



Pontificia Universidad
JAVERIANA
Cali

**Facultad de Ingeniería
y Ciencias**

Ingeniería Biomédica

MONOGRAFÍA DE TRABAJO DE GRADO

Sistema de simulación basado en la pupilometría para
la detección de posibles traumas craneoencefálicos y
ciertas patologías pupilares.

Joan David Hormiga Illera
Fabio Vergara Burbano

Director

Ing. Juan Camilo Vergara

1 de febrero de 2026

Santiago de Cali, 1 de febrero de 2026

Señores
Pontificia Universidad Javeriana – Cali
Dr. Mateo López Victoria
Decano
Facultad de Ingeniería y Ciencias
Ciudad

Cordial Saludo.

Por medio de la presente nos permitimos presentarle el Trabajo de Grado titulado “Sistema de simulación basado en la pupilometría para la detección de posibles traumas craneoencefálicos y ciertas patologías pupilares.”.

Esperamos que este trabajo reúna todos los requisitos académicos, cumpla el propósito para el cual fue creado y sirva de apoyo para futuros proyectos relacionados con la materia.

Atentamente,

Joan David .H

Joan David Hormiga Illera

Fabio Vergara B

Fabio Vergara Burbano

Santiago de Cali, 1 de febrero de 2026

Señores

Pontificia Universidad Javeriana – Cali

Dr. Mateo López Victoria

Decano

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Ciudad

Cordial Saludo.

Certifico que el presente Trabajo de Grado titulado “Sistema de simulación basado en la pupi-
lometría para la detección de posibles traumas craneoencefálicos y ciertas patologías pupilares.”,
realizado por Joan David Hormiga Illera y Fabio Vergara Burbano , estudiantes de Ingeniería Bio-
médica, se encuentra terminado y puede ser presentado para su sustentación.

Atentamente,

Juan Camilo Vergara Gil Firmado digitalmente por
Juan Camilo Vergara Gil
Fecha: 2026.02.01
14:54:48 -05'00'

Ing. Juan Camilo Vergara
Director Trabajo de Grado

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro agradecimiento al director de tesis, Juan Camilo, por su acompañamiento constante, sus sugerencias y las recomendaciones que orientaron de manera significativa el desarrollo de este proyecto.

A nuestro asesor, el neurocirujano Carlos Andrés Varón, cuyo conocimiento, guía y apoyo fueron fundamentales para el avance y la consolidación de cada etapa del trabajo.

Agradecemos igualmente a los laboratoristas por brindarnos todas las facilidades necesarias para acceder a las herramientas, equipos de cómputo y recursos de la universidad. Su disposición y colaboración hicieron posible la ejecución adecuada de las pruebas, simulaciones y procesos requeridos.

Finalmente, a nuestros familiares por su apoyo incondicional a lo largo de la carrera, siendo pilares fundamentales para nuestro desarrollo como personas y como profesionales.

Glosario

Símbolos

| | |
|---------------------------------|--|
| Δ | Representa un cambio o variación. |
| $\lim_{t \rightarrow t_0} f(t)$ | Representa el límite de la función $f(t)$ cuando la variable t se aproxima a t_0 . |
| $\frac{df}{dt}$ | Mide qué tan rápido cambia la función f a medida que la variable t cambia (derivada de f respecto a t). |

Acrónimos y Abreviaturas

| | |
|-----------------|--------------------------------------|
| <i>IoT</i> | Internet of Things. |
| <i>FPS</i> | Fotogramas Por Segundo. |
| <i>LAT</i> | Latencia de la contricción. |
| <i>CV</i> | Velocidad de contracción. |
| <i>DV</i> | Velocidad de dilatación. |
| <i>CH</i> | % del cambio de tamaño pupilar. |
| <i>TCE</i> | Traumatismo Craneoencefálico. |
| <i>PIC</i> | Presión intracraneana. |
| <i>SNS</i> | Sistema Nervioso Central. |
| <i>SCP</i> | Sistema Nervioso Periférico. |
| <i>SNA</i> | Sistema Nervioso Autónomo. |
| <i>NPi</i> | Índice neurológico pupilar. |
| <i>LCR</i> | Líquido Cefalorraquídeo. |
| <i>STL</i> | Formato de archivo para modelos 3D. |
| <i>GLB/GLTF</i> | Formatos de archivo para modelos 3D. |
| <i>PCB</i> | Placa de Circuito Impreso. |
| <i>DPAR</i> | Defecto Pupilar Aferente Relativo. |
| <i>s</i> | segundos. |
| <i>mm</i> | milímetros. |
| <i>UI</i> | User Interface. |

Términos

| | |
|--------------------------------|---|
| <i>Patologías pupilares</i> | Las patologías pupilares son problemas que alteran el tamaño, la forma o la reacción de la pupila a la luz. |
| <i>Trauma Craneoencefálico</i> | Es un daño cerebral provocado por una fuerza externa. |
| <i>Pupilometría</i> | La pupilometría es la medición objetiva del diámetro y la reactividad de la pupila bajo condiciones de luz o estímulos. |
| <i>Simulación clínica</i> | Se utilizan modelos realistas o tecnología para que los profesionales practiquen y mejoren sus habilidades sin riesgo para los pacientes. |

Resumen

El TCE puede provocar alteraciones graves en el cerebro que, de no ser controladas, pueden llevar a un aumento crítico de la presión intracraneal (PIC), lo que puede poner en riesgo la vida del paciente. La pupilometría es una herramienta clave para identificar disfunciones neurológicas y oculares, ya que la pupila es un indicador sensible de diversos problemas, tanto locales como sistémicos. Aunque la pupila puede ser evaluada con instrumentos simples, un análisis inadecuado podría derivar en diagnósticos incorrectos y tratamientos no óptimos. Con el crecimiento exponencial que ha tenido el campo de la salud en los últimos años, se han desarrollado diversas tecnologías de simulación enfocadas en mejorar el entendimiento de distintas patologías o condiciones. Sin embargo, los TCE afectan a muchas personas y, aun así, se evidencia una ausencia de herramientas basadas en la pupilometría que permitan simular este tipo de casos.

El proyecto tiene como objetivo el diseño de un sistema integrado de software y hardware para la posible identificación de (TCE) y otras patologías pupilares por medio de la pupilometría. Para su desarrollo se utilizó la metodología design thinking y la implementación se realizó con Godot Engine, Blender y Makey Makey.

Este sistema presenta distintas funcionalidades y ventanas, lo que permite recrear casos de problemas asociados a TCE y patologías pupilares, proporcionando diferentes datos del diámetro pupilar y su respuesta. El hardware complementa el software por medio de un sensor de luz, el cual es estimulado por la luz que el usuario genere. La pantalla del computador es la encargada de presentar las diversas opciones y secciones del simulador. La verificación de su funcionalidad se realizó junto con el asesor, como profesional en el área. La solución resultó útil como herramienta de simulación, facilitando la interpretación de signos pupilares asociados a TCE y patologías.

Palabras Clave: Pupilometría, TCE, Sistema de simulación.

Abstract

Traumatic brain injury (TBI) can cause severe alterations in the brain that, if not properly managed, may lead to a critical increase in intracranial pressure (ICP), putting the patient's life at risk. On the other hand, pupillometry is a key tool for identifying neurological and ocular dysfunctions, as the pupil is a sensitive indicator of various issues, both local and systemic. Although the pupil can be assessed with simple instruments, inadequate analysis may result in incorrect diagnoses and suboptimal treatments. With the exponential growth of the healthcare field in recent years, a variety of simulation technologies have been developed to improve the understanding of different pathologies and conditions. However, despite the high prevalence of TBIs, there remains a notable absence of simulation tools based on pupillometry that allow users to explore and understand these cases.

The objective of this project is to design an integrated software and hardware system for the potential identification of TBIs and other pupillary pathologies through pupillometry. The system was developed using the design thinking methodology, and its implementation was carried out with Godot Engine, Blender, and Makey Makey.

This system includes multiple functionalities and user interface sections that allow the simulation of cases associated with TBIs and pupillary disorders, providing various data points related to pupil diameter and its physiological response. The hardware component complements the software through a light sensor that is activated by the illumination generated by the user. The computer screen is responsible for displaying the different sections and options within the simulator. The system's functionality was verified in collaboration with the project advisor, a professional in the field. Overall, the solution proved useful as a simulation tool, facilitating the interpretation of pupillary signs related to TBIs and associated pathologies.

Keywords: pupillometry, TCE, Simulation systems

Índice general

| | |
|---|-----------|
| 1. Introducción | 1 |
| 2. Planteamiento del Problema | 3 |
| 2.1. Planteamiento del problema | 3 |
| 2.1.1. Formulación | 4 |
| 2.1.2. Sistematización | 4 |
| 3. Justificación | 5 |
| 4. Objetivos | 7 |
| 4.1. Objetivo General | 7 |
| 4.2. Objetivos Específicos | 7 |
| 5. Marco de Referencia | 8 |
| 5.1. Áreas Temáticas | 8 |
| 5.2. Marco Teórico | 8 |
| 5.2.1. Sistema nervioso | 8 |
| 5.2.2. Ojo | 11 |
| 5.2.3. Óptica del ojo y fototransducción | 14 |
| 5.2.4. Pupilometría | 17 |
| 5.2.5. Trauma Craneoencefálicos y tipos | 18 |
| 5.2.6. Trastornos pupilares | 21 |
| 5.2.7. Estado normal | 27 |
| 5.2.8. Microcontroladores | 27 |
| 5.2.9. Simulación clínica | 27 |
| 5.3. Trabajos Relacionados | 27 |
| 5.3.1. Herramienta de código abierto para la anotación de imágenes oculares: | 27 |
| 5.3.2. Software educativo como medio de apoyo para el aprendizaje de oftalmología básica para estudiantes de medicina: | 28 |
| 5.3.3. NeurOptics NPi-200: | 28 |
| 6. Materiales y Métodos | 29 |
| 6.1. Metodología | 29 |
| 6.1.1. Empatizar | 29 |
| 6.1.2. Definir | 33 |
| 6.1.3. Idear | 37 |
| 6.1.4. Materiales | 44 |
| 6.1.5. Para el desarrollo del software | 44 |

| | |
|--|------------|
| 6.1.6. Para la implementación del hardware | 44 |
| 6.1.7. Prototipar | 45 |
| 6.1.8. Evaluar | 94 |
| 7. Resultados y Discusión | 97 |
| 8. Conclusiones | 101 |
| 9. Trabajos futuros | 103 |
| 10. Anexos | 105 |
| Anexos | 105 |
| Anexo 1 – Códigos | 105 |
| Anexo 2 – Guía de Usuario | 106 |
| Anexo 3 – Verificación de usabilidad | 107 |
| Bibliografía | 109 |

Índice de figuras

| | |
|--|----|
| 5.1. Sistema nervioso | 9 |
| 5.2. Encéfalo | 10 |
| 5.3. Tallo cerebral | 11 |
| 5.4. Ojo | 12 |
| 5.5. Contracción y dilatación | 15 |
| 5.6. Vía parasimpática | 16 |
| 5.7. Vía simpática | 17 |
| 5.8. Herniación uncal | 19 |
| 5.9. Miosis bilateral no reactiva | 20 |
| 5.10. Midriasis Bilateral No Reactiva | 21 |
| 5.11. Miosis | 22 |
| 5.12. Midriasis | 23 |
| 5.13. Anisocoria | 24 |
| 5.14. Leucocoria | 25 |
| 5.15. Síndrome de Bernard–Horner | 26 |
| 5.16. Pupila de Marcus Gunn | 26 |
| | |
| 6.1. Design thinking | 29 |
| 6.2. Cuota de mercado de sistemas operativos a nivel mundial | 31 |
| 6.3. Necesidades | 32 |
| 6.4. Interfaz del pupilómetro NeurOptics NPi-200 | 34 |
| 6.5. TCE y patologías seleccionadas | 35 |
| 6.6. Modelado de Iris-Pupila | 45 |
| 6.7. Creación de la Córnea | 46 |
| 6.8. UV Unwrap Iris-Pupila | 46 |
| 6.9. Modelos de ojos creados | 47 |
| 6.10. Modelo creado para el menú de la interfaz | 47 |
| 6.11. Cabeza humana genérica | 48 |
| 6.12. Modelos integrados ojos y cabezas | 49 |
| 6.13. Animaciones | 50 |
| 6.14. Diagrama general del software | 51 |
| 6.15. Ventana inicial del sistema | 51 |
| 6.16. Menú principal del sistema | 52 |
| 6.17. Información del sistema 1 | 53 |
| 6.18. Información sobre Godot engine | 53 |
| 6.19. Información sobre blender | 54 |
| 6.20. Información del sistema 2 | 54 |

| | |
|---|----|
| 6.21. Información del sistema 3 | 55 |
| 6.22. Estado inicial patologías | 55 |
| 6.23. Opciones de patologías | 56 |
| 6.24. Vista previa de anisocoria | 56 |
| 6.25. Información sobre anisocoria | 57 |
| 6.26. Vista previa de midriasis | 57 |
| 6.27. Información sobre midriasis | 58 |
| 6.28. Vista previa de miosis | 58 |
| 6.29. Información sobre miosis | 59 |
| 6.30. Vista previa del síndrome de Bernard-Horner | 59 |
| 6.31. Información sobre el síndrome de Bernard-Horner | 60 |
| 6.32. Vista previa de la pupila de Marcus Gunn | 60 |
| 6.33. Información sobre la pupila de marcus gunn | 61 |
| 6.34. Vista previa de leucocoria | 61 |
| 6.35. Información sobre la leucocoria | 62 |
| 6.36. Ventana de simulaciones | 62 |
| 6.37. Ventana de simulación asociada a patologías | 63 |
| 6.38. Anuncio | 63 |
| 6.39. Diagrama de flujo de anisocoria izquierda | 64 |
| 6.40. Estado base de anisocoria | 65 |
| 6.41. Simulaciones de anisocoria | 65 |
| 6.42. Elementos básicos de la simulación | 65 |
| 6.43. Opciones del menú desplegable | 66 |
| 6.44. Cuadro de parámetros | 66 |
| 6.45. Diagrama de flujo de midriasis | 67 |
| 6.46. Simulación de midriasis | 67 |
| 6.47. Diagrama de flujo de miosis | 68 |
| 6.48. Simulación de miosis | 68 |
| 6.49. Diagrama de flujo del síndrome de Bernard-Horner | 69 |
| 6.50. Simulación del síndrome de Bernard-Horner | 69 |
| 6.51. Diagrama de flujo de la pupila de Marcus Gunn | 70 |
| 6.52. Simulación de la pupila de Marcus Gunn | 70 |
| 6.53. Diagrama de flujo de la leucocoria | 71 |
| 6.54. Simulación de leucocoria | 71 |
| 6.55. Simulaciones de TCE disponibles | 72 |
| 6.56. Ejemplo de aviso | 72 |
| 6.57. Diagrama de flujo de isocoria | 73 |
| 6.58. Simulación de isocoria | 73 |
| 6.59. Menú desplegable de los TCE y herramienta de evaluación | 74 |
| 6.60. Área delimitada | 74 |
| 6.61. Diagrama de flujo de muerte cerebral | 75 |

| | |
|--|-----|
| 6.62. Simulación de muerte cerebral | 75 |
| 6.63. Diagrama de flujo de pupilas asociadas con daño en el puente | 76 |
| 6.64. Simulación de pupilas puntiformes | 76 |
| 6.65. Ventana de hernia uncal | 77 |
| 6.66. Diagrama de flujo de hernia uncal intermedia derecha | 78 |
| 6.67. Simulación de hernia uncal intermedia | 78 |
| 6.68. Diagrama de flujo de hernia uncal avanzada derecha | 79 |
| 6.69. Simulación de hernia uncal avanzada | 79 |
| 6.70. Cambio de interpolación en blender | 80 |
| 6.71. Mediciones del diámetro máximo y mínimo | 81 |
| 6.72. Diagrama de dilatación | 81 |
| 6.73. Diagrama de la meseta | 82 |
| 6.74. Diagrama de contracción | 82 |
| 6.75. Puntos de la ecuación | 83 |
| 6.76. Función del primer tramo | 84 |
| 6.77. Función del segundo tramo | 84 |
| 6.78. Función del tercer tramo | 85 |
| 6.79. Función completa | 86 |
| 6.80. Momentos clave | 88 |
| 6.81. Ventana de cuestionarios | 89 |
| 6.82. Pregunta del caso | 89 |
| 6.83. Preguntas | 90 |
| 6.84. Ventana de configuración | 90 |
| 6.85. Configuración mapa de entrada | 91 |
| 6.86. Conexión makey makey | 91 |
| 6.87. Prueba tecla de entrada | 92 |
| 6.88. Diagrama de funcionamiento del hardware | 92 |
| 6.89. Circuito inicial | 93 |
| 6.90. Elaboración de la PCB | 93 |
| 6.91. PCB | 94 |
| 6.92. Diseño de la caja | 94 |
| | |
| 7.1. Sistema de simulación como aplicación de escritorio | 97 |
| 7.2. Sistema de simulación completo | 97 |
| 7.3. Análisis cuantitativo de las 10 reglas heurísticas de nielsen | 99 |
| | |
| 10.1. Guía de usuario | 106 |

Índice de Tablas

| | |
|--|----|
| 6.1. Análisis descriptivo de entornos virtuales en educación | 30 |
| 6.2. Percepción de la simulación virtual | 30 |
| 6.3. Cuota de mercado de sistemas operativos en el mes de octubre 2025 | 32 |
| 6.4. Valores fisiológicos pupilares | 35 |
| 6.5. Requisitos funcionales y no funcionales | 36 |
| 6.6. Matriz ponderada | 38 |
| 6.7. Tabla comparativa de entorno de desarrollo | 40 |
| 6.8. Tabla comparativa de herramientas de modelado 3D | 41 |
| 6.9. Materiales desarrollo del software | 44 |
| 6.10. Materiales desarrollo del hardware | 44 |
| 6.11. Puntuación promedio de cada regla de Nielsen | 96 |

Introducción

Los TCE representan una de las principales causas de discapacidad y mortalidad a nivel mundial, afectando a millones de personas cada año (69). Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) [1], los TCE no solo tienen un impacto significativo en la vida de quienes los sufren, sino que también generan secuelas tanto físicas como cognitivas que afectan su calidad de vida a largo plazo. Estas secuelas incluyen desde déficits en la movilidad y el habla hasta problemas en la memoria y el comportamiento, lo que conlleva una carga considerable para los sistemas de salud y para las familias de los afectados.

En este contexto, la pupilometría ha demostrado ser una técnica eficaz para la detección de disfunciones neurológicas, ya que la pupila es un indicador sensible de diversos problemas, tanto locales como sistémicos, especialmente en situaciones de urgencia como aquellas que involucran TCE. Al analizar las respuestas de la pupila a estímulos de luz y otras variables, se pueden identificar alteraciones relevantes como anisocoria, miosis y midriasis, entre otras. Estudios han evidenciado que las anomalías en el reflejo pupilar pueden ser un indicativo temprano de TCE, hipertensión intracraneal y otras condiciones neurológicas graves [2]. Sin embargo, en muchos centros de salud, los equipos especializados, como los pupilómetros, para la medición precisa de las respuestas pupilares no están disponibles. Por otra parte, la evaluación de la pupila suele realizarse de forma manual, utilizando herramientas básicas como una linterna y una regla. Estas evaluaciones manuales están sujetas a errores humanos y dependen en gran medida de la experiencia y habilidad del profesional de la salud, lo que puede resultar en la falta de detección de alteraciones sutiles pero críticas en la función pupilar [3].

El propósito de este proyecto es desarrollar un sistema de simulación interactivo basado en pupilometría que permita la simulación de traumatismos craneoencefálicos y diversas patologías pupilares mediante la reproducción del comportamiento de la pupila frente a estímulos luminosos. Para ello, se diseña un software capaz de simular respuestas pupilares normales y alteradas, considerando las necesidades y requisitos del entorno clínico; se integra un módulo de hardware que complementa la experiencia y aporta mayor realismo a la simulación; y, finalmente, se valida el funcionamiento del sistema mediante pruebas de usabilidad con personal experto, con el fin de obtener retroalimentación que fortalezca su diseño y utilidad.

Para cumplir los objetivos del proyecto, se implementó la metodología de design thinking, la cual consta de cinco fases: empatizar, definir, idear, prototipar y evaluar. El desarrollo del proyecto está conformado por nueve capítulos: la introducción y el planteamiento del problema, donde se contextualiza la temática y se explica la necesidad de la propuesta; la justificación, que expone la

relevancia y el impacto del trabajo; los objetivos, que orientan el alcance del sistema; y el marco de referencia, que integra las áreas temáticas, los fundamentos teóricos y los trabajos relacionados. A continuación, se describen los materiales y métodos utilizados para el desarrollo, seguidos de los resultados obtenidos y su discusión correspondiente. Finalmente, se exponen las conclusiones generales y se sugieren posibles trabajos futuros.

Planteamiento del Problema

2.1. Planteamiento del problema

Los traumatismos craneoencefálicos son lesiones causadas por fuerzas externas que dañan el cerebro y son una de las principales causas de discapacidad y muerte a nivel mundial, con 69 millones de casos anuales de TCE alrededor del mundo, siendo equivalente a una tasa anual de 1 de cada 1.000 habitantes según la OMS [1]. En Colombia, representan gran parte de las muertes por lesiones y afectan principalmente a hombres jóvenes en edad productiva. Los síntomas van desde dolor de cabeza y mareos en casos leves hasta pérdida de conciencia y problemas de equilibrio en casos graves. Los TCE severos pueden causar secuelas crónicas, como el síndrome post-conmocional, que incluye fatiga, irritabilidad e insomnio [4, 5].

En Colombia, no se incluye un sistema de simulación en técnicas como la pupilometría, que permita evaluar el estado neurológico mediante la observación de la reacción pupilar. A pesar de su importancia, esta herramienta no está suficientemente integrada en el sector, lo que limita el acceso a una simulación que podría facilitar el aprendizaje y la comprensión de esta técnica.[6, 7]. La carencia de herramientas tecnológicas en este campo se debe a varios factores, entre los que se incluyen la limitada disponibilidad de tecnología avanzada y la escasa implementación de simuladores específicos para la pupilometría. Aunque los conceptos relacionados con esta técnica están presentes en el ámbito académico, estos se enfocan principalmente en el conocimiento teórico, sin ofrecer suficientes experiencias prácticas que faciliten su comprensión.

La falta de herramientas adecuadas para simular técnicas como la pupilometría genera una brecha en la aplicación práctica de los conocimientos teóricos sobre las alteraciones pupilares asociadas a trastornos neurológicos. Aunque los conceptos relacionados con estas alteraciones están bien establecidos en el ámbito académico, la ausencia de simuladores realistas impide a los usuarios interesados experimentar de manera práctica cómo se manifiestan estas alteraciones en situaciones clínicas. Esto limita la capacidad para identificar y reaccionar adecuadamente ante los cambios dinámicos en el comportamiento pupilar, ya que no se cuenta con una plataforma que permita una experiencia directa en un entorno controlado y repetible.

Los síntomas de esta problemática se manifiestan principalmente en la insuficiente preparación práctica en el uso de la pupilometría para evaluar adecuadamente la respuesta neurológica en pacientes con TCE. Esta deficiencia en el entorno práctico limita el conocimiento técnico sobre cómo interpretar las respuestas pupilares [7, 4]. La ausencia de prácticas simuladas y de sistemas de simulación específicos sobre el comportamiento de la pupila en casos de TCE dificulta la habilidad para

reconocer patrones neurológicos anormales que podrían indicar un daño severo.

Además, la carencia de herramientas de simulación en técnicas como la pupilometría, repercuten negativamente en el desempeño clínico [8]. Al no contar con acceso a simulaciones, los profesionales en formación se ven forzados a depender en gran medida de la teoría o de experiencias observadas en escenarios clínicos reales, limitando su propio desarrollo en la toma de decisiones autónomas. Esta dependencia en la experiencia profesional adquirida de forma limitada y gradual resulta insuficiente para consolidar una base sólida en el funcionamiento neurológico[9].

2.1.1. Formulación

¿Cómo implementar una herramienta interactiva basada en la pupilometría para la determinación de posibles traumas craneoencefálicos y trastornos pupilares?

2.1.2. Sistematización

- ¿Qué es la pupilometría?
- ¿Por qué se considera a la pupilometría como un buen indicador de un posible trauma craneoencefálico?
- ¿Cuáles son los principales desafíos para desarrollar una herramienta interactiva basada en la pupilometría?
- ¿Qué recursos tecnológicos pueden integrarse para optimizar la comprensión de la pupilometría?
- ¿Qué recursos pedagógicos pueden integrarse para mejorar el aprendizaje de forma práctica?
- ¿Qué tipo de patologías o TCE pueden ser mejor diagnosticados a través de la pupilometría?
- ¿Qué criterios deben considerarse para garantizar la compatibilidad entre el software de pupilometría y los diferentes dispositivos de hardware utilizados?
- ¿Qué métodos de evaluación se deben implementar en el sistema de simulación?
- ¿Cómo se puede garantizar la precisión del software?
- ¿Cuáles son las necesidades específicas de los usuarios que el software debe abordar para ser efectivo?

Justificación

El campo de la salud se enfrenta a desafíos significativos, especialmente en áreas donde el diagnóstico temprano es crucial. Entre estas, la neuro-oftalmología juega un papel fundamental, ya que las anomalías en la respuesta pupilar pueden ser indicadores de condiciones neurológicas serias y potencialmente mortales [10]. Por ello, desarrollar tecnologías innovadoras que faciliten la comprensión en este campo corresponden a una necesidad. Las anomalías pupilares constituyen una de las principales razones de consulta en el ámbito de la neuro-oftalmología, debido a la relevancia de la pupila como indicador clave de alteraciones tanto neurológicas como oftalmológicas.

Estas anomalías, que incluyen disfunciones como anisocoria (diferencia en el tamaño de las pupilas), pupilas fijas, y alteraciones en la respuesta a la luz, pueden ser síntomas de afecciones subyacentes graves, como el TCE, el glaucoma o enfermedades del sistema nervioso central. Las estadísticas demuestran la relevancia de la evaluación pupilar en situaciones de emergencia. Un informe de la *BrainTraumaFoundation* indica que una cantidad significativa de los pacientes con TCE grave presentan alteraciones pupilares evidentes al momento del ingreso hospitalario, siendo este un fuerte indicador de una lesión cerebral significativa. En estos casos, la evaluación rápida y precisa de la pupila es crucial para decidir la intervención médica, como la necesidad de una intervención quirúrgica urgente [11].

A nivel mundial, en 2018 se registró que aproximadamente 69 millones de personas sufrían TCE anualmente, los TCE se pueden generar de diferentes maneras, pero la causa más frecuente son los golpes [1]. En Colombia, del total de muertes violentas ocurridas en 2023, entre el 50 % y el 70 % estuvieron relacionadas con TCE. Además, un estudio realizado en 2008 por la Universidad del Valle, que analizó a 2,049 pacientes, encontró que la mortalidad en la sala de urgencias alcanzó el 10% [12, 13].

El desarrollo de nuevas tecnologías en el campo de la salud es crucial en la actualidad, debido al aumento de la complejidad en los diagnósticos y la necesidad de herramientas que permitan identificar diversas patologías. Además, las patologías que involucran un diagnóstico complejo, como los TCE y las enfermedades neurológicas, requieren un nivel de formación especializada. En este sentido, los avances tecnológicos, como la simulación médica y el uso de software interactivo, han demostrado ser herramientas importantes. De acuerdo con un estudio publicado en *TheLancetDigitalHealth*, el uso de simulaciones médicas y plataformas interactivas de aprendizaje ha demostrado mejorar el entendimiento de diferentes temas en comparación con métodos tradicionales, como la enseñanza basada únicamente en teoría o la observación clínica. Estas tecnologías permiten que los usuarios adquieran competencias prácticas y se familiaricen con situaciones complejas sin poner en riesgo la

seguridad de los pacientes, lo que se traduce en mejores resultados a largo plazo [14, 9].

El objetivo principal del proyecto es desarrollar un sistema de simulación interactivo diseñado específicamente para la representación de la respuesta pupilar del ojo, junto con un hardware que lo complemente para hacerlo más inmersivo. Este software se centrará en la pupilometría, una técnica no invasiva que permite estudiar el comportamiento de la pupila frente a estímulos de luz y otras condiciones, y que resulta crucial para la detección de diversas patologías, como los TCE, las lesiones oculares y las disfunciones neurológicas. La capacidad de identificar estas alteraciones pupilares es fundamental y puede marcar una diferencia significativa en el pronóstico del paciente [6, 15].

La herramienta que se propone será capaz de simular la reacción pupilar en distintos escenarios clínicos referentes al TCE generados por golpes o eventos relacionados con fuerzas externas que puedan inducir a esta patología, permitiendo a los usuarios no solo observar el comportamiento dinámico de la pupila, sino también experimentar con estímulos de luz. Esto facilitará la comprensión de las funciones pupilares y su relación con diferentes patologías. Dado que las alteraciones pupilares pueden ser indicativas de afecciones graves, contar con una plataforma de simulación permitirá la interpretación de estos indicadores de forma segura. Además, el uso de datos científicos, obtenidos a través de una revisión de la literatura, resultará en un sistema más apropiado [16].

El proyecto también tendrá un impacto positivo en el área de la salud, la verificación del sistema de simulación por parte de los profesionales garantizará que se adapte a las necesidades pedagógicas, promoviendo un enfoque práctico y dinámico en el uso de la pupilometría. Además, se implementará una serie de evaluaciones y exámenes que permitirán tener una herramienta de simulación más interactiva para tener una mejor comprensión de los conceptos[17].

Objetivos

4.1. Objetivo General

Desarrollar un sistema de simulación interactivo basado en la pupilometría para la identificación de posibles traumas craneoencefálicos y ciertas patologías asociadas, mediante la simulación del comportamiento pupilar y las alteraciones en su respuesta ante estímulos de luz.

4.2. Objetivos Específicos

1. Desarrollar un software interactivo que simule el comportamiento pupilar tanto en condiciones normales como patológicas, analizando los requisitos y necesidades de los profesionales en el ámbito clínico para tener una mejor implementación.
2. Implementar un módulo de hardware en el sistema que complemente el software, para proporcionar una experiencia más inmersiva en la simulación del comportamiento pupilar.
3. Verificar la funcionalidad del sistema de simulación con personal experto en el área mediante pruebas de usabilidad para tener una retroalimentación de los componentes y características del sistema.

Marco de Referencia

5.1. Áreas Temáticas

- Sistema nervioso
- Traumatismos craneoencefálicos
- Trastornos pupilares
- Pupilometría
- Placas de desarrollo
- Simulación clínica

5.2. Marco Teórico

5.2.1. Sistema nervioso

El sistema nervioso es un conjunto de estructuras altamente especializadas, encargadas de hacer cumplir las funciones motoras, sensitivas, integrativas, cognitivas y volitivas que dan por resultado el origen, desarrollo y progresión de la vida ; todo ello, mediante la recepción de estímulos corporales internos y externos , que son analizados e integrados con el propósito de generar respuestas coordinadas.

5.2.1.1. Sistema nervioso central

El sistema nervioso central (SNC) es la parte del sistema nervioso que controla todas nuestras funciones corporales. Está conformado por el encéfalo, ubicado dentro de la cavidad craneal y la médula espinal.

Sistema nervioso periférico: El sistema nervioso periférico (SNP) está conformado por todos los nervios que emergen del encéfalo y la médula espinal, conectando el sistema nervioso central con el resto del cuerpo. Este sistema se divide en sistema nervioso somático (SNS) y sistema nervioso autónomo (SNA). El SNS controla las acciones voluntarias del organismo, como el movimiento de los músculos esqueléticos y la percepción sensorial. En cambio, el SNA regula las funciones involuntarias, como la respiración, el ritmo cardíaco y la respuesta pupilar, mediante sus dos ramas: el simpático,

que activa las respuestas de alerta (midriasis), y el parasimpático, que promueve el descanso y la conservación de energía (miosis).

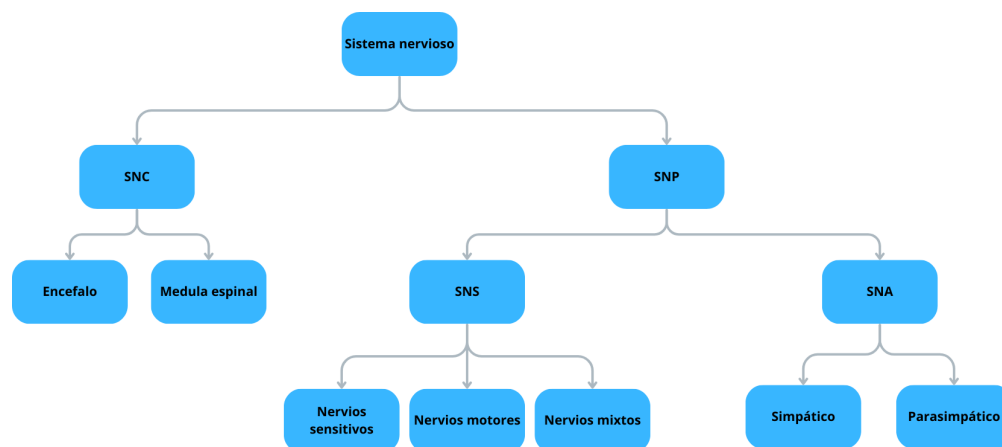


Figura 5.1: Sistema nervioso.
Fuente [Autor]

5.2.1.2. Unidad funcional

La neurona es la unidad funcional y estructural del sistema nervioso. Las neuronas se encuentran sostenidas por un tipo especial de tejido conjuntivo denominado neuroglia; cada neurona consta de un cuerpo celular y sus procesos (Axones y dendritas).

Axones: Prolongación filiforme que se origina en el cuerpo de la neurona y termina en una ramificación, haciendo contacto con otras neuronas, células musculares y glandulares, entre otras. Forman la sustancia blanca del sistema nervioso.

Dendritas: Las dendritas son los procesos o fibras nerviosas que llevan impulsos hacia el cuerpo de las neuronas, tienen la misma estructura que los axones , pero suelen ser más cortas y ramificadas, cada neurona tiene muchas dendritas, las cuales generan sinapsis con dendritas de otras neuronas o terminan en receptores sensoriales especializados.

5.2.1.3. Cerebro

El cerebro es la parte más grande del encéfalo y representa aproximadamente el 85 % de su peso total. Su superficie externa, con sus características arrugas y pliegues, forma la corteza cerebral, compuesta por materia gris. Justo debajo se encuentra la materia blanca, responsable de facilitar la comunicación entre las diferentes áreas cerebrales. Este órgano extraordinariamente complejo es el que confiere al encéfalo, y por tanto al ser humano, sus capacidades más avanzadas y especiales.

A través de los sentidos, el cerebro recibe una enorme cantidad de información del entorno, la interpreta y le da significado. También coordina y controla el movimiento del cuerpo. Entre sus

múltiples funciones se incluyen la regulación de la temperatura corporal, la circulación sanguínea, la respiración y la digestión. Su funcionamiento resulta fascinante y es clave para el equilibrio y la supervivencia del organismo.

El cerebro actúa como una computadora central que dirige todas las funciones del cuerpo. El resto del sistema nervioso funciona como una red compleja que transmite mensajes de ida y vuelta entre el cerebro y las diferentes partes del organismo. Esta comunicación se realiza a través de la médula espinal, una estructura que se extiende desde el cerebro a lo largo de la espalda. En su interior alberga numerosos nervios, similares a filamentos, que se ramifican y conectan con los órganos y otras regiones del cuerpo.

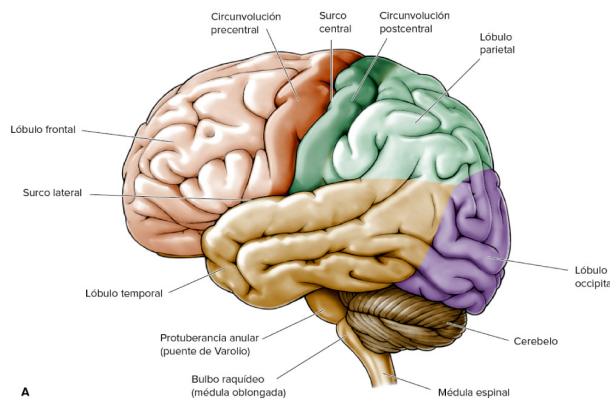


Figura 5.2: Encéfalo

Fuente [18]

5.2.1.4. Cerebelo

El cerebelo es una porción del encéfalo ubicada en la parte posterior de la cabeza, entre el cerebro y el tronco encefálico. Su principal función es coordinar el equilibrio y la postura, permitiendo al cuerpo caminar, mantenerse de pie y realizar movimientos motores complejos con precisión y control.

5.2.1.5. Tallo cerebral

El tallo cerebral, también conocido como tronco encefálico, es una estructura fundamental del sistema nervioso central que conecta el cerebro con la médula espinal. Está compuesto por el mesencéfalo, la protuberancia (o puente) y el bulbo raquídeo. Esta región actúa como una vía de comunicación entre el encéfalo y el resto del cuerpo, transmitiendo señales motoras y sensoriales. Además, regula funciones vitales involuntarias como la respiración, el ritmo cardíaco, la presión arterial, el estado de consciencia y el ciclo sueño-vigilia.

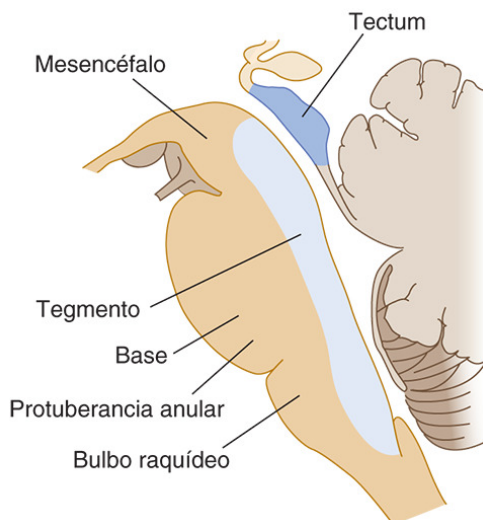


Figura 5.3: Tallo cerebral
Fuente[19]

5.2.2. Ojo

El ojo es uno de nuestros órganos sensoriales básicos. Su función principal es recibir la luz del exterior y convertirla en señales electroquímicas que nuestro cerebro pueda procesar e interpretar. Estas señales nos permiten percibir nuestro entorno visual, así como coordinar nuestras funciones corporales según la hora del día. Los ojos transforman la energía del espectro electromagnético en impulsos nerviosos, aunque solo una fracción limitada de dicho espectro puede activar los fotorreceptores. La luz visible corresponde a la energía electromagnética con longitudes de onda comprendidas entre 400 nm y 700 nm.

Está situado en la cavidad orbitaria y está inervado por el nervio óptico (segundo nervio craneal). Su forma es casi esférica y de aproximadamente 2,5 cm de diámetro; el espacio entre el ojo y la cavidad orbitaria está ocupado por tejido graso, las paredes óseas de la órbita y la grasa ayudan a proteger al ojo de ser lesionado. Estructuralmente, los dos ojos están separados pero sus actividades son coordinadas de tal manera que funcionan como una pareja.

5.2.2.1. Estructura del ojo

El ojo humano es un órgano fotorreceptor que hace parte de los sentidos especiales, cuya función consiste en recibir los rayos luminosos procedentes de los objetos presentes en el mundo exterior y transformarlos en impulsos eléctricos que son conducidos al centro nervioso de la visión en la parte posterior del cerebro.

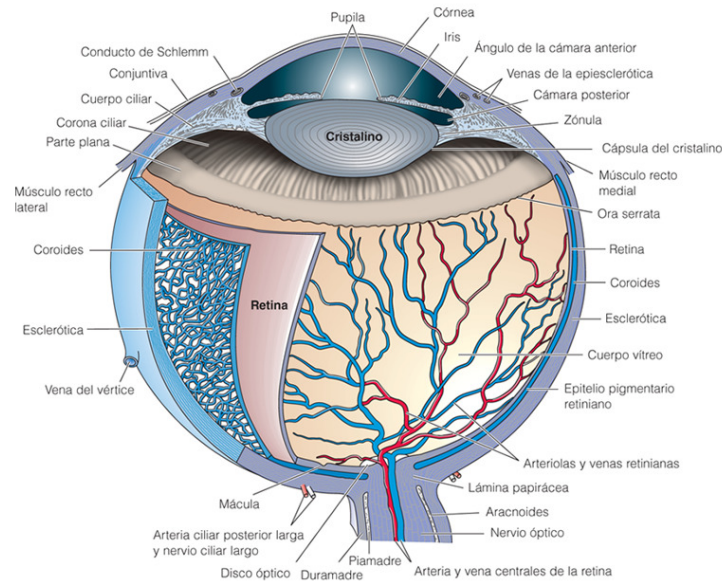


Figura 5.4: Ojo

Fuente [20]

5.2.2.2. Esclerótica y córnea

La esclerótica, o parte blanca del ojo, forma la capa tisular mas externa de las superficies posteriores y laterales del globo ocular, y adelante se continúa con la córnea transparente. Consta de una membrana fibrosa firme que conserva la forma del ojo y da inserción a los músculos extraoculares o extrínsecos del ojo. Por la parte anterior, la esclerótica continua como una membrana epitelial clara y transparente, la córnea. Los rayos luminosos pasan a través de esta para alcanzar la retina. La córnea es convexa hacia adelante y participa en la refracción o desviación de los rayos luminosos para enfocarlos en la retina.

5.2.2.3. La coroides

La coroides reviste los cinco sextos posteriores de la superficie interna de la esclerótica, es rica en vasos sanguíneos y tienen un color café oscuro, los rayos de luz entran al ojo a través de la pupila, estimulan las terminaciones nerviosas de la retina y luego son absorbidos por la coroides.

5.2.2.4. El cuerpo ciliar

El cuerpo ciliar es la continuación anterior de la coroides y consta de fibras musculares lisas (músculo ciliar) y de células epiteliales secretoras. Facilita la inserción al ligamento suspensorio, el cual, en su otro extremo, se fija a la cápsula que envuelve el cristalino. La contracción y relajación del músculo ciliar cambia el grosor del cristalino, lo cual refracta los rayos luminosos que entran al

ojo para ser enfocados en la retina. Las células epiteliales secretan humor acuoso en el segmento anterior del ojo, el espacio entre el cristalino y la córnea. El cuerpo ciliar está inervado por ramas parasimpáticas del nervio motor ocular común (tercer nervio craneal). La estimulación produce contracción del músculo y acomodación de la pupila. Los movimientos del ojo se dan por los músculos extrínsecos del ojo, inervados por el III, IV y VI par craneal.

5.2.2.5. El iris

El iris se extiende hacia adelante desde el cuerpo ciliar y se encuentra detrás de la córnea y delante del cristalino. El segmento anterior del ojo se divide en cámaras anterior y posterior que contienen humor acuoso secretado por el cuerpo ciliar. Es una estructura circular compuesta de células pigmentadas y de dos capas de fibras musculares: una circular y otra radiada. En el centro hay una abertura: la pupila. La pupila varía de tamaño dependiendo de la intensidad de la luz. Cuando hay luz brillante las fibras musculares circulares se contraen y constriñen la pupila. El iris es inervado por nervios parasimpáticos y simpáticos. La estimulación parasimpática, proporcionada por el nervio motor ocular común, contrae la pupila y la estimulación simpática que procede del ganglio cervical superior, la dilata. El color del iris depende de la cantidad de células pigmentadas presentes.

5.2.2.6. El cristalino

El cristalino es un cuerpo transparente, biconvexo, circular y muy elástico, que se encuentra inmediatamente por detrás de la pupila. Está suspendido desde el cuerpo ciliar mediante el ligamento suspensorio y encerrado dentro de una cápsula transparente. Su grosor es controlado por el músculo ciliar mediante el ligamento suspensorio. El cristalino desvía los rayos luminosos reflejados por objetos que están delante de los ojos. Es la única estructura del ojo que puede variar su poder de refracción, lo cual logra al cambiar su grosor. Cuando el músculo ciliar se contrae se mueve hacia adelante, libera la tracción sobre el cristalino y aumenta su grosor. Entre más cerca estén los objetos el cristalino será más grueso.

5.2.2.7. La retina

La retina es la capa más interna de la pared del ojo. Es una membrana extremadamente delicada y está adaptada especialmente para ser estimulada por los rayos luminosos. Está compuesta de varias capas de células nerviosas y fibras nerviosas y de una capa pigmentaria que la fija, la coroides. La capa más sensible a la luz es la capa de conos y bastones.

La retina reviste cerca de tres cuartos del globo ocular y es más gruesa atrás y se adelgaza hacia adelante para terminar justo por detrás del cuerpo ciliar. Cerca del centro de la parte posterior hay una zona de color amarillo, de ahí el nombre de mácula lútea. En el centro del área hay una pequeña depresión llamada fosa central, que consta solo de conos. Hacia la parte anterior de la retina hay menos conos que bastones.

Los conos y los bastones contienen pigmentos fotosensibles que están implicados en la conversión de los rayos luminosos a impulsos nerviosos. La rodopsina (púrpura visual) es un pigmento que se encuentra en los bastones. Se decolora cuando se expone a la luz y su regeneración requiere la presencia de vitamina A. El tiempo que tarda la regeneración de la rodopsina, denominada adaptación a la oscuridad, se experimenta cuando la persona pasa de un área de luz brillante a la oscuridad. Otros pigmentos presentes en los conos responden a diferentes longitudes de onda de la luz visible y originan la visión a color. La rodopsina se decolora por una intensidad de luz más baja que los pigmentos en los conos.

Aproximadamente 0,5 cm hacia el lado nasal de la mácula lútea todas las fibras nerviosas de la retina convergen para formar el nervio óptico que pasa a través del esfenoides, para finalmente alcanzar la corteza cerebral en el lóbulo occipital. La pequeña zona de la retina en donde el nervio óptico abandona el ojo es la pupila óptica o punto ciego. Este no tiene células sensibles a la luz.

5.2.3. Óptica del ojo y fototransducción

Los rayos de luz que entran en el ojo impactan sobre la córnea, que refracta los rayos, los dobla y los aproxima. A continuación, los rayos pasan por el cristalino y atraviesan el humor vítreo de la cavidad posterior. El cristalino puede adaptar su forma de acuerdo con la luz entrante, ayudando a enfocarla en la parte trasera de la retina. Los cuerpos ciliares controlan el tamaño del iris, y con ello la cantidad de luz que puede penetrar en el ojo. La retina es una estructura compleja de capas múltiples, y su parte más exterior contiene 130 millones de células sensibles a la luz, conocidas como fotorreceptores. Existen dos tipos distintos de fotorreceptores, como se mencionó anteriormente, los bastones, activos en luz tenue e incapaces de distinguir el color, y los conos, activos en luz brillante y que reaccionan al máximo ante colores específicos. Mientras que los bastones están distribuidos uniformemente por la retina, los conos se concentran alrededor de la fovea. La luz que llega a los conos y bastones se convierte en señales eléctricas en forma de potenciales de acción, que atraviesan las capas de la retina; estas señales alcanzan las células ganglionares de la retina, que poseen axones que salen por la parte posterior de la retina, formando el nervio óptico.

Un fotón desencadena una respuesta nerviosa en los fotorreceptores. La estimulación de la rodopsina en los bastones y de las opsinas en los conos inicia una compleja cascada de reacciones enzimáticas y bioquímicas en respuesta a la luz. Esto provoca el cierre de los canales catiónicos en la membrana del fotorreceptor, lo que lleva a una hiperpolarización del potencial de membrana. Como resultado, disminuye la liberación de neurotransmisores en las terminales sinápticas del fotorreceptor. La señal generada se transmite al núcleo geniculado lateral y, posteriormente, a la corteza visual ubicada en los lóbulos occipitales del cerebro. En el análisis del sistema visual, las propiedades ondulatorias de la luz permiten comprender las características ópticas del ojo, mientras que las propiedades corpusculares (fotones) explican la estimulación de los fotorreceptores.

La retina se compone de una porción neurosensorial y del epitelio pigmentario retiniano. Este último desempeña un papel crucial en el ciclo visual, ya que se encarga de capturar, almacenar y movilizar la vitamina A, esencial para dicho proceso. Además, participa activamente en la fagocito-

sis de los segmentos externos de los fotorreceptores. En los vertebrados, la retina está estructurada en tres capas que contienen cuerpos neuronales, intercaladas con dos capas de interacciones sinápticas denominadas capas plexiformes. capa nuclear externa (CNE): Contiene los cuerpos celulares de los conos y bastones, capa nuclear interna (CNI): Alberga los cuerpos celulares de las células horizontales, bipolares, amacrinas e interplexiformes, capa de células ganglionares (CG): Incluye los cuerpos celulares de las células ganglionares [21]. Entre estas capas neuronales se encuentran las capas plexiformes, donde se producen la mayoría de los contactos sinápticos, fundamentales para la transmisión y procesamiento de las señales visuales en la retina.

5.2.3.1. Contracción y dilatación de la pupila

La contracción de la pupila ocurre gracias a la acción de los músculos circulares del iris, mientras que su dilatación se debe a la contracción de los músculos radiales. El control de la pupila está regulado por el sistema nervioso autónomo: la estimulación parasimpática, a través del nervio motor ocular común (III), induce la contracción, mientras que la estimulación simpática provoca su dilatación.

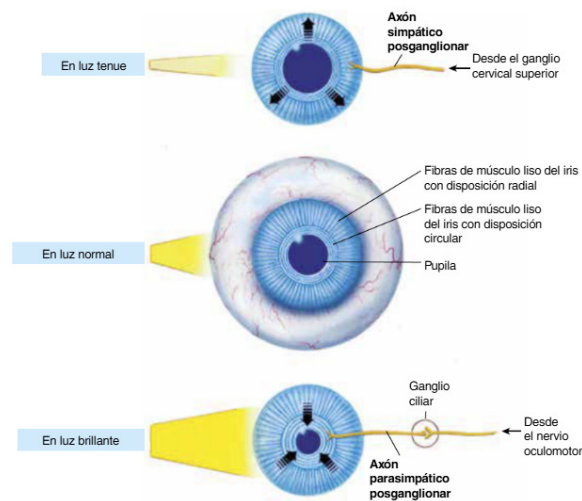


Figura 5.5: Contracción y dilatación

Fuente [22]

5.2.3.2. Vía parasimpática

La vía parasimpática es la responsable de la contracción pupilar o miosis. Su trayecto se inicia en el núcleo de Edinger–Westphal, ubicado en el mesencéfalo. Desde este núcleo, las fibras preganglionares viajan junto al nervio oculomotor (III par craneal) hasta el ganglio ciliar, donde realizan sinapsis con las neuronas posganglionares. Posteriormente, estas fibras alcanzan el músculo esfínter del iris, cuya activación produce la disminución del diámetro pupilar [23, 24].

Fisiológicamente, la vía parasimpática se activa cuando la retina detecta un aumento de la intensidad luminosa, enviando la información hacia los núcleos pretectales, los cuales estimulan de manera bilateral a los núcleos de Edinger–Westphal. Esta activación bilateral explica el reflejo fotomotor directo, correspondiente a la contracción pupilar del ojo estimulado, y el reflejo fotomotor consensual, que se manifiesta como la contracción simultánea de la pupila contralateral no estimulada. Este circuito permite regular la entrada de luz al ojo y proteger la retina ante estímulos luminosos intensos [24].



Figura 5.6: Vía parasimpática
Fuente [Autor]

5.2.3.3. Vía simpática

La vía simpática controla la dilatación pupilar o midriasis. Su origen se encuentra en el hipotálamo, desde donde descienden fibras hacia el centro cilioespinal de Budge (C8–T2) en la médula espinal. Desde este punto, las fibras simpáticas preganglionares se proyectan hacia el ganglio cervical superior, donde establecen sinapsis. Las fibras posganglionares ascienden acompañando a la arteria carótida interna y, mediante el nervio nasociliar, alcanzan el músculo dilatador del iris, cuya activación aumenta el tamaño pupilar[25].

Esta vía se activa fisiológicamente en condiciones de baja iluminación, durante respuestas de

alerta o en estados de estrés, permitiendo una mayor entrada de luz al ojo y optimizando la visión en situaciones que requieren adaptación visual o mayor atención [24].

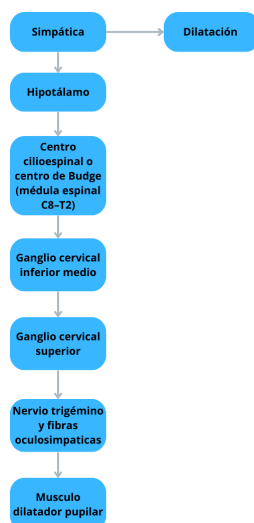


Figura 5.7: Vía simpática
Fuente [Autor]

5.2.4. Pupilometría

La pupilometría es la medición del diámetro pupilar en condiciones basales y durante distintos estímulos luminosos. Su objetivo es evaluar la función del sistema nervioso autónomo y detectar alteraciones en las vías que regulan la respuesta pupilar. La pupilografía complementa este proceso mediante el análisis dinámico de la contracción y dilatación pupilar[26, 27].

Tradicionalmente, la evaluación pupilar se realizaba de forma subjetiva con una linterna, lo que limitaba la precisión y la reproducibilidad. Actualmente, la pupilometría digital emplea cámaras infrarrojas que permiten mediciones objetivas, automáticas y continuas, útiles en neurología, cuidados intensivos, anestesia y oftalmología [27].

El procedimiento básico consiste en medir el diámetro pupilar en reposo, aplicar un estímulo luminoso y registrar parámetros como la amplitud (size: diámetro basal y mínimo: diámetro pupilar mínimo), la latencia (normal: $0,24 \pm 0,4$ s y patológica: $0,3 \pm 0,1$ s), que se refiere al tiempo de respuesta pupilar, la velocidad de contracción (normal: $1,48 \pm 0,33$ mm/s y patológica: $<0,8$ mm/s) y la velocidad de dilatación (normal: $1,31 \pm 0,30$ mm/s), así como el CH (normal: $>15\%$ y patológico: $<15\%$), que hace referencia al cambio entre el diámetro máximo y el mínimo.

5.2.5. Trauma Craneoencefálicos y tipos

El TCE se define como una alteración de la función cerebral ocasionada por un impacto directo o indirecto sobre la cabeza, afectando la condición funcional y estructural del sistema nervioso central. Este tipo de lesión es uno de los desafíos significativos para los sistemas de salud a nivel global [28].

La severidad del TCE puede variar desde lesiones leves, como conmociones cerebrales y daños severos con compromiso funcional permanente. Un manejo adecuado resulta crucial para evitar complicaciones secundarias, entre las que destaca la hipertensión intracraneal (HIC), una de las principales causas de deterioro neurológico en estos pacientes [29, 30].

5.2.5.1. Trauma Craneoencefálico Cerrado

El TCE cerrado se caracteriza por la ausencia de ruptura de la piel o exposición del tejido intracraneal. El impacto genera desaceleración o fuerzas de aceleración que lesionan estructuras cerebrales, logrando ocasionar contusiones, hematomas o edema cerebral. Este tipo de trauma es uno de los más frecuentes y puede llevar a episodios de presión intracraneal elevada. En población pediátrica se ha reportado que hasta un 68,2% de los pacientes presenta episodios de HIC durante su evolución clínica [31], lo cual aumenta el riesgo de daño neurológico secundario.

5.2.5.2. Trauma Craneoencefálico Penetrante

El TCE penetrante ocurre cuando un objeto perfora el cráneo e ingresa a la cavidad intracraneal. Este mecanismo lesiona directamente el tejido cerebral y conlleva un elevado riesgo de hemorragia, daño focal, infección y mortalidad [32]. La alta probabilidad de contaminación de la herida, además de la alteración de las barreras protectoras naturales del encéfalo, lo convierte en un tipo de trauma de especial gravedad.

5.2.5.3. Herniacion Uncal

La herniación uncal corresponde al desplazamiento del uncus, una estructura ubicada en la región anteromedial del giro parahipocampal, hacia la escotadura tentorial como consecuencia de un aumento significativo de la presión intracraneal. Este desplazamiento constituye una emergencia neurológica, dado que ocasiona la compresión directa del mesencéfalo, del III par craneal y de estructuras vasculares como la arteria cerebral posterior [33].

El cráneo contiene tres componentes principales: tejido cerebral, sangre y líquido cefalorraquídeo (LCR). De acuerdo con el principio de Monro-Kellie, un incremento en el volumen de uno de estos elementos obliga a la reducción de otro. Cuando los mecanismos compensatorios se agotan principalmente la disminución del LCR y del volumen sanguíneo venoso, el tejido cerebral comienza a desplazarse hacia las aberturas naturales del cráneo, originando distintos tipos de herniación [34, 35].

En la herniación uncal, la compresión del III par craneal produce su signo más característico: midriasis fija e ipsilateral, resultado de la parálisis del esfínter del iris. Su identificación temprana es crucial para evitar daño neurológico irreversible[33, 36].

La aparición de midriasis fija unilateral en un paciente con TCE o PIC elevada indica herniación inminente o establecida, situación asociada a alto riesgo de paro cardiorrespiratorio y que requiere intervención inmediata (hiperventilación controlada, manitol o cirugía descompresiva). Sin tratamiento oportuno, la herniación uncal es una causa frecuente de mortalidad en TCE severo [33]. En la siguiente imagen la flecha representada por la letra B muestra la herniación del uncus.

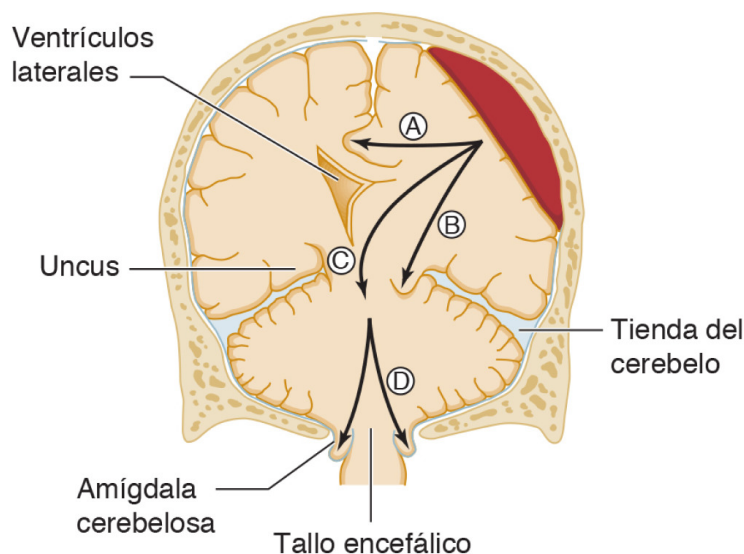


Figura 5.8: Herniación uncal

Fuente [37]

5.2.5.4. Miosis bilateral no reactiva

La pupilas puntiformes (miosis) corresponde a una constricción constante y anormal de la pupila, que permanece muy pequeña independientemente de los cambios de iluminación, generalmente por sobreactivación parasimpática o inhibición simpática [38, 39]. El fenómeno opuesto es la midriasis, en el cual la pupila se dilata y no regresa a su tamaño basal [38]. Entre sus causas farmacológicas destacan los opiáceos, que incrementan el tono parasimpático, y la intoxicación por organofosforados, que inhiben la acetilcolinesterasa y producen contracción continua del esfínter del iris. También pueden inducir miosis fármacos como la clonidina o algunos antagonistas adrenérgicos [38]. En el ámbito neurológico, la hemorragia pontina interrumpe las fibras simpáticas responsables de la dilatación pupilar, generando pupilas puntiformes, mientras que el aumento de la presión intracraneal o la herniación cerebral pueden manifestarse con miosis como signo crítico [40].

De forma fisiológica, la miosis senil ocurre con el envejecimiento por cambios en la inervación

y en el músculo del iris [40]. Su mecanismo se basa en la activación del músculo esfínter del iris, inervado por fibras parasimpáticas provenientes del núcleo de Edinger–Westphal que viajan por el III par craneal hasta el ganglio ciliar, desde donde alcanzan el esfínter pupilar para generar la contracción.



Figura 5.9: Miosis bilateral no reactiva
Fuente [41]

5.2.5.5. Midriasis Bilateral No Reactiva

La midriasis bilateral no reactiva corresponde a una dilatación fija y simultánea de ambas pupilas, sin respuesta al estímulo luminoso. En el contexto de un traumatismo craneoencefálico severo, este hallazgo se considera un marcador de disfunción del tronco encefálico y se asocia con un pronóstico extremadamente desfavorable, incluyendo muerte encefálica o discapacidad neurológica profunda [42].

El reflejo fotomotor normal depende de una vía aferente compuesta por la retina y los núcleos pretectales, y una vía eferente que incluye el núcleo de Edinger–Westphal, el nervio oculomotor (III par craneal) y el músculo esfínter del iris. En un TCE grave, el daño estructural del tronco encefálico interrumpe estas vías o sus núcleos, eliminando la capacidad de contracción pupilar. Como consecuencia, las pupilas permanecen dilatadas y arreactivas, reflejando un compromiso profundo del sistema nervioso central.

La midriasis bilateral fija se ha considerado de forma clásica un criterio clínico de muerte encefálica, dado que sugiere pérdida irreversible de la función del tronco cerebral. La mayoría de estudios la asocian con mortalidad muy elevada, estado vegetativo persistente o daño neurológico severo e irreversible. No obstante, se han reportado casos excepcionales de recuperación parcial, lo que indica que, aunque es un signo altamente predictivo, no es absolutamente determinante en todos los escenarios clínicos [42].



Figura 5.10: Midriasis Bilateral No Reactiva
Fuente [43]

5.2.6. Trastornos pupilares

Los trastornos pupilares comprenden un conjunto de alteraciones en el tamaño, la simetría o la reactividad de las pupilas y constituyen hallazgos clínicos fundamentales en neurología y medicina de emergencias. Debido a que la respuesta pupilar refleja la integridad del sistema nervioso autónomo y, en particular de las estructuras del tronco encefálico, su evaluación se emplea como una herramienta diagnóstica clave en situaciones como el traumatismo craneoencefálico, las intoxicaciones, las enfermedades neurodegenerativas y diversas emergencias neurológicas [37, 39]. El tamaño pupilar depende del equilibrio entre el sistema parasimpático, encargado de generar miosis mediante la activación del músculo esfínter del iris, y el sistema simpático, responsable de la midriasis a través del músculo dilatador del iris.

5.2.6.1. Miosis

La miosis corresponde a la reducción anormal del diámetro pupilar producida por la contracción del músculo esfínter del iris, siendo lo normal de 2 mm a 4 mm y patológico < 2 mm, el cual está bajo el control del sistema parasimpático [44]. Aunque forma parte del reflejo fisiológico de adaptación a la luz intensa, su aparición en situaciones inapropiadas puede indicar un trastorno neurológico u oftalmológico relevante [45].

Fisiológicamente, la miosis se presenta durante el reflejo fotomotor y el reflejo de acomodación. No obstante, diversas condiciones pueden generar miosis patológica, entre ellas el uso de fármacos parasimpaticomiméticos, la intoxicación por opiáceos, el síndrome de Horner y las lesiones pontinas, que producen pupilas puntiformes y no reactivas [46, 23]. También puede observarse en cuadros inflamatorios intraoculares o en intoxicación por organofosforados, donde el aumento de la actividad colinérgica genera una contracción sostenida del esfínter del iris.

La vía anatómica de la miosis inicia en los núcleos pretectales, continúa hacia el núcleo de Edinger–Westphal y desciende por el nervio oculomotor hasta el ganglio ciliar, desde donde las fibras posganglionares alcanzan el músculo esfínter del iris. Esta ruta constituye la base del reflejo fotomotor, tanto directo como consensual [45].



Figura 5.11: Miosis
Fuente [38]

5.2.6.2. Midriasis

La midriasis se define como el aumento anormal del diámetro pupilar, donde 4 mm a 8 mm es normal y patológico > 5 mm en condiciones normales de luz, ya sea por una mayor activación del músculo dilatador del iris o por una disfunción del esfínter pupilar [44]. Aunque forma parte de mecanismos fisiológicos normales, como la adaptación a la oscuridad, la respuesta emocional o la acomodación para visión lejana, su aparición en situaciones inapropiadas o acompañada de ausencia de reactividad puede constituir un signo clínico de relevancia neurológica y oftalmológica [45].

Desde el punto de vista etiológico, la midriasis puede ser fisiológica o patológica. Entre las causas farmacológicas se incluyen el uso de midriáticos oftálmicos, fármacos anticolinérgicos y sustancias estimulantes como la cocaína o las anfetaminas. En el ámbito neurológico, la presencia de midriasis unilateral fija es un hallazgo crítico asociado a traumatismos craneoencefálicos, compresión del III par craneal, incremento de la presión intracraneal y lesiones localizadas en el mesencéfalo [46]. También puede observarse en neuropatías autonómicas, neoplasias o alteraciones estructurales del iris.

En términos anatómicos, la midriasis depende de la vía simpática, la cual se origina en el hipotálamo, desciende hacia el centro cilioespinal de Budge y proyecta sus fibras preganglionares al ganglio cervical superior. Desde allí, las fibras posganglionares ascienden junto a la arteria carótida interna hasta el globo ocular, donde activan el músculo dilatador del iris [47]. Esta organización refleja la importancia del sistema simpático en la regulación pupilar durante estados de alerta, estrés y condiciones de baja iluminación.



Figura 5.12: Midriasis
Fuente [48]

5.2.6.3. Anisocoria

La anisocoria se define como la desigualdad del diámetro pupilar entre ambos ojos y puede clasificarse en fisiológica o patológica. La anisocoria fisiológica, presente hasta en el 20 % de la población, se caracteriza por una asimetría pupilar igual o menor a 1 mm, estabilidad temporal y ausencia de variación ante cambios de iluminación; mientras que una diferencia mayor a 1 mm se considera sugestiva de origen patológico [23].

En contraste, la anisocoria patológica supera este valor, varía con la luz y puede acompañarse de signos clínicos como ptosis (caída del párpado superior), dolor ocular, alteraciones oculomotoras o déficits neurológicos [49]. Sus causas abarcan disfunciones de la vía simpática como en el síndrome de Horner y de la vía parasimpática como en la parálisis del III par craneal, además de traumatismos oculares, exposición a agentes farmacológicos midriáticos o mióticos y lesiones intracraneales que afecten el control pupilar [50].

El tamaño pupilar se regula mediante el equilibrio entre las dos principales vías autonómicas. La vía parasimpática produce miosis a través del núcleo de Edinger Westphal, el nervio oculomotor y el músculo esfínter del iris. Por su parte, la vía simpática genera midriasis mediante el trayecto hipotálamo-centro cilioespinal de Budge ganglio cervical superior plexo carotídeo músculo dilatador del iris [45].

La evaluación clínica de la anisocoria se basa en su comportamiento frente a diferentes condiciones lumínicas: un incremento de la desigualdad en ambientes iluminados sugiere compromiso parasimpático, mientras que su predominio en la oscuridad apunta a una disfunción simpática.



Figura 5.13: Anisocoria

Fuente [10]

5.2.6.4. Leucocoria

La leucocoria es un signo ocular definido por la aparición de un reflejo pupilar blanco al iluminar el ojo o al capturar fotografías con flash. Este fenómeno ocurre debido a una alteración en la transmisión o reflexión de la luz a través de los medios oculares, lo que sustituye el reflejo rojo retiniano normal. Dada su estrecha relación con patologías potencialmente graves especialmente en la población pediátrica la leucocoria se considera un hallazgo de carácter urgente en oftalmología [51, 52].

En niños, sus principales causas incluyen el retinoblastoma, en el cual la leucocoria es el signo inicial en hasta el 80% de los casos; la catarata congénita, considerada la etiología tratable más frecuente; la retinopatía del prematuro, que puede conducir a fibrosis y desprendimiento de retina; además de la enfermedad de Coats y la persistencia de la vasculatura fetal [53]. En adultos, suele asociarse a cataratas avanzadas, desprendimiento de retina y leucomas corneales, aunque también puede originarse por traumatismos o infecciones intraoculares que alteren la transparencia de los medios ópticos.

A diferencia de otros trastornos pupilares, la leucocoria no depende de la función neurológica del reflejo pupilar, sino de un fenómeno puramente óptico: cualquier opacidad, reflexión anómala u obstrucción en el trayecto de la luz a nivel de la córnea, cristalino, humor vítreo o retina puede generar el reflejo blanquecino [51]. Su identificación temprana es fundamental para el diagnóstico oportuno de patologías tratables y de condiciones potencialmente mortales, como el retinoblastoma.



Figura 5.14: Leucocoria

Fuente [54]

5.2.6.5. Síndrome de Bernard Horner

El síndrome de Bernard–Horner es un trastorno neuro-oftalmológico producido por la interrupción de la vía simpática oculosimpática, encargada de la inervación del músculo dilatador del iris, el músculo tarsal superior de Müller y las glándulas sudoríparas faciales [25, 55]. Clínicamente se evidencia por la tríada característica de miosis, ptosis leve y anhidrosis, pudiendo acompañarse de un enoftalmos aparente. La pérdida del tono simpático genera un predominio parasimpático, lo que explica la miosis persistente y la dilatación lenta de la pupila en condiciones de oscuridad, así como el estrechamiento palpebral (caída del párpado) [56].

La causa depende del nivel anatómico de la lesión dentro de la vía simpática. Las lesiones centrales (primera neurona) se relacionan con accidentes cerebrovasculares del tronco encefálico, esclerosis múltiple, tumores intracraneales o siringomielia [57]. Las lesiones preganglionares (segunda neurona) se asocian a tumores apicales pulmonares, traumatismos del plexo braquial, alteraciones mediastínicas o cirugías cervicales. Por su parte, las lesiones posganglionares (tercera neurona) suelen deberse a disección de la arteria carótida interna, cefalea en racimos o traumatismos craneocervicales. En la infancia, puede observarse en contextos congénitos como trauma obstétrico o neuroblastoma [58].

El reconocimiento oportuno de este síndrome es esencial, pues puede representar un marcador de patologías potencialmente graves, particularmente la disección carotídea. Para confirmar el diagnóstico, pueden emplearse pruebas farmacológicas, las cuales permiten localizar el nivel de afectación dentro de la vía simpática [59].



Figura 5.15: Síndrome de Bernard–Horner
Fuente [60]

5.2.6.6. Pupila de marcus gunn

La pupila de Marcus Gunn, también conocida como defecto pupilar aferente relativo (RAPD), corresponde a una alteración unilateral o asimétrica de la vía aferente del reflejo fotomotor, generalmente localizada en la retina o el nervio óptico. Se detecta mediante la prueba de linterna oscilante, en la cual, al iluminar el ojo afectado, se evidencia una respuesta pupilar disminuida o una dilatación paradójica. Este fenómeno ocurre porque una menor cantidad de estímulo luminoso llega a los núcleos pretectales del mesencéfalo, reduciendo la activación del reflejo fotomotor directo y consensual [24, 25].

Las causas más frecuentes del RAPD incluyen neuritis óptica, neuropatía óptica isquémica, oclusiones vasculares retinianas, desprendimiento de retina, atrofia óptica y trauma ocular. Su relevancia clínica radica en que puede detectarse incluso cuando la agudeza visual aún no refleja la magnitud del daño estructural [25, 49]. Es importante destacar que el RAPD no se presenta en alteraciones puramente eferentes, como la parálisis del III par craneal, lo que lo convierte en un signo específico de compromiso de la vía aferente.

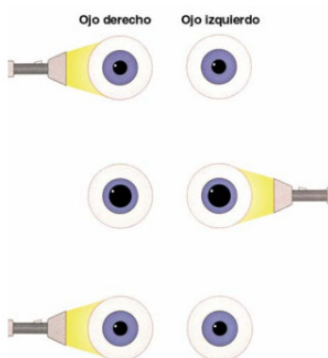


Figura 5.16: Pupila de Marcus Gunn
Fuente [10]

5.2.7. Estado normal

5.2.7.1. Isocoria

La isocoria es un término médico que describe la igualdad en el diámetro pupilar de ambos ojos. Se considera el estado pupilar normal y se observa cuando las pupilas responden de manera simétrica ante estímulos luminosos contracción en presencia de luz y durante la oscuridad dilatación fisiológica. En la evaluación oftalmológica y neurológica, la presencia de isocoria indica la ausencia de asimetría pupilar, lo que sugiere un funcionamiento adecuado de las vías autonómicas responsables del control pupilar y, en general, un estado de normalidad clínica [61].

5.2.8. Microcontroladores

Una placa de desarrollo es una plataforma de hardware empleada en sistemas embebidos y aplicaciones de Internet de las Cosas (IoT). Actúa como el centro de operación del sistema, al integrar los elementos necesarios para recibir, procesar y transmitir datos provenientes de sensores. Su diseño compacto y configurable permite adaptarla a distintas aplicaciones, lo que la convierte en una herramienta clave para el prototipado y la creación de soluciones tecnológicas [62].

5.2.9. Simulación clínica

La simulación clínica es reconocida como una metodología esencial para la formación en ciencias de la salud, al permitir recrear escenarios reales de atención sin riesgo para pacientes, favoreciendo la adquisición de competencias técnicas y no técnicas en un entorno seguro y controlado[63, 64]. Esta estrategia educativa facilita la práctica repetitiva, el aprendizaje a partir del error y la reflexión estructurada, promoviendo habilidades diagnósticas, comunicativas y de toma de decisiones. Además, la evidencia sugiere que la simulación contribuye a mejorar la seguridad del paciente, reducir errores y preparar al profesional para situaciones críticas [63]. Aunque no reemplaza la práctica en entornos reales, la simulación ofrece una alternativa didáctica de alto valor, especialmente útil cuando existen limitaciones de recursos, disponibilidad de pacientes o riesgos éticos inherentes a la práctica clínica tradicional.

5.3. Trabajos Relacionados

5.3.1. Herramienta de código abierto para la anotación de imágenes oculares:

La "Herramienta de código abierto para la anotación de imágenes oculares," desarrollada por Tatía Vázquez-Romaguera y colaboradores en la Universidad de Oriente, tiene como objetivo facilitar el seguimiento del centro de la pupila mediante videooculografía, un proceso crucial para diagnosticar enfermedades del sistema nervioso. La precisión del diagnóstico depende de la diferencia entre el valor automáticamente detectado y el anotado por un especialista, y la anotación manual suele

ser laboriosa y propensa a errores. Para abordar esta problemática, se crearon dos algoritmos de anotación semiautomática basados en el ajuste de elipse y de círculo, implementados en una aplicación llamada PUPILA, desarrollada en Python entre marzo y septiembre de 2020. Esta herramienta ofrece un entorno interactivo que mejora la comodidad y precisión en la anotación, es de código abierto y multiplataforma, lo que permite su uso gratuito en diversos dispositivos, y ha facilitado la anotación de imágenes de bases de datos públicas y experimentales [65]. Este sistema de simulación opera con una imagen de referencia y permite evidenciar diferentes datos cuantitativos para su análisis. Sin embargo, no simula un caso relacionado con traumatismos ni permite la interacción directa con un componente externo del sistema, además dado que es una imagen su representación será dada de manera estática y no mostrará el dinamismo de la pupila.

5.3.2. Software educativo como medio de apoyo para el aprendizaje de oftalmología básica para estudiantes de medicina:

El "Software educativo como medio de apoyo para el aprendizaje de oftalmología básica para estudiantes de medicina", desarrollado en la Universidad Peruana Cayetano Heredia, se centra en crear un software educativo para enseñar oftalmología básica. Este proyecto responde a la necesidad de herramientas didácticas interactivas en medicina, diseñando un software que facilita el aprendizaje con recursos visuales y personalización. Este programa, validado por expertos en oftalmología, ha mostrado mejorar el aprendizaje en estudiantes al proporcionar un acceso más dinámico y accesible a temas complejos de oftalmología [66]. No es un sistema de simulación enfocado en traumas, sino en aspectos generales del ojo y conceptos básicos de oftalmología sin enfatizar en la pupila, además, cabe aclarar que, a diferencia de nuestro proyecto, este software es exclusivamente pensado para el apoyo en el aprendizaje, mientras que nuestro enfoque no está netamente en el aprendizaje, entrenamiento, ni formación, este sistema simplemente mostrara la simulación correspondiente en la cual el usuario podrá interpretar y comprender diferentes conceptos dependiendo de los datos generados.

5.3.3. NeurOptics NPi-200:

Es un instrumento para realizar mediciones relacionadas con la pupila en pacientes. Este dispositivo, junto con otros de características similares, cuenta con simulaciones de software especializadas para entrenar a los usuarios en su operación. Los programas desarrollados permiten a los profesionales practicar el proceso de evaluación, familiarizándose con la interfaz específica del pupilómetro, los indicadores principales y las herramientas de medición integradas. A través de este software, los usuarios pueden desarrollar la habilidad de interpretar los resultados de manera más adecuada, lo que mejora su capacidad diagnóstica en el análisis de la respuesta pupilar [6][5]. Este dispositivo se puede utilizar con fines de capacitación en su manejo, pero no constituye un sistema de simulación al que los usuarios puedan acceder en cualquier momento.

Materiales y Métodos

El presente proyecto se clasifica como un estudio observacional y de investigación, enfocado en el desarrollo de un sistema de simulación basado en la pupilometría para la detección de posibles traumas craneoencefálicos y ciertas patologías pupilares. Este estudio se centra en la recopilación y análisis de datos sobre el comportamiento pupilar y su relación con condiciones clínicas, sin intervenir en el diagnóstico y el tratamiento de los pacientes.

El desarrollo del sistema de simulación basado en pupilometría se enmarcó en un enfoque tecnológico, orientado al diseño y la implementación de una herramienta interactiva para representar el comportamiento pupilar. Se empleó la metodología Design Thinking debido a su énfasis en la comprensión del usuario final, en este caso el neurocirujano, y a su efectividad en el desarrollo de soluciones tecnológicas centradas en la experiencia.



Figura 6.1: Design thinking
Fuente [Autor]

6.1. Metodología

6.1.1. Empatizar

En esta etapa se busca comprender las necesidades de los usuarios del sistema. Para ello, se realizó una revisión preliminar de la literatura y consultas directas con el asesor del proyecto, quien es profesor de la Javeriana; de acuerdo con su experiencia profesional, se pudieron identificar las principales necesidades, con el fin de determinar qué información requerían y qué características debía incluir el simulador para que resultara útil, comprensible y pertinente dentro del contexto clínico.

Es necesario identificar las principales necesidades del asesor y de quienes estén vinculados a su actividad como docente, para poder implementar un sistema de simulación adecuado, que permita desarrollar una solución que realmente responda a las expectativas y requerimientos. Para ello, es fundamental comprender los contextos de uso y las condiciones bajo las cuales los usuarios interactúan con la simulación, así como sus capacidades técnicas y económicas.

Los entornos virtuales se han consolidado como pilares fundamentales en los procesos de comprensión. Su importancia radica en la capacidad de transformar la forma en que se interactúa con la información, se adquieren conocimientos y se desarrollan habilidades [67, 68].

Table 1
Descriptive statistics.

| Variables | Games | | Simulation | | Virtual worlds | |
|------------------------|-------|--------------|------------|--------------|----------------|--------------|
| | N | # of studies | N | # of studies | N | # of studies |
| Grade level | | | | | | |
| Elementary | – | – | 283 | 4 | 514 | 4 |
| Middle | 239 | 2 | 511 | 4 | 827 | 6 |
| High | 518 | 5 | 318 | 3 | 287 | 4 |
| Under-graduate | 2324 | 6 | 1441 | 18 | 1170 | 11 |
| Discipline | | | | | | |
| Science | 504 | 6 | – | – | 1755 | 13 |
| Mathematics | 260 | 2 | 342 | 2 | 97 | 1 |
| Medicine | 46 | 1 | 452 | 6 | 222 | 3 |
| Others | 2271 | 4 | 21 | 1 | 315 | 8 |
| Publication type | | | | | | |
| Articles | 12 | 2165 | 2165 | 26 | 1743 | 21 |
| Conference proceedings | – | 264 | 264 | 1 | 975 | 3 |
| Dissertation | 1 | 124 | 124 | 2 | 80 | 1 |

Tabla 6.1: Análisis descriptivo de entornos virtuales en educación
Fuente [68]

La tabla 6.1 muestra un panorama amplio sobre cómo se distribuyen los estudios relacionados con juegos, simulaciones y mundos virtuales en el ámbito educativo. Se evidencia que en medicina se implementa una gran cantidad de simulaciones dado que es un elemento clave para comprender conceptos en entornos más controlados. Respecto al tipo de publicación, las simulaciones lideran en artículos académicos. Los resultados muestran que las simulaciones y los entornos virtuales tienen un rol importante en la parte académica.

Una herramienta de simulación basada en la pupilometría tiene que simplificar y hacer más accesibles conceptos complejos o hacer ese proceso de comprensión más ameno. Además, se considera que el componente interactivo es un factor importante a tener en cuenta, ya que la usabilidad y la interactividad impactan directamente en la satisfacción del usuario y la efectividad del contenido de la simulación.

Table 1 Student perception of the virtual simulation in the Virtual Deakin Collaborative Eyecare Clinic

| Question: | Strongly Disagree n (%) | Disagree n (%) | Unsure | Agree | Strongly Agree |
|--|-------------------------|----------------|---------|----------|----------------|
| <i>The virtual simulation was realistic</i> | 0% | 2 (7%) | 4 (10%) | 14 (48%) | 10 (35%) |
| <i>The virtual simulation was relevant to my learning</i> | 0% | 0% | 2 (7%) | 14 (48%) | 14 (48%) |
| <i>The virtual simulation motivated me to learn the unit's content</i> | 0% | 2 (7%) | 2 (7%) | 14 (48%) | 12 (38%) |
| <i>The virtual simulation motivated me to research topics beyond the material provided</i> | 0% | 3 (10%) | 4 (14%) | 15 (50%) | 8 (28%) |
| <i>After participating in the virtual simulation... I have a good understanding of how I will behave as an optometrist</i> | 0% | 0% | 4 (14%) | 17 (63%) | 6 (23%) |
| <i>After participating in the virtual simulation... the next time I encounter a real or simulated patient I will feel more confident</i> | 0% | 0% | 5 (18%) | 11 (41%) | 11 (41%) |

Tabla 6.2: Percepción de la simulación virtual
Fuente [69]

Experiencias de otras instituciones muestran que este tipo de herramientas generan un alto nivel de satisfacción entre quienes las utilizan. La tabla 6.2 evidencia que los estudiantes perciben la simulación como útil, realista y valiosa para su aprendizaje. Además, mencionan que los motiva

a investigar más allá del contenido dado y les ayuda a sentirse más seguros al enfrentar situaciones reales o simuladas. Todo esto muestra que la simulación no solo es bien recibida, sino que también puede convertirse en un apoyo para el aprendizaje y mejorar la formación en su área.

Se le debe dar suficiente atención a la accesibilidad económica, por lo que el programa no debe tener un costo elevado. Este es un aspecto importante en la creación y desarrollo de sistemas de simulación. Los simuladores accesibles no solo mejoran la formación académica, sino que también fomentan la innovación inclusiva, permitiendo a una mayor cantidad de actores participar en el avance de tecnologías [70]. Un aspecto positivo es que, al tratarse de un sistema de simulación digital, los costos asociados a su implementación son relativamente bajos en comparación con dispositivos físicos. Esto permite que la herramienta pueda ser distribuida y utilizada sin problema, facilitando el acceso a los contenidos. Además, se identificó que es fundamental realizar una retroalimentación sencilla en las que se pueda poner a prueba los conocimientos, ya que es importante para corregir errores de manera inmediata y consolidar la comprensión de los conceptos presentados en la simulación [71].

Los desafíos que más se destacaron se relacionan principalmente con la creación de un modelado de la respuesta pupilar y con el diseño de una interfaz amigable para el usuario. El modelado implica replicar los cambios fisiológicos de la pupila, lo cual es importante para que el software funcione correctamente y permita a los usuarios interactuar de buena manera. Por otro lado, el diseño de una interfaz amigable implica que los usuarios puedan interactuar con el sistema sin dificultades, independientemente de su nivel de experiencia previa con herramientas digitales. Esto hace que el software no solo sea funcional desde el punto de vista técnico, sino que también proporcione una buena experiencia, fomentando la comprensión de conceptos y casos. Se le da mucha importancia a la concordancia en la simulación de las respuestas pupilares lo cual indica que es un aspecto clave para el valor funcional del software.

Otro aspecto relevante identificado para el desarrollo y la accesibilidad del programa es tener en cuenta el sistema operativo en el que estará disponible. El programa debe implementarse en computadores, ya que esto permite una visualización más adecuada y un mejor manejo, gracias a la capacidad de procesamiento y a las herramientas que ofrece el computador, lo que facilita su funcionalidad.

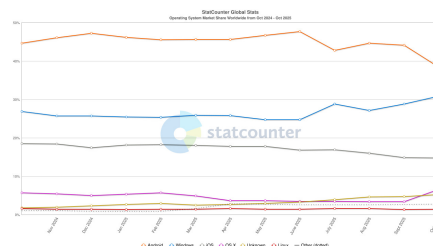


Figura 6.2: Cuota de mercado de sistemas operativos a nivel mundial

Fuente [72]

La Fig 6.2 ofrece información de mercado sobre el uso de sistemas operativos a nivel mundial en el año 2025. Se aprecia que el sistema operativo de escritorio más utilizado corresponde a Windows.

| Sistemas operativos | Porcentaje de uso |
|---------------------|-------------------|
| Android | 38.44 % |
| Windows | 30.79 % |
| iOS | 14.77 % |
| OS X | 6.64 % |
| Unknown | 5.26 % |
| mac OS | 1.93 % |

Tabla 6.3: Cuota de mercado de sistemas operativos en el mes de octubre 2025

Fuente [72]

Estos hallazgos permitieron establecer las necesidades generales las cuales se pueden resumir en la Fig 6.3:

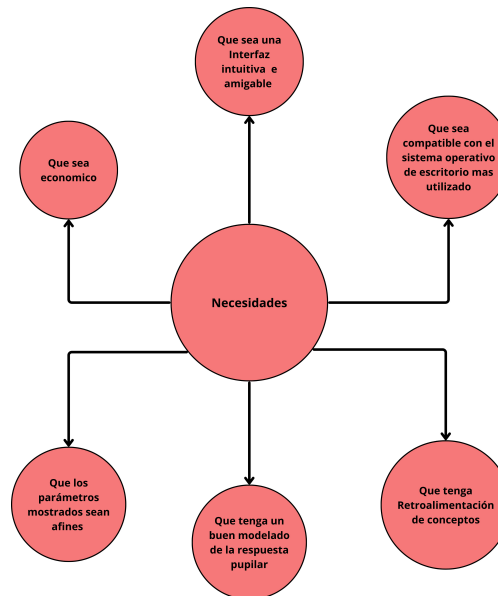


Figura 6.3: Necesidades

Fuente [Autor]

Se observa que las necesidades se dividen en dos grupos, necesidades enfocadas en satisfacer el aspecto clínico y necesidades para satisfacer el componente de accesibilidad y UI.

Con esto se deduce que en términos generales los usuarios necesitan un software que simplifique y haga más accesibles los conceptos sobre la respuesta pupilar, incorporando un componente interactivo y en parte práctico que refuerce la comprensión teórica. Es importante que el sistema sea económicamente accesible y cuente con una interfaz clara e intuitiva que facilite su uso, incluso para quienes no tienen experiencia previa con herramientas digitales. Además, el modelado fisiológico y la información suministrada en el software deben ser consistentes.

6.1.2. Definir

A partir del análisis realizado en la fase de empatizar, se identificaron las necesidades y expectativas de los usuarios. La pupilometría, aunque fundamental en la evaluación neurológica, puede resultar difícil de asimilar debido a la rapidez de los cambios, la sutileza de las variaciones y la falta de oportunidades para observar múltiples escenarios clínicos. Con el asesor y director se estableció que el sistema debía integrar no solo fidelidad fisiológica en las animaciones, sino también un componente interactivo que facilitara la exploración y comparación entre diferentes condiciones normales, patológicas y traumáticas.

De igual manera, se enfatizó en la necesidad de asegurar tanto la accesibilidad económica como la compatibilidad. Se determinó que el diseño de una interfaz intuitiva y estructurada es crucial. El propósito es minimizar las barreras de uso y fomentar la inmersión del usuario, lo que resulta indispensable para una correcta asimilación de conceptos.

El uso intuitivo de interfaces no es una propiedad del sistema en sí, sino de la interacción entre el usuario y el sistema en una tarea concreta: una interfaz se considera intuitiva cuando la persona puede usarla de forma eficaz apoyándose en su conocimiento previo de manera no consciente, sin necesidad de mucha explicación ni esfuerzo mental. Ese conocimiento viene de varios niveles (reflejos y experiencias básicas con el mundo físico, normas culturales, y experiencia profesional), y mientras más básico y compartido sea, más fácil es que el usuario lo active automáticamente. Por eso, diseñar interfaces intuitivas implica aprovechar lo que el usuario ya sabe (gestos, símbolos, metáforas conocidas, consistencia visual y funcional) para reducir la carga cognitiva; en este contexto, la estética (forma, color, iconos, aspecto visual) también ayuda porque hace que la interfaz se perciba familiar, clara y fácil de entender desde el primer contacto [73].

6.1.2.1. Problema de diseño

¿Cómo desarrollar un sistema virtual de simulación basado en pupilometría que represente de forma visualmente realista y fisiológicamente coherente la respuesta pupilar en condiciones normales, patológicas y traumáticas, garantizando al mismo tiempo accesibilidad económica, facilidad de uso e interacción para los usuarios ?

A continuación, se presentan los requisitos identificados en la fase Definir. Estos requisitos surgen del análisis de necesidades, revisión de la literatura, limitaciones y expectativas de los usuarios y corresponden a criterios funcionales, no funcionales, clínicos y limitaciones iniciales del proyecto.

6.1.2.2. Requisitos funcionales

El sistema debe representar el comportamiento pupilar, incluyendo respuestas normales, patológicas y traumáticas. Debe permitir visualizar cambios en la dilatación, contracción, latencia y los reflejos pupilares directo y consensual. Asimismo, debe incorporar un mecanismo de control del estímulo lumínico que permita activar la respuesta pupilar dentro del entorno virtual, así como

mostrar métricas básicas durante la simulación, las cuales incluyen los siguientes parámetros: CH (diámetro pupilar inicial o condición basal), CV (velocidad de contracción pupilar), DV (velocidad de dilatación pupilar), Size (diámetro basal), MIN (diámetro mínimo pupilar) y LAT (latencia de la respuesta pupilar), con el fin de facilitar la comprensión del comportamiento pupilar simulado. El sistema debe incluir un componente práctico tangible, es decir, un elemento físico que permita al usuario interactuar directamente con la simulación y llevar la experiencia más allá del entorno digital, para hacerlo más inmersivo.



| | Right | Left | Diff |
|---------------|-----------|-----------|---------------------|
| ID: 901061393 | | | 06/05/2025 16:31:49 |
| NPI | 4.0 | 4.1 | L > R 0.1 |
| Size | 4.95 mm | 5.03 mm | L > R 0.47 |
| MIN | 3.08 mm | 3.28 mm | L > R 0.20 |
| CH | 32% | 35% | |
| CV | 2.67 mm/s | 3.08 mm/s | |
| MCV | 4.01 mm/s | 4.46 mm/s | |
| LAT | 0.23 sec | 0.23 sec | |
| DV | 0.94 mm/s | 1.01 mm/s | |

Figura 6.4: Interfaz del pupilómetro NeurOptics NPi-200
Fuente [6]

6.1.2.3. Requisitos no funcionales

El sistema debe ser accesible en términos económicos, por lo que se priorizan herramientas y recursos que no generen costos elevados para su desarrollo o uso. La interfaz debe ser intuitiva, comprensible y fácil de usar, evitando barreras de acceso para usuarios con poca experiencia en entornos digitales. Las animaciones deben mantenerse fluidas, estables y visualmente claras.

6.1.2.4. Requisitos clínicos

El simulador debe respetar los parámetros fisiológicos evidenciados en la literatura científica, tales como rangos normales de tamaño pupilar, velocidades de contracción y dilatación, latencia frente a estímulos lumínicos. En el caso de condiciones patológicas o traumáticas, el sistema debe mostrar alteraciones afines con los patrones clínicos característicos permitiendo diferenciar adecuadamente la representación de cada escenario.

6.1.2.5. Casos clínicos

Para los casos clínicos y las patologías a integrar en el programa, se tuvieron en cuenta las indicaciones del asesor y las revisiones de literatura realizadas para identificar cuáles son las más comunes o necesarias. Con base en ello, los casos y patologías a implementar son:

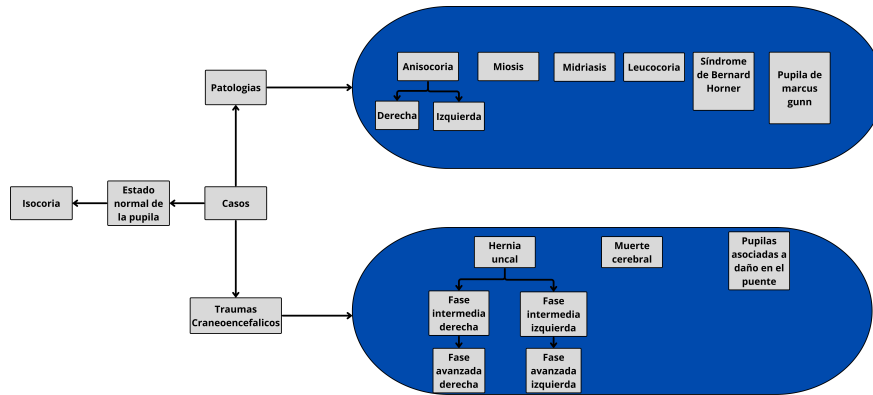


Figura 6.5: TCE y patologías seleccionadas
Fuente [Autor]

| TABLA DE VALORES FISIOLÓGICOS PUPILARES | | |
|---|--|---|
| Descripción | Valor | |
| Isocoria | Igual tamaño entre las pupilas | |
| Anisocoria | Normal 0,3 a 0,7 mm, siendo raro que exceda de 1 mm | Patológico La anisocoria patológica se define como una asimetría pupilar > 1 mm |
| Miosis | Normal 2-4 mm | Patológico < 2mm |
| Midriasis | Normal 4-8 mm | Patológico > 5 mm en condiciones normales de luz |
| Latencia | Normal 0,24 ± 0,4 s | Patológico 0,3 ± 0,1 s |
| Velocidad de dilatación | Normal 1.31 ± 0.30 mm/s | Patológico Fuera del rango |
| Velocidad de contracción | Normal 1,48 ± 0,33 mm/s | Patológico < 0.8 mm/s |
| CH | Normal Reactividad pupilar es valorado por el CH, reflejo pupilar normal es >15% | Patológico < 15% |

Tabla 6.4: Valores fisiológicos pupilares
Fuente[74, 75]

6.1.2.6. Limitaciones iniciales

El proyecto, en esta etapa no contempla la incorporación de mediciones reales ni el cálculo de índices automatizados como el NPi. Su propósito se centra en la representación visual e interactiva del comportamiento pupilar, no en la adquisición o análisis de datos fisiológicos reales. Del mismo modo, la validación se encuentra prevista para etapas posteriores, una vez se desarrolle un prototipo funcional.

| Tipo de requisito | Descripción del requisito |
|---------------------------|---|
| Funcional | El sistema debe simular el comportamiento pupilar normal, patológico y traumático. |
| Funcional | Debe permitir activar un estímulo lumínico dentro del entorno virtual para observar la respuesta pupilar. |
| Funcional | Debe mostrar métricas básicas relacionadas con la respuesta pupilar (latencia, tamaño, velocidad, etc). Estas métricas deben coincidir con lo visualizado en la simulación. |
| Funcional | Debe diferenciar visualmente entre reflejo directo y consensual. |
| Funcional | Componente tangible para una experiencia más inmersiva |
| No funcional | El sistema debe ser accesible económicamente, priorizando tecnologías que no generen costos elevados. |
| No funcional | El sistema debe contar con una interfaz intuitiva, fácil de usar y adecuada para usuarios con diferentes niveles de experiencia. |
| No funcional | Las animaciones deben ser fluidas y visualmente claras. |
| Clínico | El sistema debe respetar parámetros fisiológicos reportados en la literatura (tamaños pupilares, velocidades, latencias). |
| Clínico | Las condiciones patológicas y traumáticas deben mostrar variaciones realistas y coherentes con su fisiología. |
| Limitación inicial | El sistema no contempla mediciones reales ni índices cuantitativos como el NPi. |
| Limitación inicial | La validación con usuarios se realizará en etapas posteriores del desarrollo. |

Tabla 6.5: Requisitos funcionales y no funcionales
Fuente [Autor]

6.1.3. Idear

Durante esta fase se generaron ideas de diseño con el propósito de explorar posibles alternativas de solución, promoviendo el pensamiento divergente y evitando descartar propuestas de manera prematura. Esta etapa permitió transformar las necesidades identificadas en las fases anteriores en propuestas concretas orientadas a abordar de forma efectiva la problemática planteada.

6.1.3.1. Propuestas planteadas

A partir de este proceso creativo surgieron alternativas orientadas a resolver los requerimientos detectados. Como resultado, se plantearon tres propuestas, las cuales se presentan a continuación.

Propuesta 1.

Desarrollar una página web interactiva que permita visualizar simulaciones básicas de la respuesta pupilar en condiciones normales, patológicas y traumáticas, con acceso desde cualquier navegador sin necesidad de instalación. La plataforma mostraría cambios de tamaño pupilar ante un estímulo lumínico y permitiría identificar reflejo directo y consensual de forma general.

Propuesta 2.

Crear una aplicación de escritorio multiplataforma que simule de manera detallada, realista y fisiológicamente coherente la respuesta pupilar bajo distintos escenarios clínicos, permitiendo activar estímulos lumínicos, visualizar métricas como latencia, tamaño y velocidades, y diferenciar de forma clara entre reflejo directo y consensual.

Propuesta 3.

Construir un entorno de realidad virtual donde el usuario pueda interactuar con simulaciones 3D de la respuesta pupilar, experimentando cambios dinámicos ante estímulos lumínicos en un espacio totalmente inmersivo.

Para elegir de manera objetiva cuál de las tres propuestas iniciales representaba la alternativa más conveniente para el desarrollo del proyecto, se construyó una matriz de ponderación basada en criterios funcionales, clínicos, no funcionales y de limitación. A cada criterio se le asignó un peso porcentual de acuerdo con su relevancia para el cumplimiento de los objetivos del sistema.

Posteriormente, cada propuesta fue evaluada y calificada en una escala del 1 al 5, donde 1 corresponde a muy bajo cumplimiento y 5 a cumplimiento excelente. Finalmente, las calificaciones fueron multiplicadas por el peso asignado a cada criterio, permitiendo obtener el puntaje ponderado total para cada alternativa. Los resultados se presentan en la Tabla 6.6.

| MATRIZ DE PONDERACIÓN POR CRITERIOS | | | | | | | | |
|---|--------------|-------------|----|----|----|-------------|-------------|-------------|
| CRITERIOS | TIPO | PESO | P1 | P2 | P3 | P1*PESO | P2*PESO | P3*PESO |
| Simular comportamiento pupilar normal, patológico y traumático | Funcional | 11% | 3 | 5 | 4 | 0.33 | 0.55 | 0.44 |
| Activar estímulo lumínico y observar respuesta pupilar | Funcional | 10% | 4 | 5 | 4 | 0.4 | 0.5 | 0.4 |
| Mostrar métricas: latencia, tamaño, velocidad, etc. Estas métricas deben coincidir con lo visualizado en la simulación. | Funcional | 10% | 3 | 5 | 4 | 0.3 | 0.5 | 0.4 |
| Diferenciar visualmente reflejo directo y consensual | Funcional | 10% | 4 | 5 | 4 | 0.4 | 0.5 | 0.4 |
| Componente tangible para una experiencia más inmersiva | Funcional | 10% | 2 | 4 | 5 | 0.2 | 0.4 | 0.5 |
| Ser accesible económicamente | No funcional | 7% | 5 | 4 | 2 | 0.35 | 0.28 | 0.14 |
| Interfaz intuitiva y fácil de usar | No funcional | 7% | 4 | 4 | 3 | 0.28 | 0.28 | 0.21 |
| Animaciones fluidas y visualmente claras | No funcional | 10% | 3 | 5 | 5 | 0.3 | 0.5 | 0.5 |
| Respetar parámetros fisiológicos (tamaños, velocidades, latencias) | Clínico | 11% | 3 | 5 | 4 | 0.33 | 0.55 | 0.44 |
| Variaciones patológicas y traumáticas realistas y coherentes | Clínico | 10% | 3 | 4 | 4 | 0.3 | 0.4 | 0.4 |
| NO incluye mediciones reales ni NPi | Limitación | 2% | 5 | 5 | 5 | 0.1 | 0.1 | 0.1 |
| Verificación en etapas posteriores | Limitación | 2% | 5 | 5 | 5 | 0.1 | 0.1 | 0.1 |
| PUNTAJE TOTAL | | 100% | | | | 3.39 | 4.66 | 4.03 |

Tabla 6.6: Matriz ponderada

Fuente [Autor]

En el sistema de ponderación de criterios se muestra que la parte clínica y la funcionalidad son la máxima prioridad, mientras que los no funcionales y las limitaciones presentan una menor prioridad.

El análisis de la matriz muestra diferencias claras entre las tres alternativas evaluadas. La propuesta 1 obtuvo un puntaje ponderado de (3,39), destacándose por su accesibilidad económica y facilidad de implementación para el usuario; sin embargo, esta alternativa presenta limitaciones importantes para la implementación de simulaciones con realismo fisiológico profundo, manejo avanzado de métricas y capacidad de visualización detallada. Esto se debe principalmente a las restricciones del entorno de navegador en términos de procesamiento, modelado dinámico y rendimiento gráfico. Además, para el desarrollo de una página web se requiere el pago de un dominio anual, lo cual representa una dificultad considerando las limitaciones económicas presentes al tratarse de un proyecto académico.

Por su parte, la propuesta 3 alcanzó un puntaje de (4,03), siendo superior en cuanto a experiencia inmersiva y calidad visual; sin embargo, su implementación exige mayores recursos técnicos, económicos y logísticos, lo que afecta negativamente su viabilidad y accesibilidad.

Finalmente, la propuesta 2 obtuvo el puntaje más alto (4,66), superando significativamente a las demás alternativas, especialmente en criterios funcionales y clínicos, representación métrica y claridad en los reflejos pupilares. Estos resultados indican que la propuesta 2 es la alternativa equilibrada en términos de alcance y factibilidad. Además, al tratarse de una aplicación multiplataforma de escritorio, resulta posible incorporar un componente tangible para lograr una experiencia más in-

mersiva. Esta opción obtiene consistentemente buena puntuación en todos los criterios seleccionados, por lo que se posiciona como la opción más completa para la implementación.

6.1.3.2. Selección de herramienta de entorno de desarrollo

Para seleccionar la herramienta más adecuada para el desarrollo del software, se definió un conjunto de criterios de evaluación basados en los requerimientos funcionales, no funcionales y clínicos.

Los criterios considerados para seleccionar el entorno de programación fueron los siguientes:

- **Licencia y accesibilidad:** analiza la disponibilidad de la herramienta, sus costos de uso, restricciones institucionales y posibilidad de adaptación en contextos académicos.
- **Facilidad de programación:** evalúa la claridad del lenguaje, la disponibilidad de documentación técnica y la facilidad de implementación de funciones.
- **Compatibilidad con hardware externo:** determina la capacidad de la herramienta para integrarse con periféricos, sensores o dispositivos.
- **Requerimientos de hardware:** contempla el nivel de exigencia computacional para su ejecución.
- **Realismo gráfico y animaciones:** valora la capacidad para representar dinámicamente estructuras anatómicas y fisiológicas.
- **Comunidad académica:** analiza la disponibilidad de material formativo, foros, tutoriales y soporte.
- **Curva de aprendizaje:** considera el tiempo requerido para alcanzar un manejo operativo funcional del entorno de simulación.

Cada criterio se calificó en una escala de 0 a 5. La escala se definió de la siguiente manera: 0 = desempeño nulo, 1 = desempeño muy bajo, 2 = desempeño bajo, 3 = desempeño moderado, 4 = desempeño alto y 5 = desempeño excelente.

Con el objetivo de garantizar el buen desarrollo del simulador y seleccionar las herramientas más adecuadas para su implementación, se llevó a cabo un proceso comparativo entre diferentes plataformas de programación y motores gráficos, así como entre herramientas de modelado tridimensional. Para ello, se definieron criterios de evaluación orientados a valorar diferentes aspectos. Cada herramienta fue calificada bajo los mismos parámetros, permitiendo establecer su rendimiento y determinar cuál ofrecía el mejor cumplimiento de acuerdo a los criterios definidos.

Los resultados obtenidos para seleccionar el entorno de desarrollo se presentan en la tabla 6.7.

| Criterio de evaluación | Godot Engine | Unity 3D | Unreal Engine | Python + CustomTkinter |
|-------------------------------------|--------------|----------|---------------|------------------------|
| Licencia y accesibilidad | 5 | 4 | 3 | 5 |
| Facilidad de programación | 5 | 4 | 2 | 5 |
| Compatibilidad con hardware externo | 4 | 4 | 3 | 5 |
| Requerimientos de hardware | 5 | 4 | 2 | 5 |
| Realismo gráfico y animaciones | 4 | 5 | 5 | 2 |
| Comunidad académica / documentación | 5 | 4 | 3 | 5 |
| Curva de aprendizaje | 5 | 4 | 2 | 5 |
| Puntaje total (máx. 35) | 33 | 29 | 20 | 32 |

Tabla 6.7: Tabla comparativa de entorno de desarrollo

Fuente [Autor]

En licencia y accesibilidad, Godot y Python + CustomTkinter recibieron 5 por ser gratuitos y open-source; Unity obtuvo 4 por las restricciones de su versión gratuita; y Unreal 3 debido a sus regalías. En facilidad de programación, Godot y Python + CustomTkinter alcanzaron 5 por sus lenguajes simples; Unity recibió 4 por la complejidad moderada de C# y Unreal 2 por requerir C++.

En compatibilidad con hardware externo, Python + CustomTkinter obtuvo 5 por su amplia integración con dispositivos; Godot y Unity lograron 4 por su buena conectividad, aunque menos directa, y Unreal 3 por estar más orientado al rendimiento gráfico. En requerimientos de hardware, Godot y Python + CustomTkinter recibieron 5 por ser herramientas livianas y ejecutarse en equipos con recursos limitados; Unity obtuvo 4 por necesitar más recursos y Unreal 2 por su alta demanda en términos de recursos.

En realismo gráfico, Unity y Unreal obtuvieron 5 gracias a su calidad visual; Godot 4 por ser competente pero no tan avanzado; y Python + CustomTkinter 2 por no estar diseñado para gráficos complejos. En comunidad académica, Godot y Python + CustomTkinter alcanzaron 5 por su amplia documentación; Unity recibió 4 y Unreal 3 por contar con comunidades más técnicas. Finalmente, en curva de aprendizaje, Godot y Python + CustomTkinter obtuvieron 5 por su facilidad de uso, Unity 4 por su complejidad media y Unreal 2 por ser la herramienta más difícil de dominar.

Al analizar la tabla comparativa, Godot Engine obtuvo el puntaje más alto gracias a su balance entre accesibilidad, realismo visual y compatibilidad con hardware externo. Un factor clave fue

su lenguaje de programación similar a Python, lo que facilitó su adopción. Aunque Python + CustomTkinter ofrece un excelente manejo de interfaces 2D y control de hardware, no cuenta con las capacidades 3D necesarias para modelar la pupila. Por su parte, Unity y Unreal sobresalen en calidad gráfica, pero su mayor complejidad y requerimientos de hardware los hacen menos adecuados para la implementación.

6.1.3.3. Selección de herramienta de modelado 3D

Criterios de evaluación herramientas de modelado 3D

- Licencia y costo: considera si el software es gratuito, de código abierto o requiere pago, así como su accesibilidad institucional.
- Modelado anatómico y materiales: evalúa la capacidad para crear modelos detallados y aplicar materiales o texturas realistas.
- Compatibilidad con motores de simulación: analiza qué tan fácil es exportar modelos y usarlos en motores.
- Curva de aprendizaje: mide la facilidad para aprender las funciones esenciales de modelado y animación.
- Comunidad y soporte: revisa la disponibilidad de tutoriales, foros y documentación para resolver dudas y aprender. Integración con texturas y animaciones: valora la capacidad para generar UV maps, materiales y animaciones compatibles con otros entornos.

Se aplica el mismo criterio de calificación planteado anteriormente en escala de 0 a 5

| Criterio de evaluación | Blender | Maya | 3ds Max |
|--|---------|------|---------|
| Licencia y costo | 5 | 2 | 2 |
| Modelado anatómico y control de materiales | 5 | 5 | 5 |
| Compatibilidad con motores de simulación | 5 | 4 | 4 |
| Curva de aprendizaje | 4 | 3 | 3 |
| Comunidad y soporte | 5 | 4 | 4 |
| Integración con texturas y animaciones | 5 | 5 | 5 |
| Puntaje total (máx. 30) | 29 | 23 | 23 |

Tabla 6.8: Tabla comparativa de herramientas de modelado 3D

Fuente [Autor]

En el criterio de licencia y costo, Blender obtuvo 5 por ser gratuito y open-source, mientras que Maya y 3ds Max recibieron 2 debido a sus altos costos. En modelado anatómico y control de materiales, todos lograron 5 por su capacidad avanzada de modelado. Respecto a la compatibilidad con motores de simulación, Blender recibió 5 por su integración fluida con Godot, Unity y Unreal, mientras que Maya y 3ds Max alcanzaron 4 por su compatibilidad menos directa.

En la curva de aprendizaje, Blender obtuvo 4 por ser más accesible que Maya y 3ds Max, ambos con 3 debido a su mayor complejidad profesional. En comunidad y soporte, Blender destacó nuevamente con 5 gracias a su gran comunidad y documentación abierta, mientras que Maya y 3ds Max lograron 4. Finalmente, en integración con texturas y animaciones, Todas alcanzaron 5 por manejar pipelines completos.

En términos generales, Blender obtuvo la mejor puntuación y fue seleccionada como la mejor herramienta para el proyecto debido a su naturaleza abierta, su capacidad para realizar un modelado anatómico y su compatibilidad directa con Godot, superando a Maya y 3ds Max, que pese a ser potentes, resultan menos accesibles por su costo y sus restricciones institucionales.

La evaluación comparativa permitió identificar que la combinación entre Godot Engine y Blender obtuvo el desempeño más alto en los criterios analizados, destacándose especialmente en funcionalidad, accesibilidad e integración. Ambas herramientas, al ser de código abierto, permiten un mejor acceso; asimismo, esta selección tecnológica ofrece el potencial para desarrollar un simulador visualmente realista, interactivo y adaptable, sin requerir licencias propietarias de alto costo.

6.1.3.4. Selección de herramienta de hardware

Para la parte de inmersión del usuario, se implementó un hardware complementario al software. Este dispositivo tiene la función de capturar la luz generada por el usuario y reflejarla dentro de la simulación virtual, lo cual permite que este tenga una participación más activa y tangible en el entorno simulado. Para esto se hicieron tres propuestas encaminadas a solucionar

Propuesta 1.

Utilizar conceptos de Procesamiento Digital de Imágenes (PDI) para capturar la intensidad de luz detectada por la cámara y transmitir esa información al motor de videojuegos Godot Engine para su uso directo en las simulaciones.

Propuesta 2.

Utilizar una placa de desarrollo para establecer un puente físico-digital que permita la comunicación bidireccional con Godot Engine, implementando sensores que capturen la luz y la integren en el entorno virtual de la simulación.

Utilizar PDI para capturar la intensidad de luz detectada por una cámara presenta múltiples dificultades: la variabilidad de la iluminación ambiente y los autoajustes de la cámara afectan la estabilidad de la medición, mientras que las diferencias entre cámaras limitan la reproducibilidad.

Además, el video introduce ruido que requiere filtrado adicional, y es necesario definir una región de interés para interpretar correctamente la luz captada, aumentando la complejidad del procesamiento. Este enfoque también implica problemas de latencia y rendimiento, así como retos para establecer una comunicación estable con Godot. Depende de librerías externas y permisos de cámara dificultando mantener una correspondencia fisiológica en la simulación.

La opción que se seleccionó es la propuesta 2, la cual está basada en una placa de desarrollo con sensor de luz conectado a Godot Engine ya que ofrece una señal más controlada, permite una interacción más cercana al examen pupilar y se ajusta mejor al objetivo del proyecto.

Utilizar una placa de desarrollo como puente físico-digital permite trabajar con una señal de luz real medida por un sensor dedicado, lo que hace la respuesta del sistema más estable y menos dependiente del dispositivo del usuario. Los sensores de luz ofrecen lecturas más controladas que una cámara, facilitando el ajuste de umbrales para que el comportamiento pupilar sea coherente con la fisiología. Además, la comunicación con Godot puede diseñarse como un protocolo claro (por serie, USB, etc.), lo que simplifica el envío de estados como “luz encendida/apagada” o niveles de intensidad. El uso de una placa y un sensor físico es más didáctico y práctico, porque el usuario no solo ve una simulación en pantalla, sino que interactúa con un dispositivo tangible.

Inicialmente se consideró utilizar Arduino como placa de desarrollo; sin embargo, al intentar establecer la comunicación entre Arduino y Godot, se evidenció que era necesario recurrir a plugins específicos. Algunos motores de videojuegos ya incluyen soporte nativo para Arduino, pero Godot Engine no cuenta con esta integración directa. Esto implica depender de un plugin desarrollado por la comunidad y realizar configuraciones adicionales, lo que aumenta la dificultad del proceso y el riesgo de incompatibilidades.

Para seleccionar la placa de desarrollo se tuvo en cuenta la sugerencia del director, el cual nos indicó utilizar el Makey Makey, ya que es una placa de desarrollo libre y es fácil de utilizar presentando la capacidad de ser detectada de manera inmediata por el sistema comunicándose directamente como si fuera un teclado, lo que facilita la implementación de un dispositivo.

6.1.4. Materiales

6.1.5. Para el desarrollo del software



| Material | Descripción | Imagen |
|----------|--|--|
| Godot | Es un motor de videojuegos gratuito que permite crear aplicaciones y simulaciones en 2D y 3D. |  |
| Blender | Es un programa gratuito que permite crear y editar modelos 3D, animaciones, imágenes y escenas digitales. Se usa para modelar objetos, texturizarlos, iluminarlos y animarlos. |  |

Tabla 6.9: Materiales desarrollo del software
Fuente [Autor]

6.1.6. Para la implementación del hardware



| Material | Descripción | Imagen |
|---------------|---|--|
| Makey Makey | Dispositivo de interfaz sencilla que permite conectar diferentes materiales que conduzcan electricidad. |  |
| Optoacoplador | Dispositivo de emisión y recepción que se desempeña como un interruptor accionado a través de la luz emitida por un diodo led que satura un componente optoelectrónico. |  |
| Sensor LM393 | Dispositivo electrónico que utiliza un comparador de voltaje y una fotorresistencia para detectar la intensidad de la luz ambiental. |  |
| Filamento PLA | Material termoplástico utilizado en la impresión 3D |  |

Tabla 6.10: Materiales desarrollo del hardware
Fuente [Autor]

6.1.7. Prototipar

6.1.7.1. Diseño de ojo

Para la construcción de los ojos en Blender, se realizaron ajustes iniciales en la escala de unidades dentro del Editor de Propiedades, configurando el sistema a milímetros con el fin de lograr una aproximación anatómica más precisa. Posteriormente, se procedió a modelar las formas básicas que componen el ojo: la esclera, el iris-pupila y la córnea.

En el caso de la esclera, se añadió un objeto UV Sphere, una representación geométrica esférica común en diseño 3D. Se aplicó Shade Smooth para suavizar su superficie y mejorar su apariencia.

Para el modelado del iris y la pupila, se selecciona la parte frontal de la esfera donde irá ubicado el iris. Esta zona se extruye e inserta ligeramente hacia adentro para formar una cavidad cóncava, y luego se separa como un nuevo objeto denominado “Iris”. Dentro de este objeto, se realiza un segundo inset para definir la pupila, asignándole un diámetro inicial aproximado de 4 mm, el cual posteriormente puede ajustarse mediante shape keys para lograr las animaciones de dilatación y contracción.

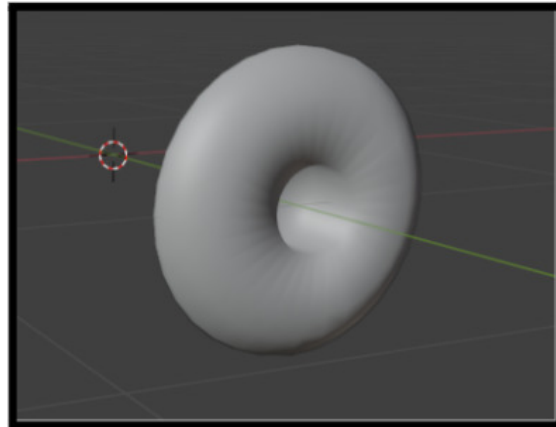


Figura 6.6: Modelado de Iris-Pupila
Fuente [Autor]

La córnea se crea duplicando la porción frontal de la esclera, escalándola ligeramente hacia afuera y desplazándose un poco hacia adelante para formar la cubierta transparente del ojo. Luego, se ajustan los vértices frontales en el eje Z para incrementar la curvatura y hacer que sobresalga de manera suave. Esta pieza se mantiene como un objeto independiente y recibe el nombre de “Cornea”

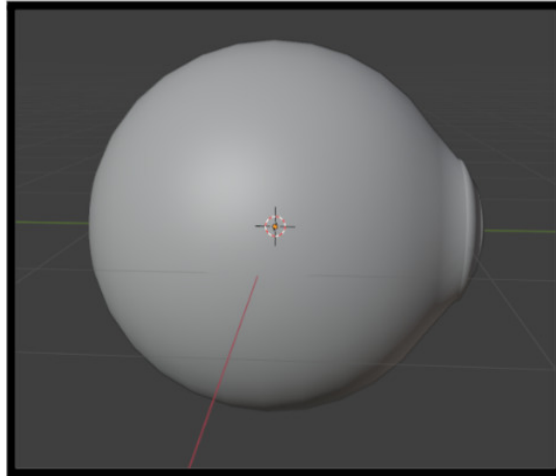


Figura 6.7: Creación de la Córnea
Fuente [Autor]

En cuanto al UV Unwrap y las texturas, el iris se desplegó utilizando Project From View o Smart UV Project, aplicando texturas en alta resolución para el color, el normal map y el roughness map. La esclera se desplegó mediante un mapeo esférico y se le asignaron texturas de venas junto con mapas de roughness para aportar mayor detalle. La córnea no requiere un UV Unwrap cuando solo se emplea un material transparente básico.

Las texturas utilizadas pueden provenir de fotografías reales o de recursos PBR gratuitos; en este caso, se emplearon texturas generadas mediante inteligencia artificial y posteriormente se realizaron ajustes con las herramientas de Blender para obtener un acabado más detallado y lograr una apariencia más realista del iris.

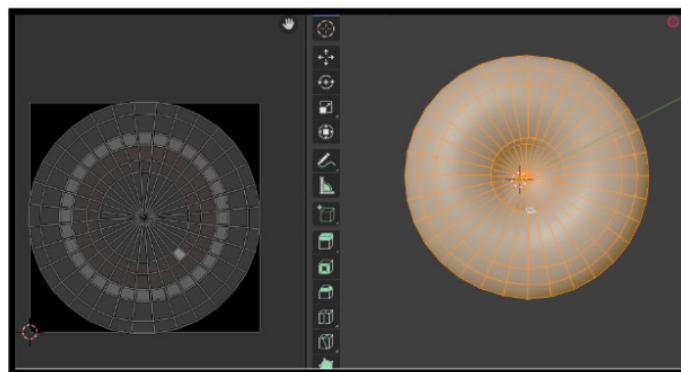


Figura 6.8: UV Unwrap Iris-Pupila
Fuente [Autor]

En los shaders, la esclera utiliza un Principled BSDF que combina un color base blanco con una

textura de venas, un nivel moderado de Subsurface Scattering, una rugosidad media y un Normal Map que aporta microdetalles.

Para el iris, se emplea un material basado en Principled BSDF, al cual se le asigna directamente la textura del iris mediante un nodo Image Texture conectado al parámetro Base Color. Esta configuración permite reproducir el color característico del iris sin incluir capas adicionales de detalle, limitándose únicamente al mapa de color. La pupila se representa mediante un material Principled completamente negro, con una rugosidad mínima y sin transparencia, lo que simula su comportamiento físico como una superficie que prácticamente no refleja luz.

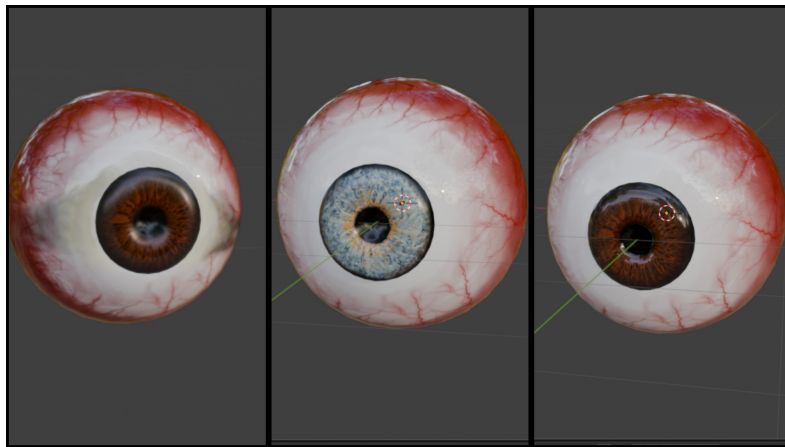


Figura 6.9: Modelos de ojos creados
Fuente [Autor]

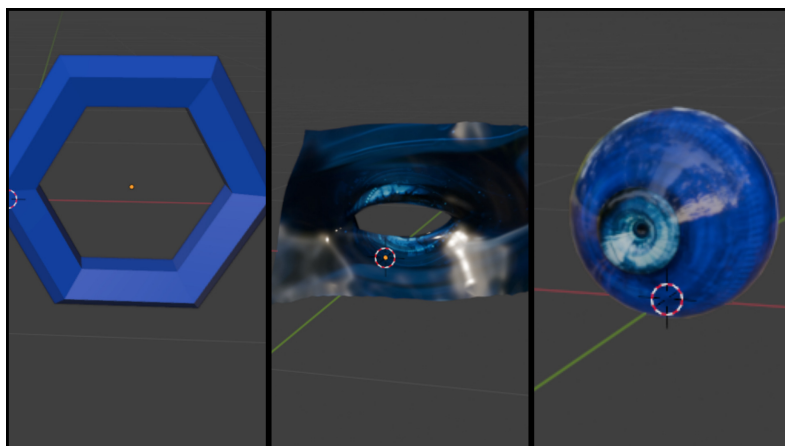


Figura 6.10: Modelo creado para el menú de la interfaz
Fuente [Autor]

6.1.7.2. Diseño de cabeza

Una vez finalizada la creación de los ojos en Blender, se procedió a generar el rostro de los modelos. Para ello, se instaló el complemento FaceBuilder (una herramienta que permite reconstruir rostros 3D a partir de fotografías), el cual se descarga desde la página oficial del desarrollador y se integra directamente en Blender.

Para que FaceBuilder construya una cabeza, es necesario contar con fotografías del rostro de la persona. Lo ideal es usar una imagen frontal bien iluminada, acompañada de dos fotos adicionales tomadas a 45° desde la izquierda y la derecha. Sin embargo, dado que este proyecto se centra en la vista frontal, se generaron imágenes con IA en las que la persona apareciera de frente, con buena iluminación, nitidez, sin expresiones exageradas y con el rostro completamente visible.

Para crear la cabeza en Blender, se abre el panel de FaceBuilder y se selecciona “Create Head”. Esto genera una cabeza humana genérica que servirá como base. Aunque inicialmente no se asemeja a la persona, esta malla está diseñada para ajustarse gradualmente al colocar las fotografías de referencia.

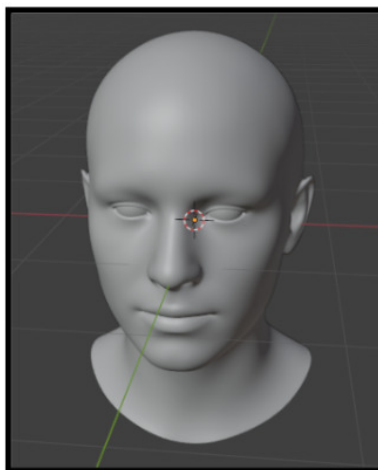


Figura 6.11: Cabeza humana genérica
Fuente [Autor]

Una vez importadas las fotos al panel, Blender muestra una vista dividida donde la imagen aparece superpuesta al modelo. Se ajustan los puntos de referencia alrededor de los ojos, la nariz, la boca, la mandíbula y el contorno del rostro para alinearlos con la fotografía. A medida que se corrigen estos puntos, FaceBuilder adapta la malla para hacerla coincidir con los rasgos reales.

Luego de alinear todas las imágenes, FaceBuilder genera una versión refinada de la cabeza. En esta etapa es posible ajustar manualmente detalles adicionales como la forma del mentón o el ancho del cráneo. Para la textura del modelo, se aprovecha la función integrada de FaceBuilder que permite generar una textura automática: las imágenes se proyectan sobre la malla, se combinan y producen

un resultado de piel más natural. Posteriormente, se retocan detalles utilizando las herramientas de Blender para obtener un mejor acabado.

Finalmente, se importan los ojos previamente creados y se colocan dentro de las órbitas. Dado que la malla facial inicial no incluye un espacio real para los globos oculares, es necesario realizar ajustes adicionales, como definir la comisura de los ojos y modelar la cuenca ocular para asegurar que los ojos se integren correctamente y se vea una anatomía coherente.



Figura 6.12: Modelos integrados ojos y cabezas
Fuente [Autor]

6.1.7.3. Diseño de animaciones

Para la creación de las animaciones de los modelos, específicamente en los ojos, se desarrolló un sistema basado en Shape Keys para simular el comportamiento pupilar. Inicialmente se intentó crear dos animaciones separadas una para contracción y otra para dilatación, pero al evaluar su implementación en Godot se evidenció que este método no era práctico. Por esta razón, se replanteó el sistema utilizando un único Shape Key con un rango ampliado.

El nuevo sistema utiliza una animación continua dividida en tres intervalos dentro de un valor total de 0 a 3.

- **De 0 a 1:** la pupila va desde su máxima contracción hasta su máxima dilatación.
- **De 1 a 2:** la pupila permanece en un estado intermedio estable, útil como punto neutral.
- **De 2 a 3:** De 2 a 3: la pupila pasa desde su máxima dilatación nuevamente hasta la máxima contracción.

La animación completa consta de 72 FPS, equivalentes a 3 s, lo que permite transiciones suaves y la capacidad de pasar de contracción a dilatación (y viceversa) utilizando un solo Shape Key en Godot mediante interpolación del valor animado.



Figura 6.13: Animaciones
Fuente [Autor]

Una vez definida la base del modelo, se creó el Shape Key correspondiente. Para ello, se seleccionó únicamente la pupila, se moldeó hasta obtener la contracción mínima, y ese estado se asignó como valor 0. Luego, se generó la dilatación máxima, definida como valor 1 dentro del Shape Key. Con estos dos extremos establecidos, se procedió a distribuir su comportamiento a lo largo de la línea de tiempo entre los 0 fps y los 72 fps, ubicando cada fase dentro de los tres intervalos descritos.

6.1.7.4. Diagrama general del software

Primero, se define el flujo de trabajo del sistema y la manera en que se desea que el usuario interactúe con las distintas escenas. Para ello, se diseñó un diagrama general que sirve como guía estructural para la implementación de las diferentes ventanas que compondrán la simulación. Este diagrama permite visualizar la secuencia lógica de navegación, las interacciones previstas y la relación entre los componentes del sistema.

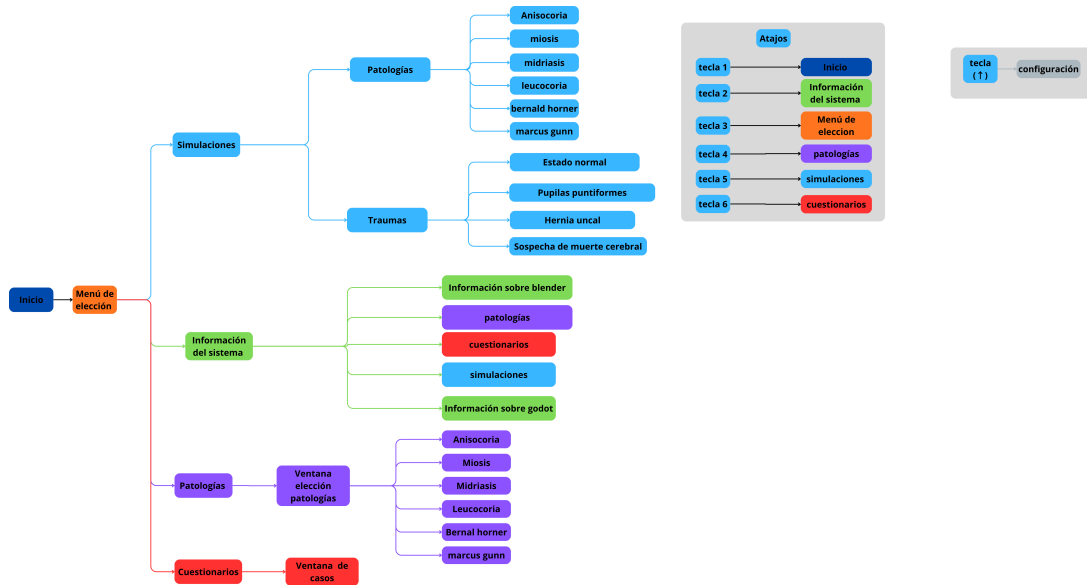


Figura 6.14: Diagrama general del software
Fuente [Autor]

6.1.7.5. Diseño de ventana inicial y del menú de elección

La primera ventana es la pantalla de inicio del software, la cual presenta únicamente dos opciones: iniciar y salir. En esta etapa, el usuario puede decidir si desea continuar en el programa o abandonarlo. Las texturas de los botones fueron ajustadas para ofrecer dos estados: uno base y otro que muestra un ligero cambio cuando el cursor se posa sobre ellos. Además, al pasar el cursor por encima de un botón, este se transforma en un icono de mano. Esta configuración se aplica de manera consistente en todo el sistema de simulación. También se añadió una fuente personalizada para mejorar la estética general de la interfaz.



Figura 6.15: Ventana inicial del sistema
Fuente [Autor]

La segunda ventana, correspondiente al menú de elección, contiene las cuatro opciones principales. Esta escena presenta una peculiaridad: se implementó un ojo en el centro que sigue el cursor por toda la pantalla. El ojo utilizado es el previamente diseñado en Blender, se realizó con un estilo futurista para mantener concordancia con la interfaz, generando una interacción más dinámica con el usuario. Además, incluye un botón en la parte superior que permite volver a la escena anterior; dicho botón incorpora un símbolo ilustrativo que facilita su identificación y refuerza su función dentro de la interfaz.



Figura 6.16: Menú principal del sistema
Fuente [Autor]

6.1.7.6. Diseño de la sección de información del sistema

La ventana de información del sistema presenta información básica sobre el programa, como los programas utilizados, las secciones de patologías, cuestionarios y simulaciones. Además, también incluye los atajos de teclado y sus respectivos comandos. Esta ventana permite desplazarse verticalmente en la pantalla mediante la barra ubicada en la parte lateral y también cuenta con un botón para volver.



Figura 6.17: Información del sistema 1
Fuente [Autor]

Como lo muestra la Fig 6.17, en esta primera parte se encuentran dos botones, uno sobre Godot y el otro sobre Blender, los cuales, al ser presionados, llevan a otra ventana que añade información sobre dichos programas. Si el usuario decide posarse sobre ellos sin presionar, aparece un texto que explica brevemente de qué trata el botón seleccionado.



Figura 6.18: Información sobre Godot engine
Fuente [Autor]

En esta ventana (Fig 6.18) se presenta información un poco más extensa sobre Godot Engine y, además, tiene un enlace en la parte superior que lleva a la página oficial del programa, por si se desea saber más sobre él. Adicionalmente, al entrar en esta escena, el cursor de flecha cambia al icono de Godot.

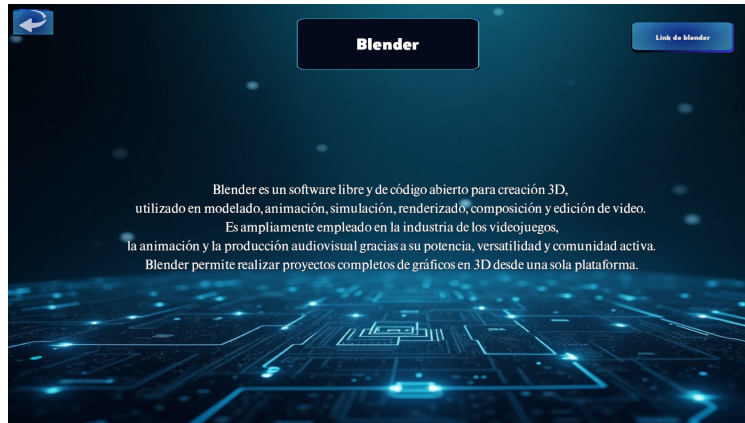


Figura 6.19: Información sobre blender
Fuente [Autor]

Esta ventana (Fig 6.19) es igual a la anterior, la información ahora es sobre Blender y el cursor cambia a una imagen ilustrativa del programa.

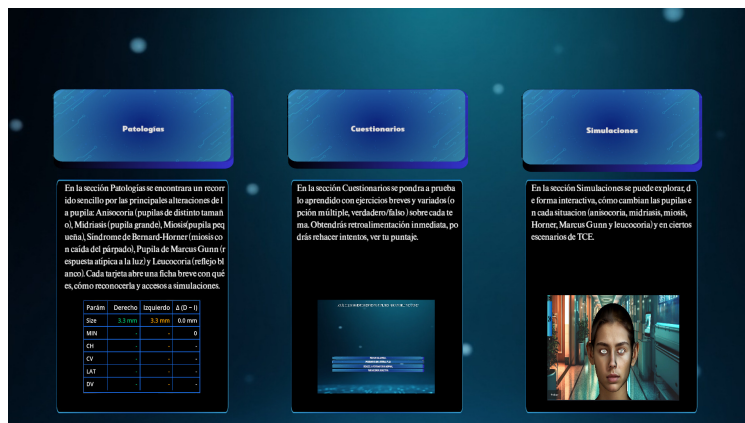


Figura 6.20: Información del sistema 2
Fuente [Autor]

Esta zona de información (Fig 6.20) tiene acceso a las otras ventanas de interés, además revela información de utilidad sobre dichas ventanas y contiene imágenes representativas.



Figura 6.21: Información del sistema 3
Fuente [Autor]

La última parte de la ventana de información está enfocada en explicar los comandos correspondientes a los atajos de teclado que se pueden utilizar en el programa.

6.1.7.7. Diseño de la sección de Patologías

En la ventana de información sobre las patologías, inicialmente solo se muestra un botón principal como lo muestra la Fig 6.22. Si el usuario posa el cursor sobre él, se reproduce una animación que despliega visualmente las demás opciones disponibles, funcionando como una especie de vista previa. En caso de que el usuario presione el botón, las opciones permanecerán fijas en pantalla, permitiendo seleccionar cualquiera de ellas, ver Fig 6.23.



Figura 6.22: Estado inicial patologías
Fuente [Autor]



Figura 6.23: Opciones de patologías
Fuente [Autor]

Al posar el cursor sobre cualquiera de las opciones desplegadas, se accede a una vista previa que combina un video ilustrativo con un breve texto explicativo (Fig 6.24). Esta presentación en modo de vista previa permite comprender de forma visual las características esenciales de la patología correspondiente antes de seleccionarla.

Anisocoria

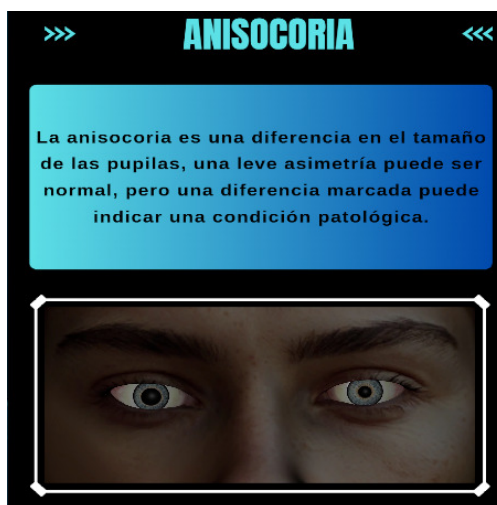


Figura 6.24: Vista previa de anisocoria
Fuente [Autor]

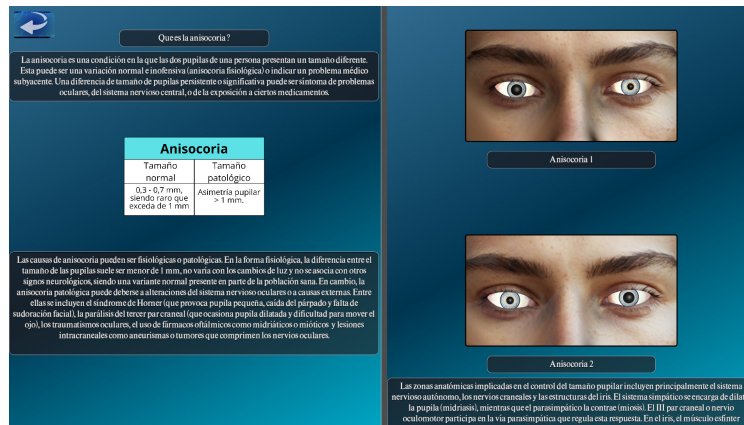


Figura 6.25: Información sobre anisocoria
Fuente [Autor]

En la ventana de anisocoria (Fig 6.25) se presenta información más extensa acerca de la patología y, además, el formato cambia: ahora es un sistema de dos pantallas. Ambas pantallas tienen la capacidad de desplazarse verticalmente con barras laterales y también horizontalmente mediante la barra ubicada en el centro. Tanto el texto como las imágenes correspondientes se ajustan automáticamente al tamaño de la pantalla. Además, se presenta una tabla con los valores más comunes sobre la anisocoria y esquemas del sistema simpático y parasimpático del control pupilar.

Midriasis

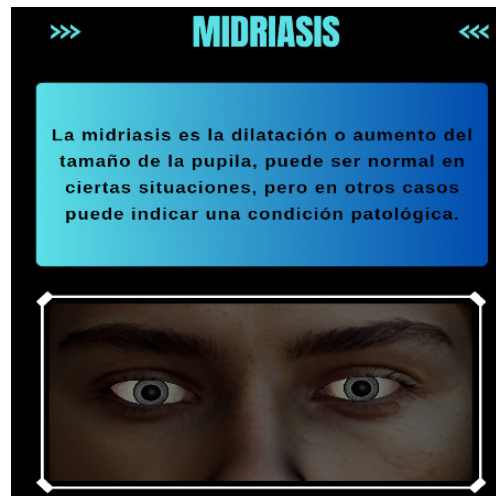


Figura 6.26: Vista previa de midriasis
Fuente [Autor]

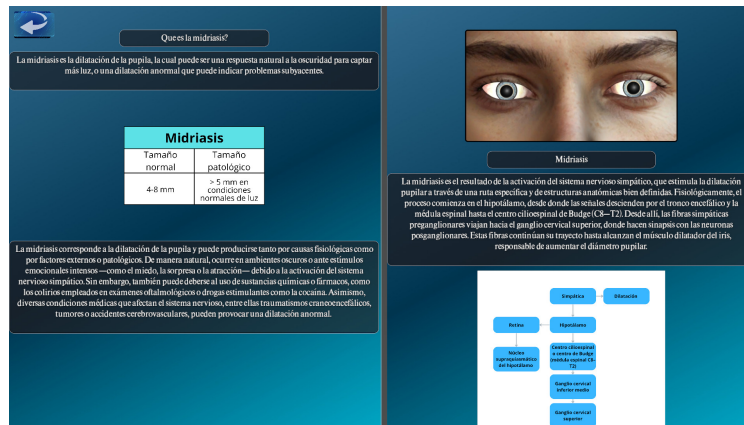


Figura 6.27: Información sobre midriasis

Fuente [Autor]

En la ventana de midriasis (Fig 6.27) se presenta información más extensa acerca de la patología; el formato es igual al anterior. También se muestra una tabla con los valores más comunes sobre la midriasis y esquemas del sistema simpático y parasimpático del control pupilar.

Miosis

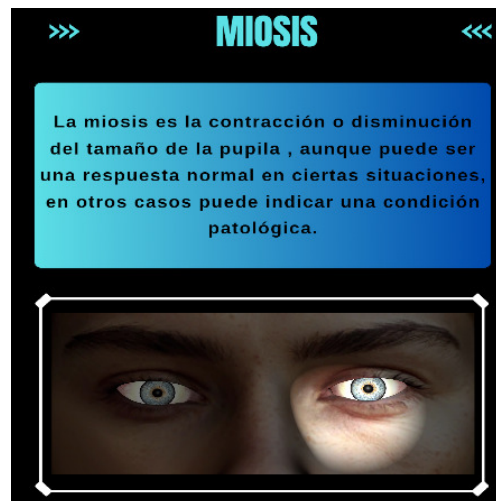


Figura 6.28: Vista previa de miosis

Fuente [Autor]

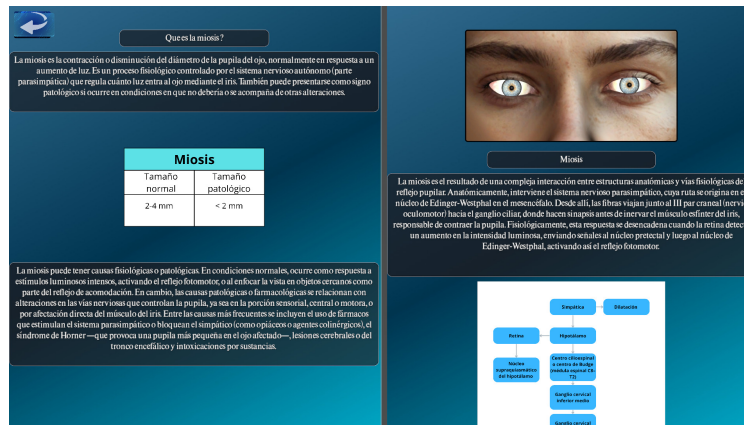


Figura 6.29: Información sobre miosis
Fuente [Autor]

Esta ventana de miosis (Fig 6.29) es similar a las ya presentadas. Se incluye una tabla con los valores más comunes sobre la miosis, así como esquemas del sistema simpático y parasimpático relacionados con el control pupilar.

Síndrome de Bernard-Horner

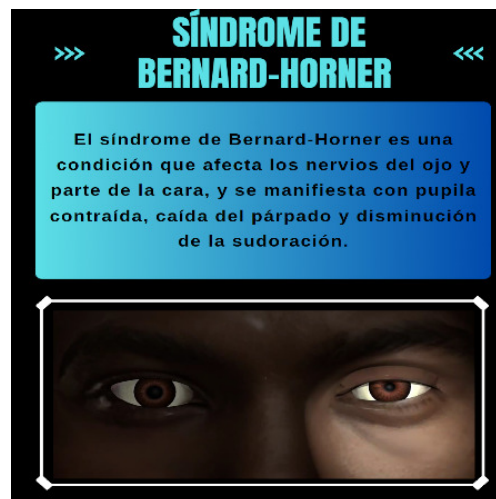


Figura 6.30: Vista previa del síndrome de Bernard-Horner
Fuente [Autor]

¿Qué es el síndrome de Bernard Horner?

El síndrome de Bernard-Horner es un trastorno neurológico que se produce por un daño en la vía nerviosa simpática que controla el ojo y la cara en un lado del cuerpo. El síndrome se caracteriza por una triada de síntomas en el lado afectado.

| Anisocoria | |
|--|---------------------------|
| Tamaño normal | Tamaño patológico |
| 0.3 - 0.7 mm, siendo raro que exceda de 1 mm | Asimetría pupilar > 1 mm. |

El síndrome de Bernard-Horner es causado por una lesión o daño en la vía nerviosa simpática que va desde el cerebro hasta el ojo y la cara. Debido al largo y complejo recorrido de esta vía, el daño puede originarse en múltiples puntos, y la causa varía dependiendo del lugar exacto de la lesión.

Síndrome de Bernard Horner

El síndrome de Horner se produce por una lesión en la vía simpática ocolosimpática, responsable de funciones como la dilatación pupilar, la elevación parcial del párpado y la sudoración facial. Anatómicamente, esta vía se origina en el hipotálamo y desciende por el tronco encefálico y la médula espinal cervical (C8-T2), donde se encuentra su segmento central. Desde allí, las fibras preganglionares ascienden por la cadena simpática del cuello hasta el ganglio cervical superior y luego las fibras postganglionares siguen el plexo carotídeo y se unen sus cilios. Involuntariamente, esta vía activa el músculo dilatador del iris (para la midriasis), el músculo de Müller (para mantener el párpado elevado) y las glándulas sudoríparas faciales. Cuando se interrumpe, el sistema parasimpático predomina, produciendo las típicas triadas: miosis (pupila contraída), ptosis (caída del párpado), anhidrosis (falta de sudoración) y, en ocasiones, enoftalmos aparente (aspecto de ojo hundido).

Figura 6.31: Información sobre el síndrome de Bernard-Horner
Fuente [Autor]

Esta ventana del síndrome de Bernard-Horner (Fig 6.31) mantiene el mismo formato que las anteriores. Se presenta una tabla con los valores más comunes de anisocoria dado que este síndrome corresponde a una anisocoria causada por daño en la vía simpática. También se incluyen esquemas del sistema simpático y parasimpático asociados al control pupilar.

Pupila de Marcus Gunn

»» PUPILA DE MARCUS GUNN ««

La pupila de Marcus Gunn es una condición en la que una pupila no responde a la luz de la misma manera que la otra, indicando daño en el nervio óptico o una lesión retiniana.

Figura 6.32: Vista previa de la pupila de Marcus Gunn
Fuente [Autor]

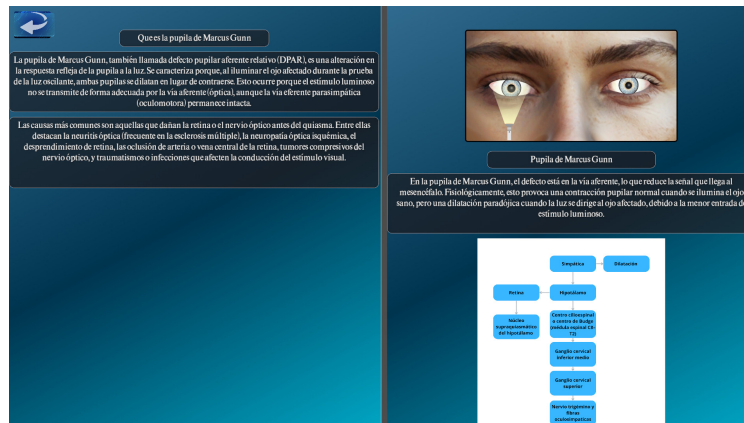


Figura 6.33: Información sobre la pupila de marcus gunn
Fuente [Autor]

Esta ventana (Fig 6.33) presenta un pequeño cambio, ya que no incluye una tabla de valores; sin embargo, mantiene los esquemas del sistema simpático y parasimpático relacionados con el control pupilar.

Leucocoria

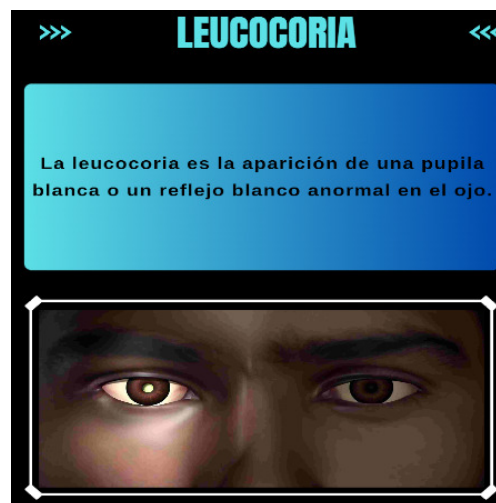


Figura 6.34: Vista previa de leucocoria
Fuente [Autor]

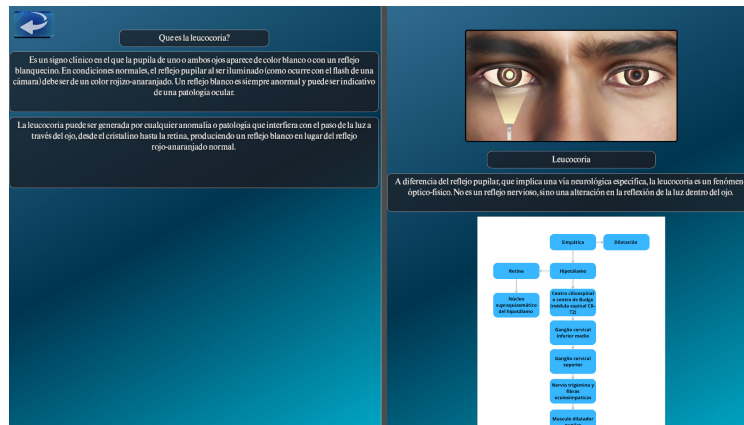


Figura 6.35: Información sobre la leucocoria
Fuente [Autor]

Esta ventana (Fig 6.35) al igual que en la pupila de Marcus Gunn no presenta una tabla de valores pero sigue manteniendo los esquemas sobre el sistema simpático y parasimpático del control pupilar.

6.1.7.8. Diseño de la sección de simulaciones

El apartado de simulaciones se divide en dos secciones, una está enfocada en las patologías y la otra en TCE.



Figura 6.36: Ventana de simulaciones
Fuente [Autor]

En la ventana de simulación de patologías se integraron las descritas anteriormente, Fig 6.37 :



Figura 6.37: Ventana de simulación asociada a patologías
Fuente [Autor]

El usuario puede seleccionar cualquier patología y, al hacer clic en el botón correspondiente, será dirigido a la ventana asociada. Sin embargo, en el caso de la anisocoria, al existir dos variantes, afectación derecha e izquierda, se presentan dos botones específicos. Si el usuario presiona únicamente el botón general de anisocoria, aparecerá un anuncio indicando que debe escoger una de las opciones ubicadas en la parte inferior como lo muestra la Fig 6.38 , correspondientes a los botones “Der” e “Izq”. Este tipo de mensajes también está presente en otras ventanas de la simulación con el fin de ofrecer una mejor guía.

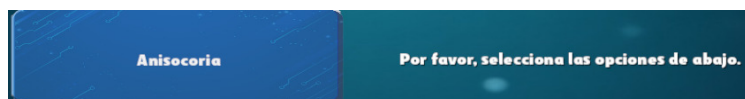


Figura 6.38: Anuncio
Fuente [Autor]

Anisocoria

Para implementar la simulación de la anisocoria, se define el flujo de trabajo correspondiente (Fig 6.39). En este caso, dado que la simulación está diseñada para mostrar únicamente la patología sin requerir intervención directa del usuario, el proceso de elaboración resulta más sencillo. El diagrama presentado corresponde a la pupila izquierda, pero el mismo flujo se utiliza también para la pupila derecha.

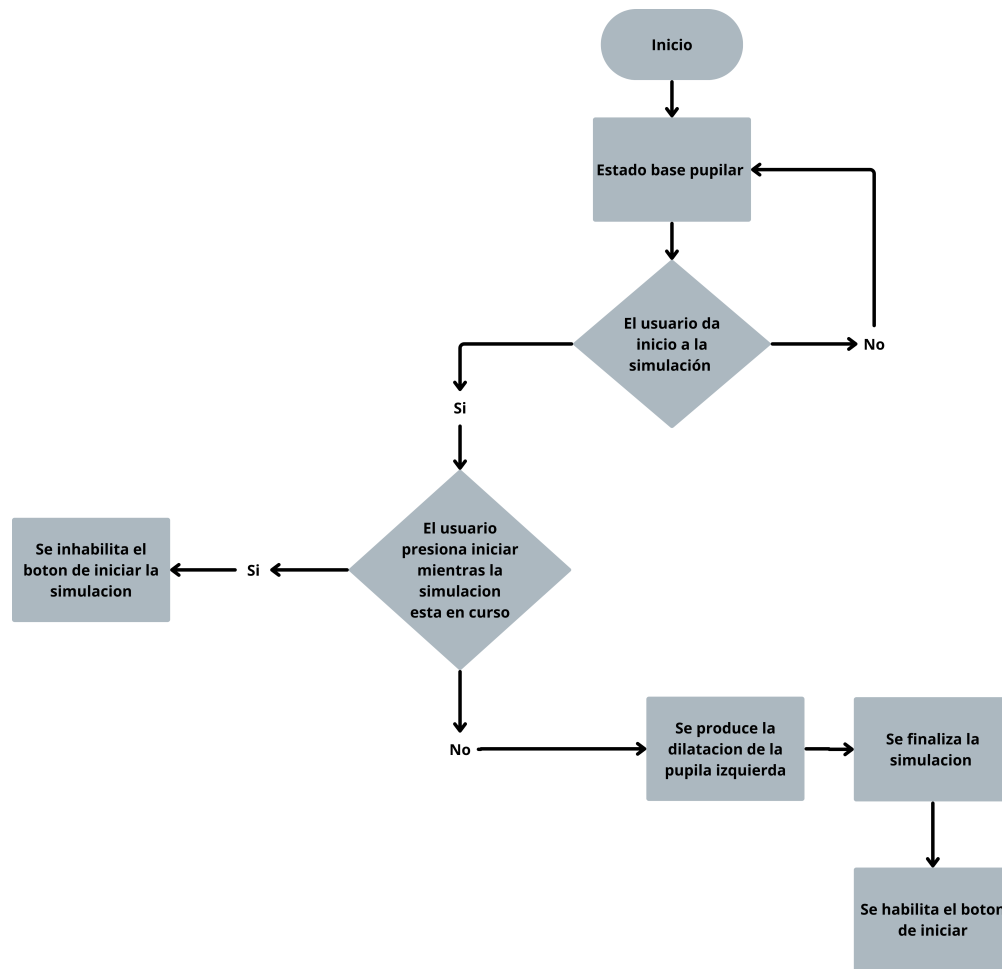


Figura 6.39: Diagrama de flujo de anisocoria izquierda
Fuente [Autor]

Al ingresar a la simulación de patologías, se ejecuta un pequeño acercamiento de cámara que introduce al usuario en la simulación y realiza un cambio en la iluminación ambiente. Al finalizar dicho movimiento, la cámara permanece fija enfocando la zona de los ojos, con el fin de que la atención se centre en la región relevante. Las pupilas presentan un tamaño inicial determinado según la patología (Fig 6.40) ; todas las simulaciones de las patologías comienzan desde este estado base, el cual cambia cuando se presiona el botón de iniciar simulación. Generalmente, este estado inicial corresponde a ambas pupilas con un tamaño normal.



Figura 6.40: Estado base de anisocoria
Fuente [Autor]

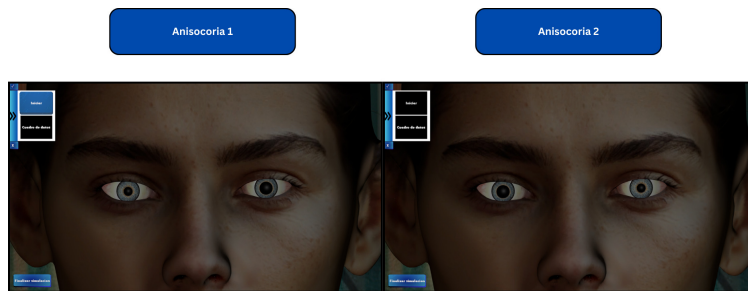


Figura 6.41: Simulaciones de anisocoria
Fuente [Autor]

En la Fig 6.42 se distinguen varios botones: el de finalizar simulación, un menú desplegable, el botón que presenta un icono de confirmación y otro con una “X”. La interacción entre estos elementos fue diseñada para brindar mayor comodidad al usuario al momento de interactuar o visualizar la simulación.



Figura 6.42: Elementos básicos de la simulación
Fuente [Autor]

El botón de finalizar simulación, como su nombre lo indica, permite terminar la simulación y salir de la misma; al utilizarlo, el usuario regresa al menú de elección de patologías. El menú desplegable y los botones que contienen el icono de confirmación y la X trabajan de manera conjunta: si se presiona

la X, el menú desplegable desaparece y solo permanecen visibles los botones de confirmación y la X. Para volver a habilitar el menú desplegable, se selecciona el botón con el icono de confirmación. Cuando se presiona el menú desplegable, se muestran dos opciones adicionales (Fig 6.43).



Figura 6.43: Opciones del menú desplegable
Fuente [Autor]

Estas opciones permiten iniciar la simulación y también mostrar el cuadro de parámetros, el cual contiene la información cuantitativa sobre el comportamiento pupilar. Este cuadro (Fig 6.44) está inspirado en la interfaz de un pupilómetro NeurOptics NPi-200, por lo que los valores correspondientes a la pupila derecha se presentan en color verde y los de la izquierda en color naranja. Además, al posar el cursor sobre cualquiera de los parámetros, se despliega información adicional que explica el significado de cada uno. El cuadro de datos puede ocultarse o mantenerse visible presionando dicho botón, permitiendo al usuario decidir si desea consultar la información durante la simulación o visualizar la simulación sin elementos adicionales.

| Parám | Derecho | Izquierdo | $\Delta (D - I)$ |
|-------|---------|-----------|------------------|
| Size | 4.86 mm | 4.86 mm | 0.0 mm |
| MIN | - | - | 0 |
| CH | - | - | - |
| CV | - | - | - |
| LAT | - | - | - |
| DV | - | - | - |

| Parám | Derecho | Izquierdo | $\Delta (D - I)$ |
|-------|---------|-----------|------------------|
| Size | 4.86 mm | 4.86 mm | 0.0 mm |
| MIN | - | - | 0 |
| CH | - | - | - |
| CV | - | - | - |
| LAT | - | - | - |
| DV | - | - | - |

Velocidad de dilatación (mm/s).

Figura 6.44: Cuadro de parámetros
Fuente [Autor]

Las demás simulaciones siguen el mismo tipo de funcionalidad, manteniendo la estructura general. Cada una inicia con un estado base predeterminado, presenta un acercamiento introductorio de cámara, cambio de iluminación ambiente y permite activar la animación pupilar al presionar el botón de iniciar. Aunque cada patología posee características visuales y fisiológicas distintas, todas comparten el mismo sistema de botones, el mismo panel de parámetros y el mismo comportamiento

de interacción del usuario.

Para las otras simulaciones, se define el diagrama de flujo correspondiente, el cual sirve como guía para su implementación:

Midriasis

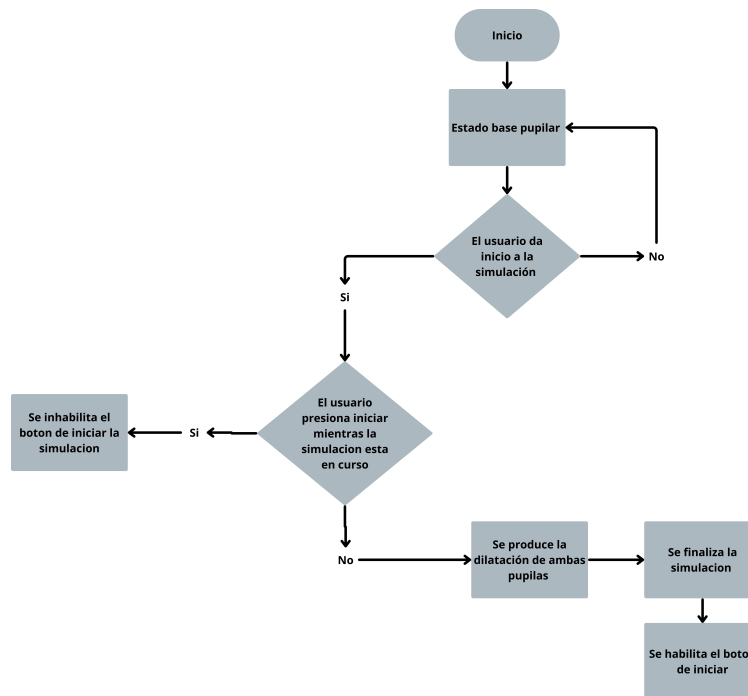


Figura 6.45: Diagrama de flujo de midriasis
Fuente [Autor]

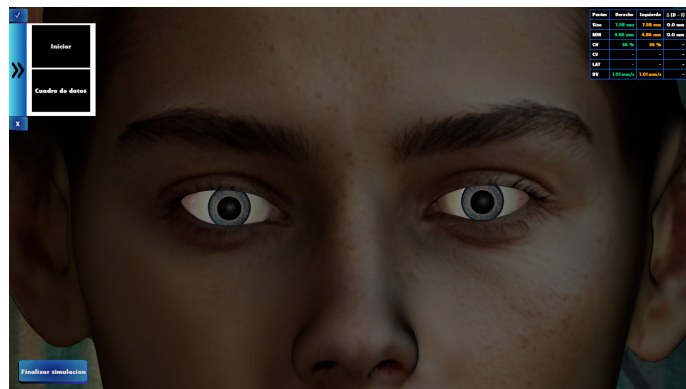


Figura 6.46: Simulación de midriasis
Fuente [Autor]

Miosis

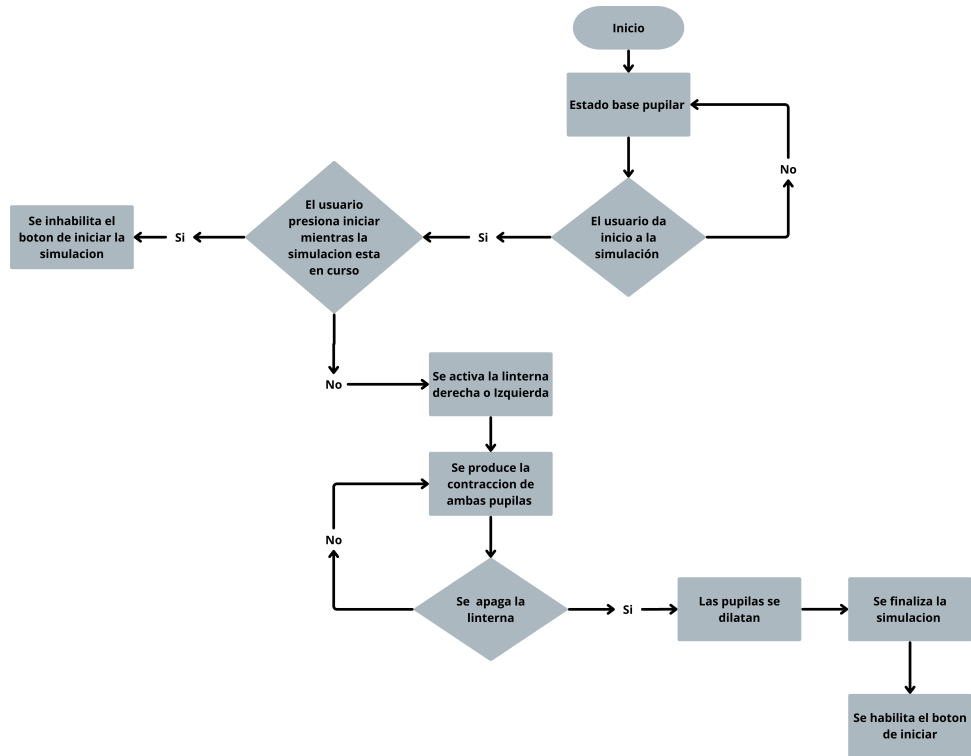


Figura 6.47: Diagrama de flujo de miosis
Fuente [Autor]

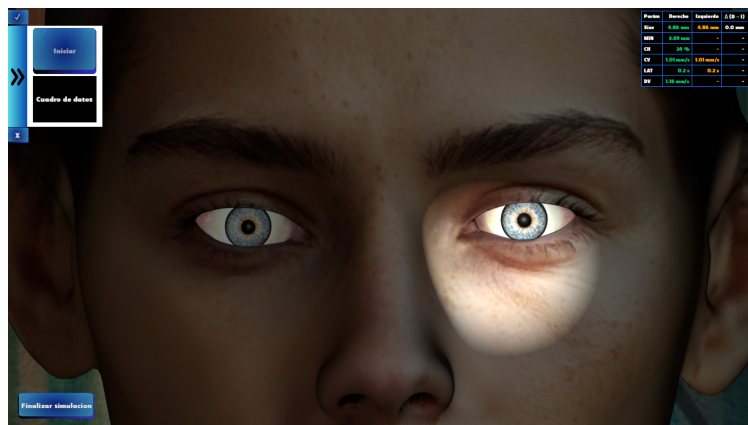


Figura 6.48: Simulación de miosis
Fuente [Autor]

Síndrome de Bernard-Horner

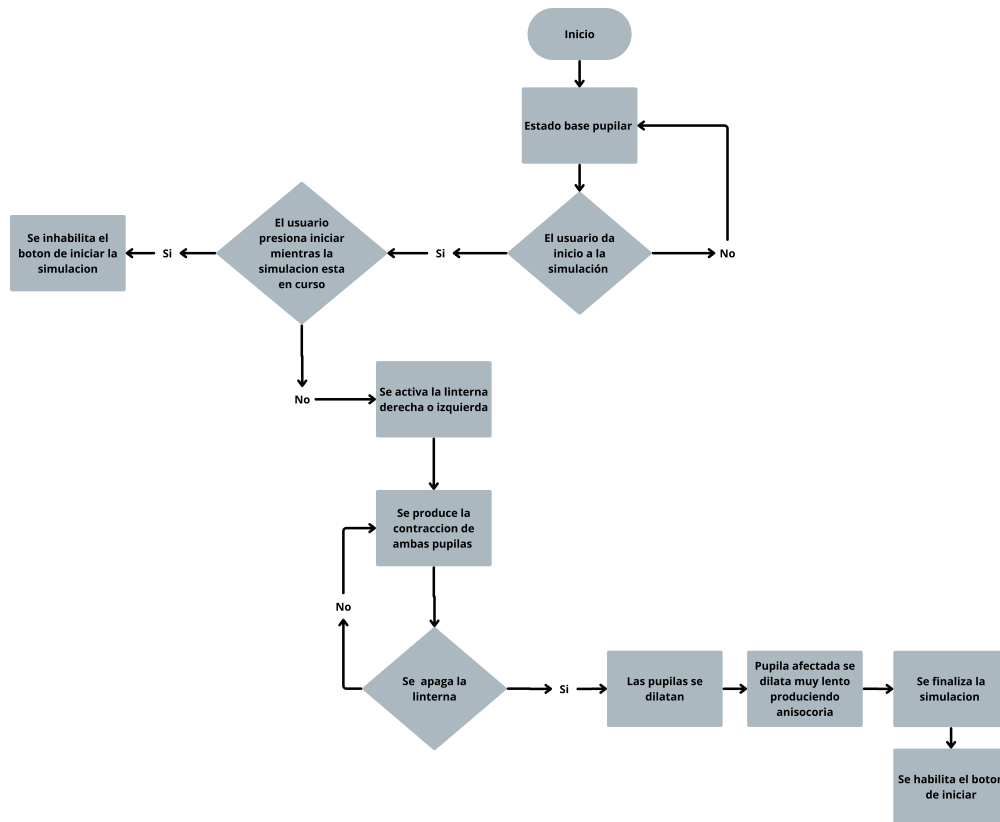


Figura 6.49: Diagrama de flujo del síndrome de Bernard-Horner
Fuente [Autor]

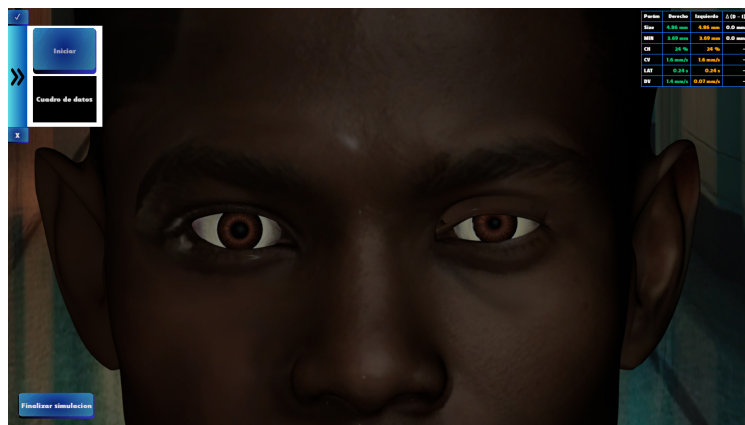


Figura 6.50: Simulación del síndrome de Bernard-Horner
Fuente [Autor]

Pupila de Marcus Gunn

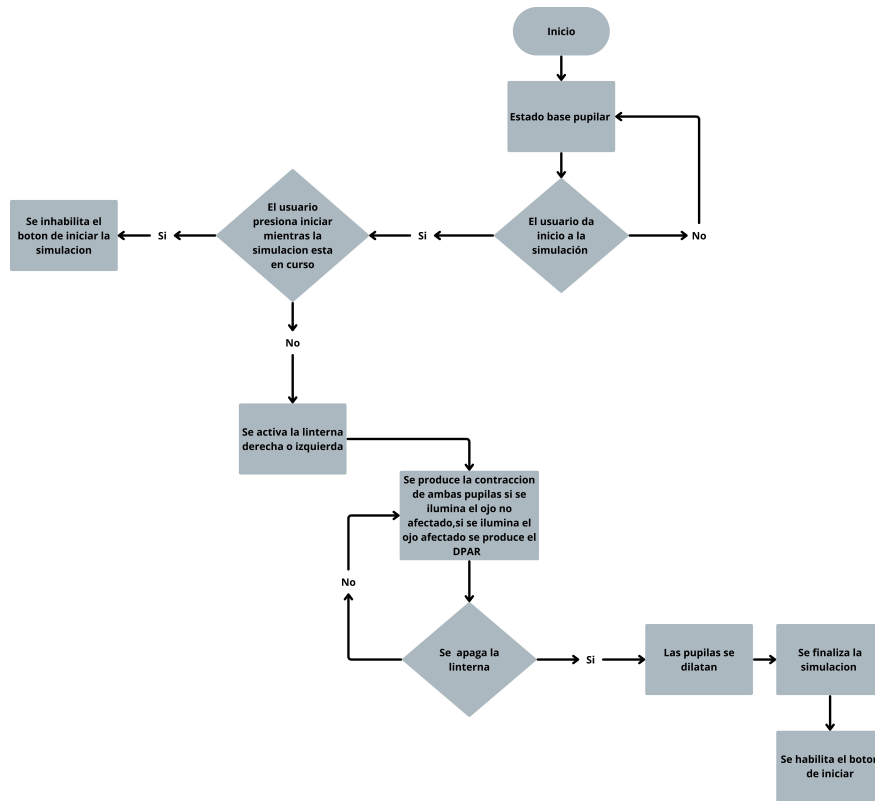


Figura 6.51: Diagrama de flujo de la pupila de Marcus Gunn
Fuente [Autor]

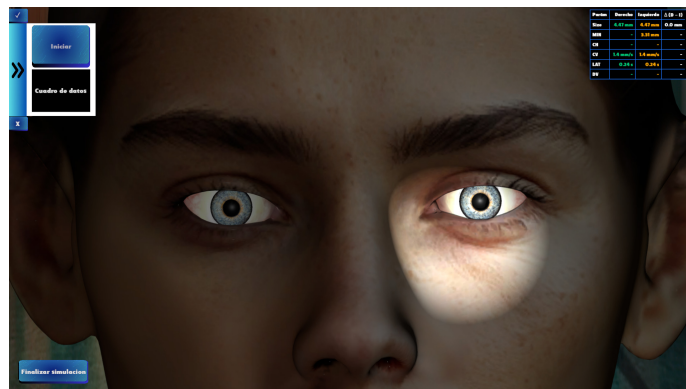


Figura 6.52: Simulación de la pupila de Marcus Gunn
Fuente [Autor]

Leucocoria

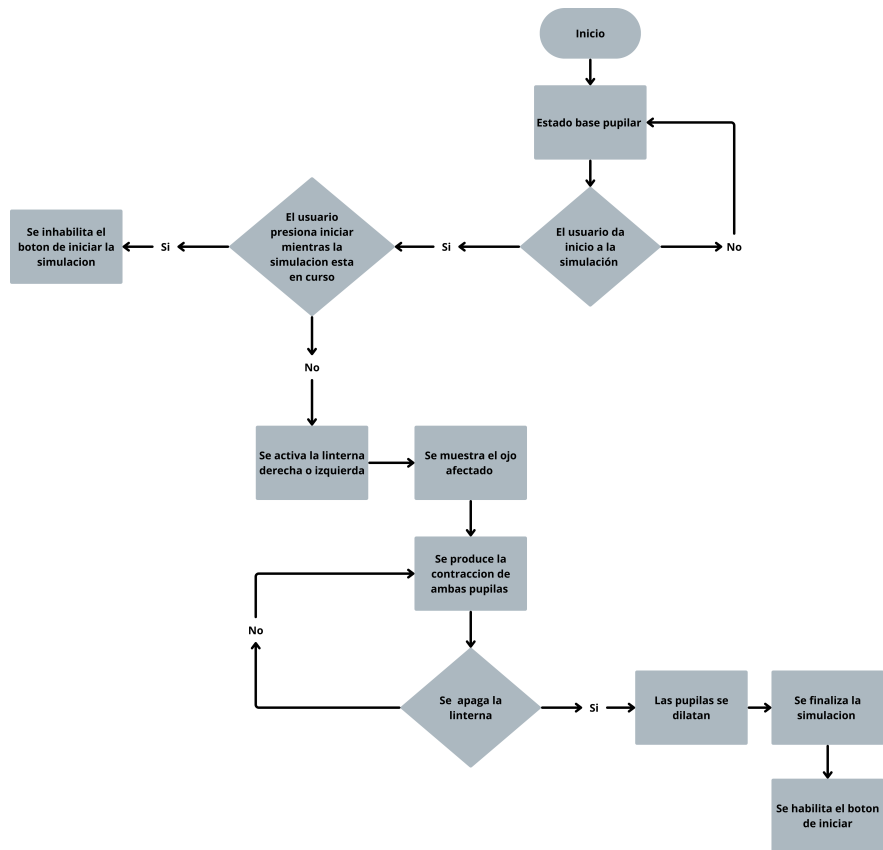


Figura 6.53: Diagrama de flujo de la leucocoria
Fuente [Autor]



Figura 6.54: Simulación de leucocoria
Fuente [Autor]

En la ventana de TCE se integraron los casos previamente descritos (Fig 6.55) .



Figura 6.55: Simulaciones de TCE disponibles
Fuente [Autor]

Las simulaciones de los traumatismos son diferentes a las de las patologías, ya que en este caso el usuario sí puede interactuar directamente con el control del estímulo lumínico y el formato de presentación es ligeramente distinto, aunque la funcionalidad general se mantiene. En estas simulaciones permanece el movimiento introductorio de cámara y el cambio de iluminación ambiente, dicho movimiento únicamente se activa cuando el usuario presiona el botón de iniciar simulación.

Además, estas ventanas incluyen una categoría de avisos que advierten al usuario sobre acciones no permitidas dentro del programa o situaciones que podrían generar un funcionamiento incorrecto (Fig 6.56) .Se implementaron dos tipos de acciones no permitidas: la primera corresponde a cuando el estímulo lumínico se apaga y enciende muy rápido, y la segunda a cuando la oscilación del estímulo entre un ojo y el otro es muy rápida; esto con la finalidad de realizar una mejor evaluación del comportamiento pupilar. Cabe resaltar que, aunque dentro de esta ventana se encuentra la simulación de pupila normal, esta no pertenece al grupo de simulaciones de TCE, sin embargo, permite al usuario hacer una comparación del comportamiento entre los diferentes condiciones.



Figura 6.56: Ejemplo de aviso
Fuente [Autor]

Para realizar la pupila normal se define el siguiente diagrama de flujo:

Isocoria

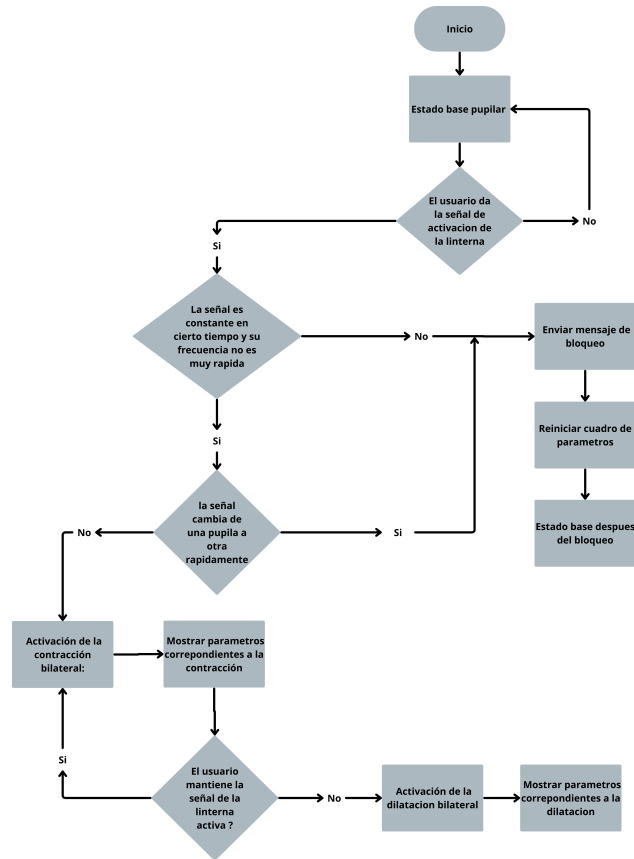


Figura 6.57: Diagrama de flujo de isocoria
Fuente [Autor]

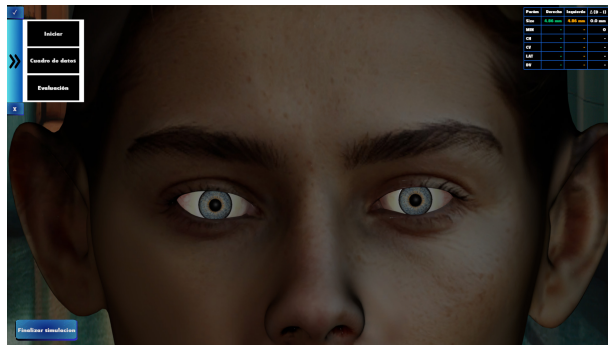


Figura 6.58: Simulación de isocoria
Fuente [Autor]

Ahora, al sistema del menú desplegable (Fig 6.59) se le añade una nueva opción correspondiente a la evaluación. Al presionar esta opción aparece una linterna, que hace alusión al instrumento utilizado para evaluar la respuesta pupilar. Con esto, se puede decidir cuándo encenderla, para lo cual se asignó la tecla G. Esta opción se encuentra disponible en todas las simulaciones de TCE.

Para utilizar correctamente la linterna, se debe posar cerca de los ojos a evaluar y pulsar la tecla G. De este modo, la linterna se enciende y es posible ver la reacción pupilar y los valores del cuadro de parámetros. De lo contrario, esta no cumplirá su función, ya que la iluminación generada por la linterna está delimitada por un área que se centra en los ojos (Fig 6.60) .



Figura 6.59: Menú desplegable de los TCE y herramienta de evaluación
Fuente [Autor]

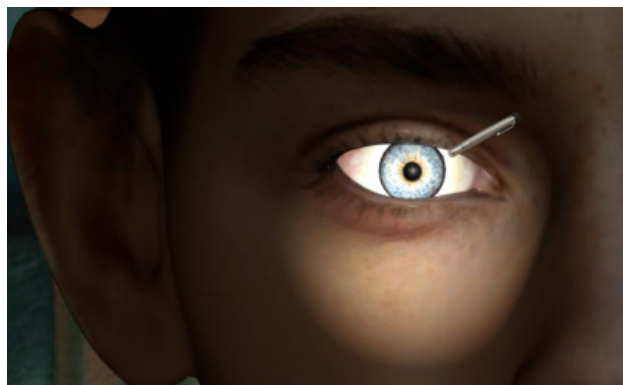


Figura 6.60: Área delimitada
Fuente [Autor]

Muerte cerebral

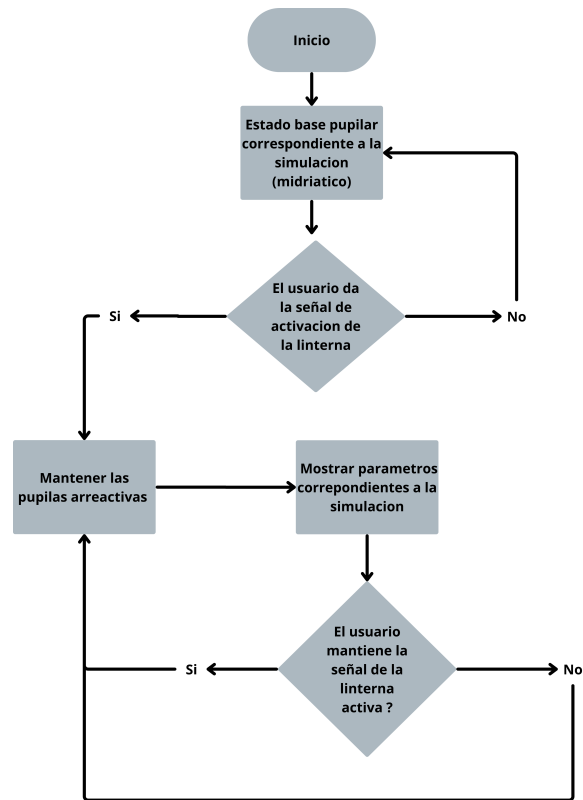


Figura 6.61: Diagrama de flujo de muerte cerebral
Fuente [Autor]

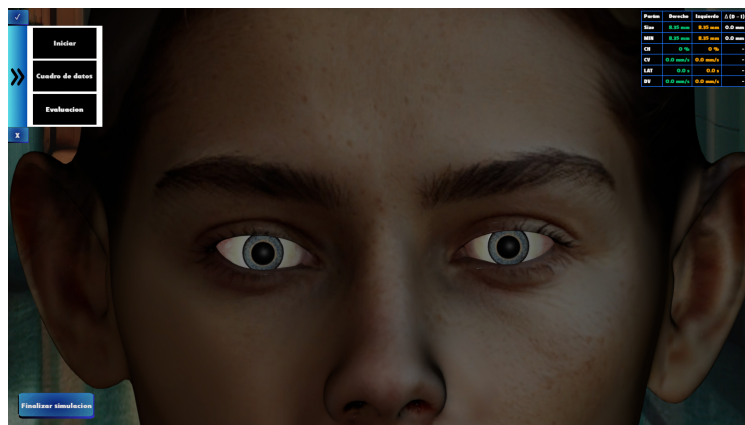


Figura 6.62: Simulación de muerte cerebral
Fuente [Autor]

Pupilas puntiformes

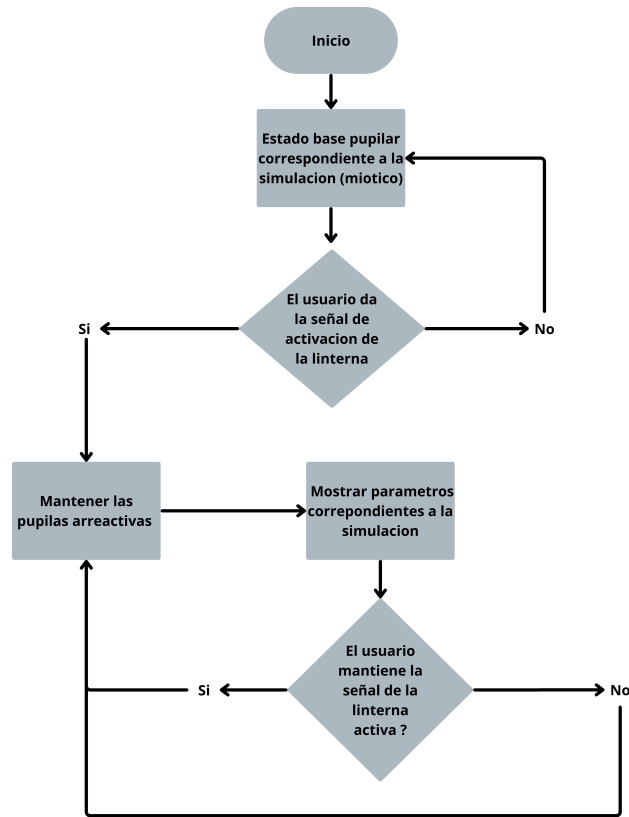


Figura 6.63: Diagrama de flujo de pupilas asociadas con daño en el puente

Fuente [Autor]

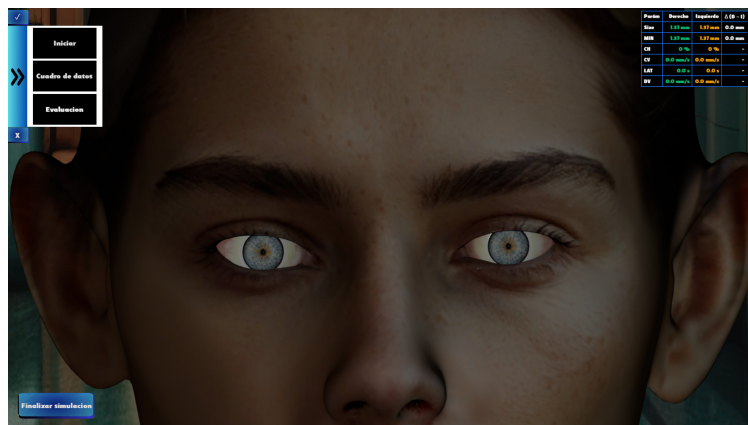


Figura 6.64: Simulación de pupilas puntiformes

Fuente [Autor]

Hernia uncal

Dado que la implementación de la hernia uncal presenta varias fases, se añadió una nueva ventana que organiza dichas etapas. Por lo anterior, al presionar la opción de hernia uncal en la zona de simulación, el sistema no llevará directamente a la simulación final, sino a esta ventana intermedia (Fig 6.65) , en la cual se podrán seleccionar las diferentes fases disponibles. La fase inicial presenta la misma dinámica que la isocoria.



Figura 6.65: Ventana de hernia uncal
Fuente [Autor]

Para las fases intermedia y avanzada, la simulación se divide en dos partes: una correspondiente a la pupila afectada del lado derecho y otra a la pupila afectada del lado izquierdo. Esta separación permite representar el comportamiento del daño en cada hemisferio y facilita la comprensión de cómo evoluciona la hernia uncal dependiendo del lado comprometido. En la implementación de la hernia uncal intermedia y avanzada , se realizó un diagrama de flujo para el lado derecho y para el izquierdo aplica el mismo.

Hernia uncal intermedia

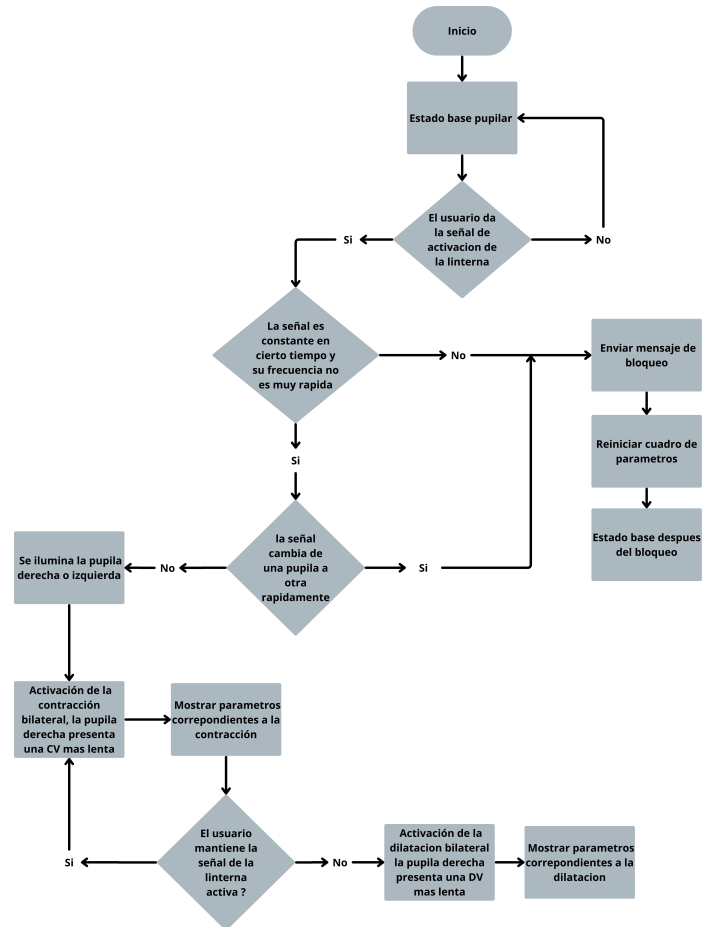


Figura 6.66: Diagrama de flujo de hernia uncal intermedia derecha
Fuente [Autor]

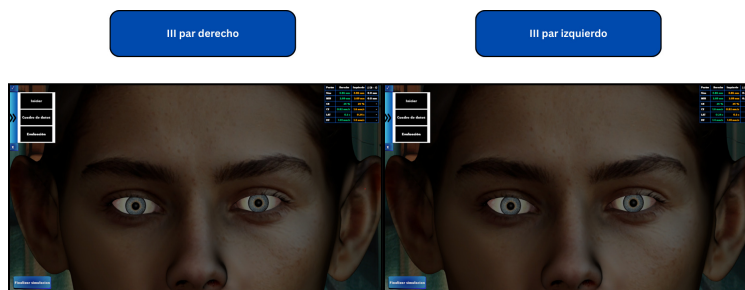


Figura 6.67: Simulación de hernia uncal intermedia
Fuente [Autor]

Hernia uncal avanzada

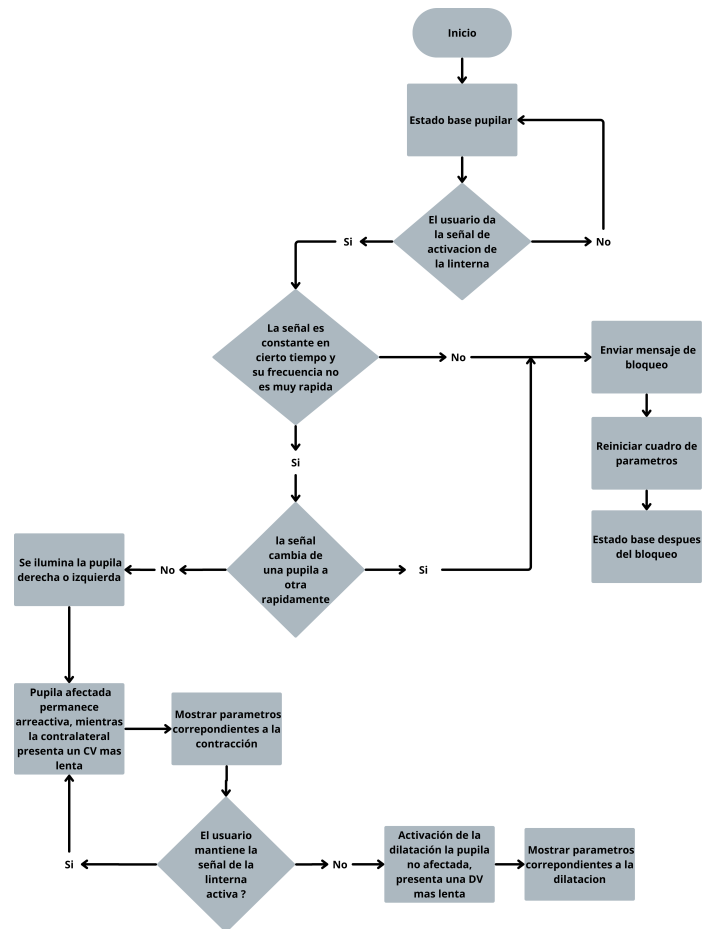


Figura 6.68: Diagrama de flujo de hernia uncal avanzada derecha
Fuente [Autor]

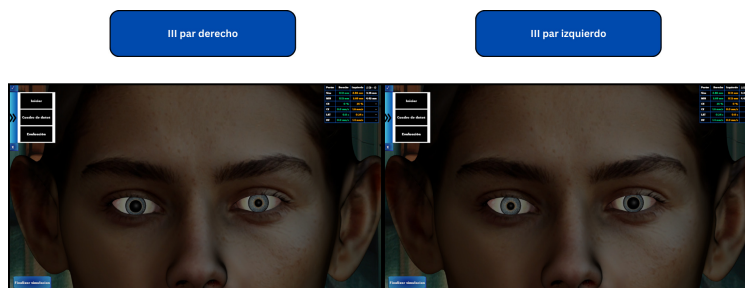


Figura 6.69: Simulación de hernia uncal avanzada
Fuente [Autor]

6.1.7.9. Implementación de los datos

Para mostrar los parámetros en el cuadro de datos, se realizó inicialmente la animación de las pupilas en Blender, utilizando el tipo de interpolación predeterminado del programa, que determina cómo varían los valores entre dos fotogramas clave. Dado que la parte de programación se está realizando en Godot, se debe encontrar una forma de reflejar el tamaño y los distintos parámetros que tienen las pupilas en la animación hecha en Blender, para que el usuario pueda visualizarlos correctamente dentro del programa.

Con el tipo de interpolación por defecto de Blender no se dispone de un control directo sobre los parámetros necesarios para implementar la simulación. Si las pupilas se animan directamente en Godot, es posible manipular las variables que determinan su tamaño, así como la velocidad de contracción y dilatación. Sin embargo, dado que la animación no se realizó en Godot, se decidió modificar el tipo de interpolación utilizado en Blender, estableciéndolo en modo lineal y configurando la animación a 24 FPS.

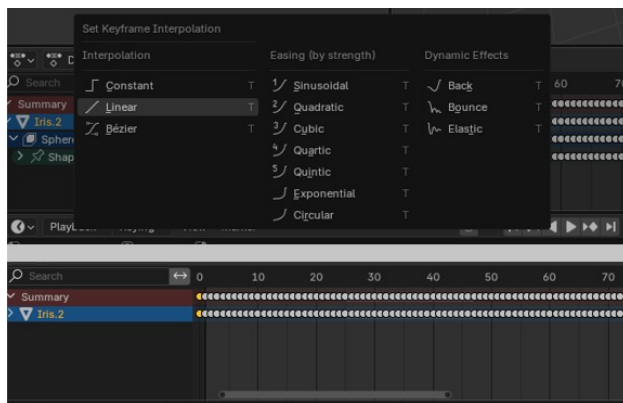


Figura 6.70: Cambio de interpolación en blender
Fuente [Autor]

Este ajuste asegura que la animación mantenga un desplazamiento uniforme entre cada fotograma, presentando un comportamiento más predecible, y esto es útil para conocer el tamaño de la pupila en cada instante de tiempo cuando se utilice en Godot.

En este caso, se decidió que la animación tuviera una duración total de 3 s, equivalentes a 72 frames; además, se establecieron las unidades en Blender en mm. Durante el primer segundo ($0\text{ s}-1\text{ s}$) ocurre la dilatación de la pupila; entre ($1\text{ s}-2\text{ s}$) esta permanece fija, con el fin de incorporar un intervalo de transición entre ambos movimientos, y entre ($2\text{ s}-3\text{ s}$) se produce la contracción.

Dado que la animación es lineal y está dividida en 3 segmentos, se puede implementar la siguiente lógica: para el primer tramo, en $t = 0\text{ s}$, la pupila tendrá un diámetro d_1 , el cual corresponde al mínimo, y en $t = 1\text{ s}$ tendrá un diámetro d_2 , el cual es el máximo. Para el segundo tramo, la pupila permanece en un valor constante c , y el último tramo es equivalente al primero, solo que va en

sentido contrario: en $t = 2\text{ s}$ la pupila presenta un diámetro d_2 y en $t = 3\text{ s}$ un diámetro d_1 . Para determinar los valores de d_1 y d_2 se puede utilizar la herramienta de medición que presenta Blender para medir los diámetros correspondientes al mínimo y máximo valor que tomará la pupila en la animación.

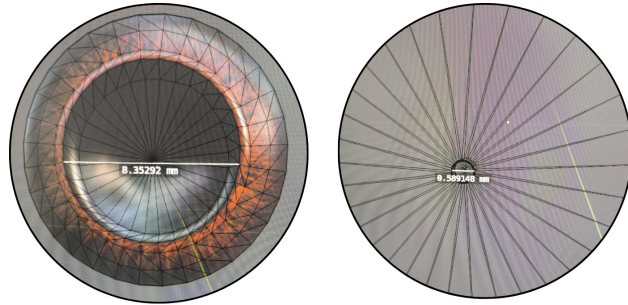


Figura 6.71: Mediciones del diámetro máximo y mínimo
Fuente [Autor]

El valor $d_1 = 0,59\text{ mm}$, el $d_2 = 8,4\text{ mm}$ y el $c = 3,33\text{ mm}$. Con esto, para el primer tramo tenemos el siguiente diagrama:

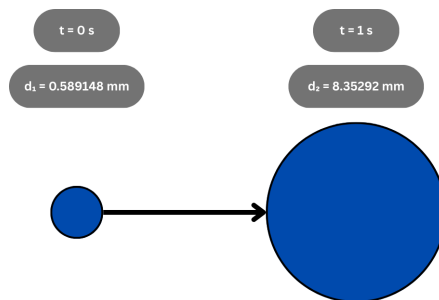


Figura 6.72: Diagrama de dilatación
Fuente [Autor]

Para el segundo tramo, dado que no existe variación, se cumple que $d_1 = d_2 = c$.

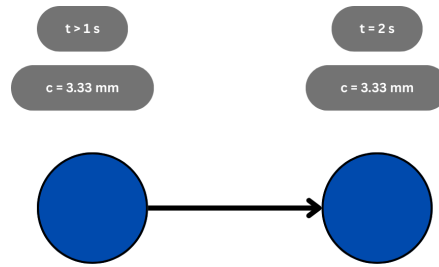


Figura 6.73: Diagrama de la meseta
Fuente [Autor]

Para el tercer tramo:

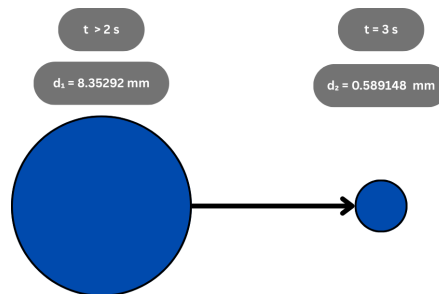


Figura 6.74: Diagrama de contracción
Fuente [Autor]

Ahora, para los tramos 1 y 3 se puede definir una función matemática lineal de la forma: $y = mx + b$. Como se desea determinar el diámetro en función del tiempo, la ecuación se expresa mejor como $d(t) = mt + b$. Para encontrar el valor de la pendiente m y de la constante b se utilizan los valores del diagrama y se ubican en el plano cartesiano. En esta ocasión basta con calcular los valores para el primer tramo, ya que el tercero es similar, solo que en lugar de tener pendiente positiva, está será negativa y también cambia el valor de b .

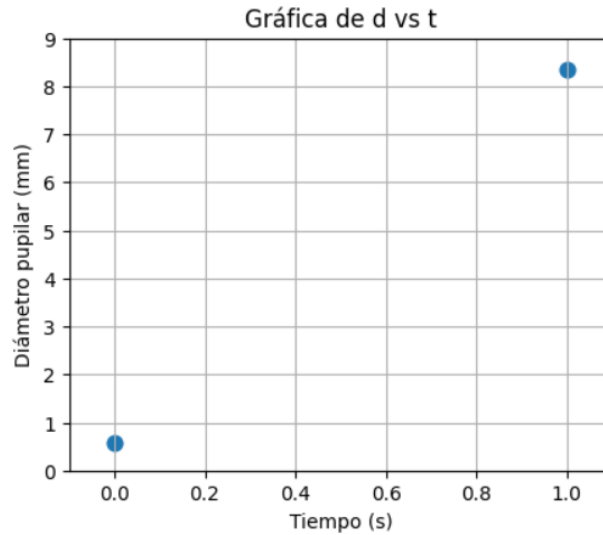


Figura 6.75: Puntos de la ecuación
Fuente [Autor]

La recta que une a estos dos puntos representa la ecuación que se quiere determinar, el valor de m expresa la razón de cambio entre y y x . En este caso, no existe diferencia entre considerar una pendiente secante o tangente, ya que se trata de una función lineal, cuya tasa de cambio es constante en todo su dominio.

$$m = \frac{\Delta d}{\Delta t} = \frac{d_f - d_i}{t_f - t_i}$$

$$m = \frac{8,4 \text{ mm} - 0,59 \text{ mm}}{1 \text{ s} - 0 \text{ s}} = 7,81 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$$

$$d(t) = 7,81 \frac{\text{mm}}{\text{s}} t + b$$

Para hallar b se toma un punto del plano y se ven los valores correspondientes de t y d , el punto:

$$d(0 \text{ s}) = 7,81 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \cdot 0 \text{ s} + b$$

$$0,59 \text{ mm} = 7,81 \frac{\text{mm}}{\text{s}} \cdot 0 \text{ s} + b$$

$$b = 0,59 \text{ mm}$$

La ecuación para el primer tramo queda:

$$d(t) = 7,81 \frac{\text{mm}}{\text{s}} t + 0,59 \text{ mm}$$

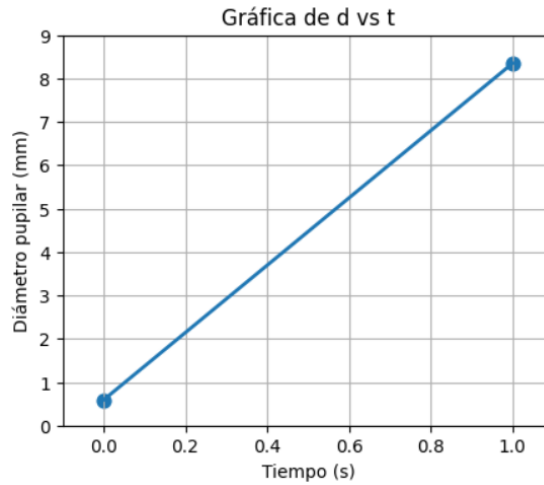


Figura 6.76: Función del primer tramo
Fuente [Autor]

Dado que es una función lineal, el dominio y rango del primer tramo es:

Dominio $d(t) : t \in (-\infty, \infty)$ y rango $d(t) : (-\infty, \infty)$. Pero dado que la animación va de 0 a 1, se tiene que acotar o restringir los valores del dominio y del rango: Dominio $d(t) : t \in [0, 1]$ y rango $d(t) : [0,59, 8,4]$.

La ecuación del segundo tramo corresponde a la constante $c = 3,33 \text{ mm}$.

$$d(t) = c$$

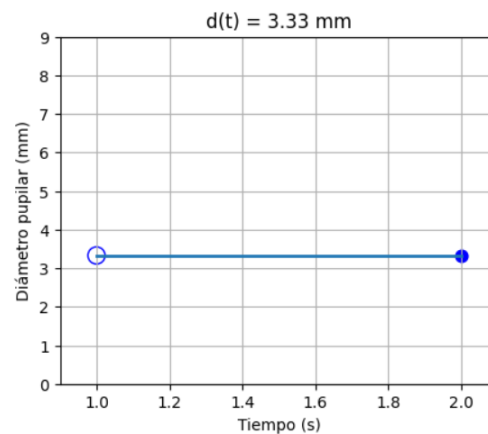


Figura 6.77: Función del segundo tramo
Fuente [Autor]

Su dominio y rango correspondiente:

Dominio $d(t) : t \in (-\infty, \infty)$ y rango $d(t) : \{c\}$, en la animación, dado que va de 1 a 2, se acota su dominio, pero su rango permanece igual: Dominio $d(t) : t \in (1, 2]$.

La ecuación del tercer tramo es igual al del primer tramo, pero con pendiente negativa y la constante distinta:

$$d(t) = -7,81 \frac{mm}{s} t + 23,89 mm$$

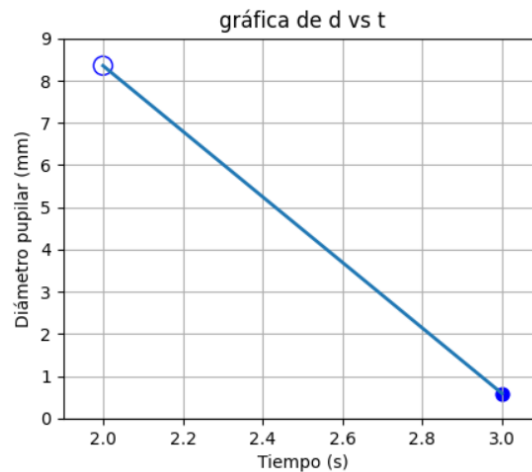


Figura 6.78: Función del tercer tramo
Fuente [Autor]

Su rango y dominio es el mismo que del tramo 1 si seleccionamos la ecuación completa, pero el dominio y rango restringido cambia.

Dominio $d(t) : t \in (-\infty, \infty)$ y rango $d(t) : (-\infty, \infty)$, pero dado que la animación va de 2 a 3, se tiene que acotar o restringir los valores: Dominio $d(t) : t \in (2, 3]$ y rango $d(t) : [0,59, 8,4)$.

Con esto la función principal del diámetro $D(t)$ queda definida como una función a trozos en el cual el primer tramo equivale al de dilatación, el segundo que es la meseta al de transición y el tercero al de contracción.

$$D(t) = \begin{cases} d_1(t), & 0 \leq t \leq 1 \\ d_2(t), & 1 < t \leq 2 \\ d_3(t), & 2 < t \leq 3 \end{cases}$$

$$D(t) = \begin{cases} 7,81 \frac{mm}{s} t + 0,59 mm, & 0 \leq t \leq 1 \\ 3,33 mm, & 1 < t \leq 2 \\ -7,81 \frac{mm}{s} t + 23,89 mm, & 2 < t \leq 3 \end{cases}$$

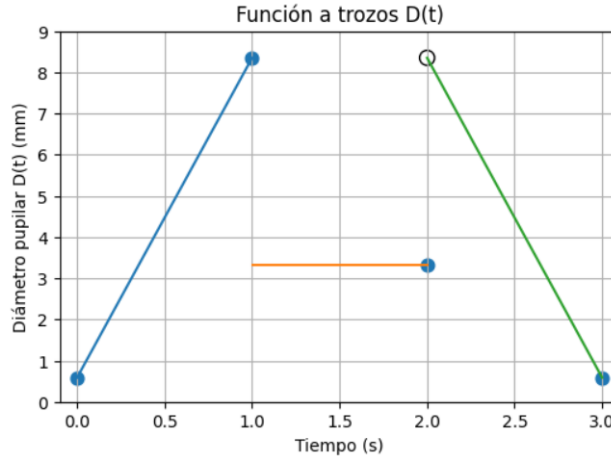


Figura 6.79: Función completa
Fuente [Autor]

El dominio y rango restringido de esta función completa viene dado por la unión de los dominios y rangos de las funciones que la componen:

$$D(t) = \text{Dominio } d_1(t) \cup \text{Dominio } d_2(t) \cup \text{Dominio } d_3(t)$$

$$D(t) = t \in [0, 3]$$

$$D(t) = \text{Rango } d_1(t) \cup \text{Rango } d_2(t) \cup \text{Rango } d_3(t)$$

$$D(t) = [0,589148, 8,35292] \cup \{c\} \cup [0,59, 8,4]$$

Esta ecuación nos define la posición de la pupila en cada instante de tiempo que se le de y se puede implementar esta ecuación en Godot como una función para poder mostrar los parámetros que se necesiten durante la simulación.

La velocidad de la animación se puede obtener teniendo en cuenta la función de posición, la función completa está definida a trozos, pero para fines de simplicidad se va a utilizar la que corresponde al primer tramo ya que el segundo es constante y se dejó especialmente para que hubiera cierto tiempo entre el momento de dilatación y contracción y el tercer tramo es básicamente igual al primer tramo.

$$d(t) = 7,81 \frac{mm}{s} t + 0,59 mm$$

De la cinemática, si tenemos la función de posición, esta se puede derivar para obtener la función de velocidad:

$$\frac{d}{dt}d_1(t) = v_1(t)$$

Entonces:

$$\frac{d}{dt}d_1(t) = m = v_1(t)$$

Realizando el mismo procedimiento para el segundo y tercer tramo se obtiene:

$$\frac{d}{dt}d_2(t) = 0 = v_2(t)$$

$$\frac{d}{dt}d_3(t) = -m = v_3(t)$$

Con esto se puede deducir que la velocidad en el primer tramo y en el tercero es igual en todo momento y en el segundo tramo es cero. El negativo en la pendiente simplemente nos está indicando la dirección del movimiento. En este caso al ser animación lineal, la pendiente m representa la tasa de cambio del diámetro pupilar con respecto al tiempo. Cuando $m > 0$, el diámetro aumenta, indicando un proceso de dilatación; si $m < 0$, el diámetro disminuye lo cual representa una contracción. En este caso nos interesa solamente el tamaño pupilar sin tomar en cuenta su dirección.

Aunque el primer y el tercer tramo comparten la misma forma matemática, no describen el mismo fenómeno ni se desarrollan en el mismo intervalo temporal. Cada uno corresponde a una fase fisiológica distinta y ocurre en un momento específico de la animación. Esta diferenciación es importante al momento de implementarlo en Godot, ya que permite que el sistema reconozca claramente en qué etapa se encuentra la pupila, respete los tiempos de la simulación y aplique correctamente los parámetros asociados a cada fase.

Dado que la velocidad es la misma en los tramos de dilatación y contracción, pero la simulación requiere variar esa magnitud para representar ciertos casos de traumas o patologías que alteran la respuesta pupilar, es necesario introducir un factor a la velocidad. Para esto se agregó una variable k que multiplica a la velocidad $v(t)k$, permitiendo que la animación sea más lenta o rápida según el caso requerido.

La función matemática utilizada no describe el comportamiento fisiológico real de una pupila, solo se utilizó como un recurso para trasladar y ajustar los parámetros de la animación creada en Blender hacia Godot. Esta función permite que la velocidad y el tamaño pupilar visualizados en la simulación coincidieran con los valores cuantitativos definidos en la tabla de parámetros.

Otro aspecto a tener en cuenta es determinar la correspondencia temporal entre ambas fases, dilatación y contracción: si conocemos el tiempo empleado en la dilatación, podemos deducir el

tiempo equivalente en la contracción, y viceversa. Como la meseta no altera el diámetro y su duración total ya está fija dentro del intervalo de 3 segundos, se cumple la relación:

$$t_1 + t_3 = 3$$

Lo que permite ajustar ambos tramos de forma simétrica o proporcional según se requiera para mantener la coherencia del movimiento pupilar dentro del sistema. Esta ecuación no se utiliza durante toda la simulación del sistema, sino que fue planteada como una herramienta de referencia inicial que nos sirve de guía para poner los momentos de la animación .

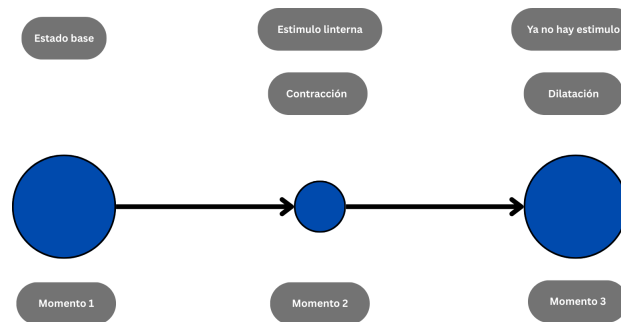


Figura 6.80: Momentos clave

Fuente [Autor]

En el diagrama se observa que, cuando la pupila recibe el estímulo luminoso, pasa del momento 1 al momento 2, iniciando la fase de contracción, la cual está descrita por la ecuación del tercer tramo y ocurre dentro de un intervalo específico de la animación. Una vez cesa el estímulo, el sistema debe avanzar del momento 2 al momento 3, descrito por el primer tramo y con un tiempo distinto.

Para determinar correctamente cuándo iniciar la dilatación es necesario conocer en qué tiempo exacto se encontraba la contracción al detenerse el estímulo, para ello se utiliza lo mencionado anteriormente . Esto es importante para evitar saltos o discontinuidades entre tramos y asegurar que la transición entre contracción y dilatación sea continua.

6.1.7.10. Diseño de la sección de cuestionario

Para la zona de cuestionarios, siguiendo las indicaciones del asesor, se implementó un sistema en el que aparecen un total de 14 botones correspondientes a las simulaciones (Fig 6.81) . Al no presentar nombres, no es posible saber a qué simulación pertenece cada uno. Al hacer clic sobre cualquiera de ellos, el usuario es llevado a una ventana asociada a alguno de los casos presentados anteriormente, tanto de TCE como de patologías. Tras interactuar con la simulación y regresar,

se muestra una nueva ventana que contiene una pregunta destinada a identificar a cuál simulación correspondía (Fig 6.82).



Figura 6.81: Ventana de cuestionarios
Fuente [Autor]

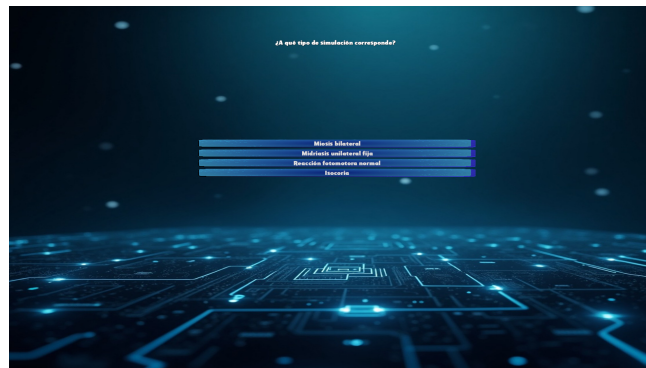


Figura 6.82: Pregunta del caso
Fuente [Autor]

En la ventana de preguntas (Fig 6.83), el botón de regresar no está disponible, al igual que otras funcionalidades del programa. Si la respuesta es correcta, aparece un mensaje indicando que la elección fue acertada y el botón para volver se habilita nuevamente en la parte superior. Si la respuesta es incorrecta, se muestra un mensaje señalando cuál era la opción correcta y también reaparece el botón para regresar.

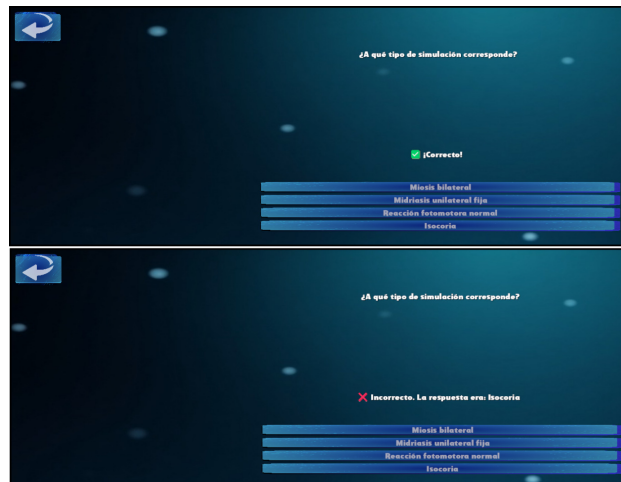


Figura 6.83: Preguntas
Fuente [Autor]

6.1.7.11. Funcionalidades adicionales

El usuario, además de desplazarse por las ventanas presionando los botones , también cuenta con la posibilidad de utilizar atajos al presionar una tecla específica. Asimismo, tiene la opción de acceder a un menú de configuración en el que se pueden ajustar diferentes aspectos del sistema de simulación (Fig 6.84). Tanto los atajos como el menú de configuración están disponibles en todo el sistema, excepto en las ventanas que involucran simulaciones y en las ventanas de cuestionarios donde se haya iniciado un caso.

Para el menú de configuración se decidió que tuviera dos elementos configurables: los fondos de las ventanas y el sonido de los botones. Para acceder a este modo se asignó la tecla \uparrow . Para salir del modo configuración se debe volver a presionar la misma tecla. Durante la estancia del usuario en este modo, los atajos de teclado permanecen inhabilitados.

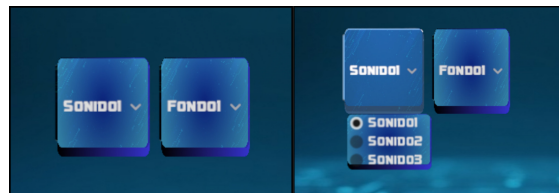


Figura 6.84: Ventana de configuración
Fuente [Autor]

Al presionar el botón de sonido se despliega un menú con tres opciones disponibles para seleccionar diferentes efectos auditivos. De forma similar, el botón de fondo despliega un menú con tres

alternativas de imágenes para personalizar la apariencia visual del sistema. En cuanto a los atajos, se decidió incluir únicamente las ventanas principales, de manera que el usuario pueda navegar de forma sencilla y rápida. Para utilizar estos atajos, basta con presionar las teclas numéricas 1, 2, 3, 4, 5 o 6 descritas en la sección de información.

6.1.7.12. Diseño del Hardware

Se debe probar que el Makey Makey y Godot se puedan comunicar de manera correcta. Para esto, en Godot se implementó un mapa de entrada (Fig 6.85), un sistema que permite vincular las entradas físicas del usuario como pulsaciones de teclas, clics del ratón o botones con acciones dentro del motor. El Makey Makey, al conectarse por USB al computador, actúa como un dispositivo que emula teclas: cuando el usuario toca una zona específica del circuito como una placa metálica, el Makey Makey interpreta ese contacto como la activación de una tecla real del teclado. Gracias a esto, Godot puede detectar ese estímulo exactamente igual que si el usuario hubiera presionado una tecla física.

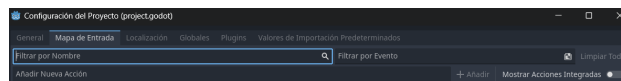


Figura 6.85: Configuración mapa de entrada
Fuente [Autor]

El Makey Makey funciona al tocarlo porque el cuerpo completa un circuito eléctrico de muy baja intensidad. Para que el dispositivo detecte una acción, se debe estar conectado a GND, y al tocar una superficie vinculada a una entrada, se permite que una pequeña corriente viaje desde esa entrada hacia la tierra a través del objeto. Esta mínima conducción es suficiente para que el Makey Makey interprete el toque como una pulsación de tecla.



Figura 6.86: Conexión makey makey
Fuente [Autor]

Para probar la interacción entre el makey y godot se creó un miniprograma que consiste en un cubo, este cubo se mueve cada vez que el makey detecta un contacto, para este caso se definió la tecla G como entrada.

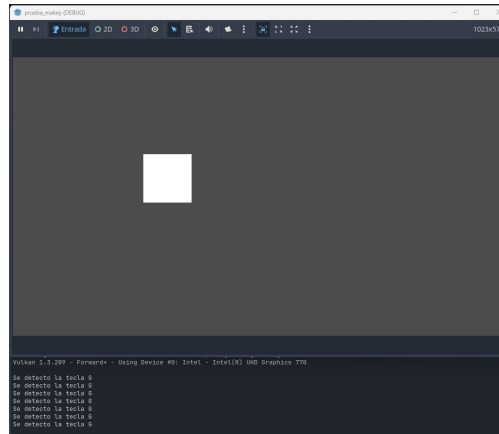


Figura 6.87: Prueba tecla de entrada
Fuente [Autor]

El Makey Makey y Godot se integran muy bien, ya que el dispositivo puede enviar señales que el motor gráfico reconoce como teclas o entradas estándar. Ahora la cuestión es implementar un sistema que permita transmitir a Godot la información de cuándo se está alumbrando en la realidad. De esta manera, esa señal puede utilizarse dentro de las simulaciones para activar las respuestas pupilares correspondientes. Para lograr esto se utiliza un optoacoplador, un sensor de luz LM-393 de 3 pines, una resistencia y el makey makey. La Figura 6.88 muestra la interacción general entre cada componente.

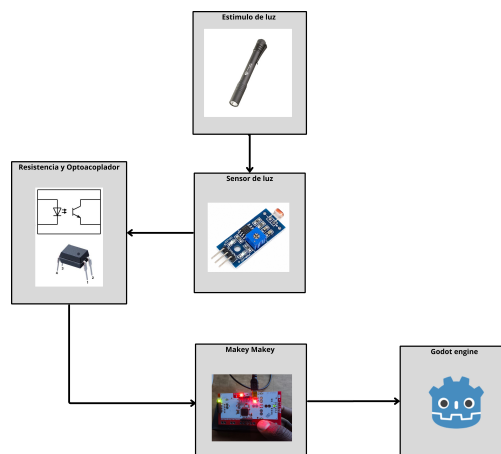


Figura 6.88: Diagrama de funcionamiento del hardware
Fuente [Autor]

El sistema traduce un estímulo lumínico real hacia la simulación en Godot. Cuando el usuario ilumina con una linterna el sensor LM393, este detecta el cambio en la intensidad de luz y genera una señal. Dicha señal activa un optoacoplador, protegido por una resistencia que limita la corriente, el cual cierra su circuito interno y produce una salida segura equivalente a una pulsación física. Esta salida es recibida por el Makey Makey, que la interpreta como una tecla estándar y la envía al computador sin necesidad de controladores adicionales. Finalmente, Godot Engine reconoce esa entrada y la utiliza para activar las animaciones de contracción o dilatación pupilar dentro de la simulación, logrando así que un estímulo real se refleje de forma precisa en el entorno virtual.

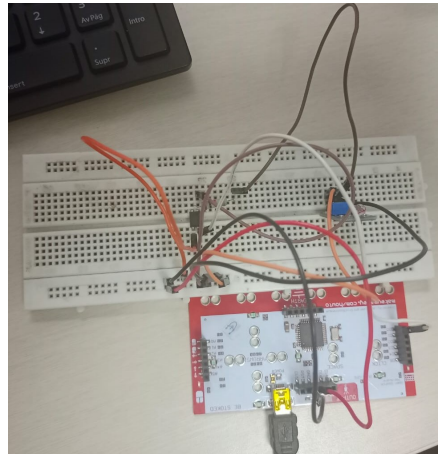


Figura 6.89: Circuito inicial
Fuente [Autor]

El circuito fue implementado inicialmente sobre una protoboard, como lo muestra la figura 6.82, lo que permitió validar el funcionamiento del sensor de luz, el optoacoplador y su conexión con el Makey Makey. Sin embargo, el uso de la protoboard generaba una disposición desordenada de cables, ocupaba un espacio considerable y presentaba mala estabilidad. Por este motivo, se decidió diseñar una PCB, con el fin de organizar correctamente los componentes, reducir el tamaño del montaje y garantizar una conexión más organizada, segura y adecuada para el uso continuo dentro del sistema de simulación.

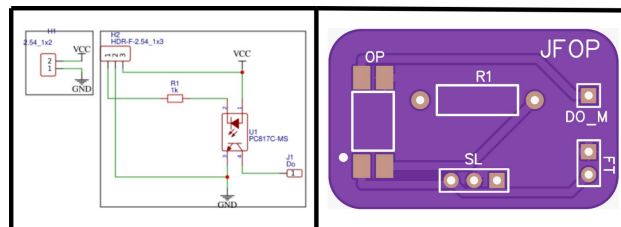


Figura 6.90: Elaboración de la PCB
Fuente [Autor]

Con la placa en físico, solo queda soldar los componentes correspondientes en sus posiciones designadas. Al probar continuidad, se aseguró que todo estuviera funcionando bien.



Figura 6.91: PCB
Fuente [Autor]

Para la integración de todos los componentes físicos, como la PCB, Makey Makey y el sensor LM393, se diseñó una caja en 3D. El objetivo era optimizar el espacio permitiendo alojar todos los elementos de manera organizada. La caja permite acomodar libremente el Makey Makey e incluye el espacio necesario para el puerto del cable. Además, la tapa, al tener un orificio, facilita la entrada directa de luz hacia el sensor, asegurando al mismo tiempo su protección. El material seleccionado para la impresión fue PLA.

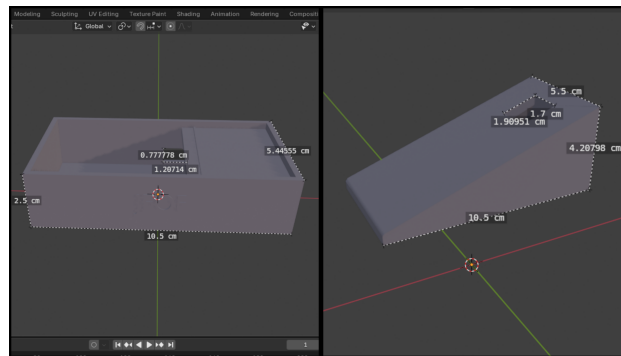


Figura 6.92: Diseño de la caja
Fuente [Autor]

6.1.8. Evaluar

Para la fase de evaluar, se realizaron las pruebas de usabilidad con el director y asesor del proyecto, basándonos en las 10 reglas heurísticas de Nielsen, un conjunto de principios desarrollados por Jakob Nielsen que sirven como pautas generales para evaluar la usabilidad de un producto digital. Estas reglas se basan en: visibilidad del estado del sistema, correspondencia entre el sistema

y el mundo real, control del usuario y libertad, consistencia y estándares, prevención de errores, reconocimiento en lugar de recuerdo, flexibilidad y eficiencia de uso, estética y diseño minimalista, ayuda al usuario para reconocer, diagnosticar y recuperar errores, y ayuda y documentación [76].

Para realizar las pruebas de usabilidad del sistema, implementamos una tabla encontrada en el artículo [76], en formato Excel, la cual se adaptó para el proyecto. Esta tabla se compone de las pautas con sus preguntas correspondientes, la severidad de calificación, la clasificación de facilidad de arreglo, el promedio de puntuación, las explicaciones y las recomendaciones.

Severidad de clasificación:

Evalúa qué tan grave es el problema para la experiencia del usuario, teniendo en cuenta el impacto en la usabilidad, la frecuencia con la que ocurre y el riesgo para el usuario. Se utilizó la siguiente escala:

- Baja: El problema es menor y apenas afecta la experiencia.
- Media: Genera confusión o incomodidad, pero el usuario puede completar la tarea.
- Alta: Interfiere significativamente con la tarea o genera errores frecuentes.
- Crítica: Bloquea al usuario o puede causar consecuencias graves.

Clasificación de facilidad de arreglo:

Evalúa qué tan complejo es solucionar el problema desde el punto de vista técnico o de diseño, considerando el esfuerzo técnico, el tiempo de desarrollo y los recursos necesarios. Se estableció la siguiente escala:

- Fácil: Se resuelve con cambios menores.
- Moderada: Requiere ajustes de interfaz o lógica, pero no implica un rediseño completo.
- Difícil: Necesita cambios profundos en la arquitectura, el flujo o el hardware.

Promedio de puntuación:

Se estableció como un valor numérico en una escala de 1 a 5 que indica qué tan bien cumple el software:

- 1 = Muy deficiente : El sistema casi no cumple la heurística y genera errores graves o bloquea tareas.
- 2 = Deficiente: Cumple parcialmente, pero presenta problemas frecuentes que afectan la experiencia.

- 3 = Aceptable : Cumple en lo básico, con fallas menores o inconsistencias.
- 4 = Bueno : Cumple bien, con pocos detalles por mejorar.
- 5 = Excelente: Cumple totalmente, sin problemas detectados.

Explicaciones: Descripción del hallazgo, indicando qué problema se detectó y cómo afecta.

Recomendación: Propuestas concretas para mejorar.

El puntaje promedio de las 10 reglas de nielsen aplicados al sistema de simulacion implementado se enlistan a continuacion:

| Reglas | Puntaje promedio |
|---|------------------|
| 1. Visibilidad del estado del sistema. | 4 |
| 2. Coincidencia entre el sistema y el mundo real. | 4 |
| 3. Control y libertad del usuario. | 3.6 |
| 4. Consistencia y estándares. | 5 |
| 5. Prevención de errores. | 3.5 |
| 6. Reconocimiento en lugar de recuerdo. | 4.25 |
| 7. Flexibilidad y eficiencia de uso. | 4.5 |
| 8. Diseño estético y minimalista. | 4.3 |
| 9. Ayudar a los usuarios a reconocer, diagnosticar y recuperar errores. | 3.6 |
| 10. Ayuda y documentación. | 4.0 |

Tabla 6.11: Puntuación promedio de cada regla de Nielsen
Fuente [Autor]

La tabla desarrollada de las 10 reglas heurísticas de nielsen se puede observar en el [Anexo 3](#).

Resultados y Discusión

El resultado final del sistema de simulación fue un archivo ejecutable diseñado para sistemas operativos Windows, inicialmente contenido en una carpeta comprimida ZIP. Tras la descompresión, el usuario encontrará el programa de simulación y la guía de usuario, un documento importante que proporciona información sobre el uso del sistema, la navegación, la interacción con las simulaciones y las cuestiones asociadas a las conexiones con el hardware.

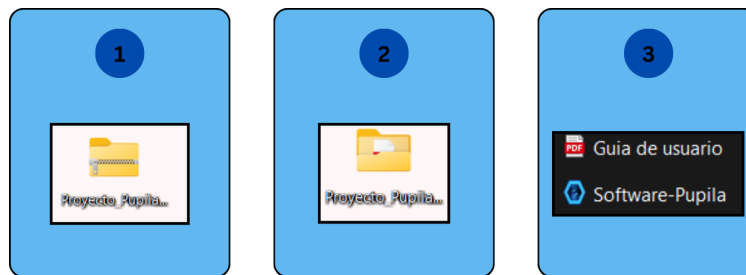


Figura 7.1: Sistema de simulación como aplicación de escritorio
Fuente [Autor]

El sistema de simulación completo integra tanto el software como el hardware:



Figura 7.2: Sistema de simulación completo
Fuente [Autor]

Al realizar la verificación del sistema de simulación con el asesor se encontró que:

- El diseño general de la interfaz posee una estructura clara y buenos elementos visuales, las funcionalidades están bien implementadas. Las interacciones presentes en la interfaz respondieron adecuadamente durante su uso. La organización facilita la navegación y la información suministrada en la sección de información del sistema y patologías se considera pertinente.
- Las simulaciones de TCE y patologías implementados evidenciaron un comportamiento pupilar coherente con la respuesta fisiológica en condiciones normales como ante alteraciones. El cuadro de parámetros, separado por colores siguiendo la interfaz de un pupilómetro, permitió distinguir con facilidad la información de cada pupila. Además, la información adicional resultó importante para comprender la terminología y el uso adecuado de las simulaciones.
- Los bloqueos integrados facilitaron la observación del comportamiento pupilar, aunque requieren algunos cambios debido a variaciones mínimas en la textura mientras se aplican. Aún así, no afectan la funcionalidad del sistema.
- La sección de cuestionarios permite tener una buena retroalimentación para la comprensión de los casos implementados en el sistema de simulación.
- El hardware respondió de manera correcta ante los estímulos lumínicos emitidos, transmitiendo la información a Godot Engine y mostrando de manera adecuada la luz correspondiente en la simulación, resultando en una buena interacción y contribuyendo a una experiencia más inmersiva.

El análisis cuantitativo basado en las 10 reglas heurísticas de Nielsen evidenció un desempeño general positivo del sistema, con puntajes entre 70 % y 100 %. Las reglas con mayor cumplimiento fueron la cuarta (100 %), relacionada con la consistencia visual y funcional, y la séptima (90 %), asociada a la eficiencia mediante atajos. Otros aspectos, como la visibilidad del estado del sistema, la correspondencia con el mundo real y la documentación, alcanzaron un 80 %. Sin embargo, se identificaron áreas que requieren mejoras, especialmente en prevención de errores (70 %), control y libertad del usuario (72 %) y claridad en la retroalimentación (73 %). En conjunto, los resultados muestran un sistema consistente, aunque con oportunidades importantes para optimizar la navegación, la precisión terminológica, la presentación de información y los mecanismos de apoyo al usuario.

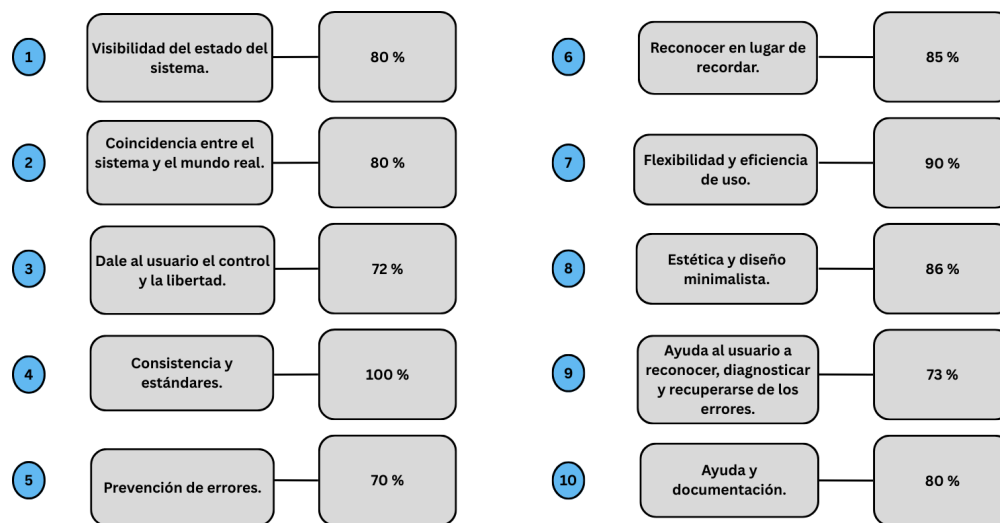


Figura 7.3: Análisis cuantitativo de las 10 reglas heurísticas de Nielsen
Fuente [Autor]

El estudio pupilar proporciona una vía directa y crucial para entender el sistema nervioso autónomo del cuerpo humano, un componente fundamental cuya comprensión es esencial en el ámbito clínico.

El sistema implementado se presenta como un recurso innovador de simulación al ofrecer una perspectiva basada en la pupilometría para la comprensión y posible detección temprana de TCE y patologías asociadas. Este simulador facilita la interpretación del comportamiento pupilar en relación con estas condiciones clínicas y, además, permite a los usuarios familiarizarse con el manejo e interpretación de instrumentos como los pupilómetros, cuya baja disponibilidad en entornos clínicos suele limitar la práctica directa con equipos reales.

Cabe resaltar que el sistema no incluye todos los casos posibles de TCE ni todas las patologías pupilares; se seleccionaron únicamente los escenarios más comunes y clínicamente relevantes, en función del alcance, el tiempo y los recursos disponibles. Aunque la leucocoria no está directamente relacionada con la respuesta pupilar, se incorporó por ser una condición visualmente representativa y de fácil implementación, además de servir como posible indicador temprano de patologías oculares graves, lo que aporta un valor clínico adicional al simulador.

Conclusiones

Se recopiló datos e información asociados a la fisiología y a la pupilometría por medio de una investigación de la literatura para poder representar de manera más acertada los casos correspondientes de la simulación definiendo ciertas necesidades o características importantes en el ámbito clínico y de desarrollo para el funcionamiento del sistema. En esta investigación también se encontró que había una notoria falta de herramientas de simulación específicas para el control pupilar en situaciones de TCE y patologías basadas en la pupilometría.

Se implementó un software con cuatro secciones principales correspondientes a simulación, patologías, información del sistema y cuestionarios, cada una enfocada en brindar un mayor apoyo y comprensión del comportamiento pupilar. Estas secciones cuentan con una gran variedad de información y escenas para los usuarios, además de distintas funcionalidades que permiten una interacción dinámica, logrando así un componente didáctico, interactivo y de fácil manejo.

Se añadió un sistema hardware que complementa al software por medio de un circuito conformado por un microcontrolador y un sensor que detecta un estímulo lumínico y lo refleja en la simulación, proporcionando una experiencia más inmersiva en el uso del sistema de simulación al tener que participar directamente con algo tangible.

Se verificó el sistema utilizando las 10 reglas heurísticas de Nielsen para evaluar la usabilidad del sistema donde se evidencia que el simulador cuenta con una buena base en términos de consistencia visual, navegación básica y diseño general, lo que permite una interacción amena para la mayoría de usuarios. Los hallazgos indican que el simulador es funcional y accesible, pero necesita mejoras orientadas a fortalecer su fidelidad clínica, prevenir errores y optimizar la experiencia de uso, con el fin de aumentar su efectividad como herramienta de simulación.

El sistema de simulación tuvo un buen desempeño. Las pruebas de usabilidad mostraron un alto índice de aceptación, resultando en un componente de apoyo útil e innovador para la comprensión e interpretación del comportamiento pupilar en condiciones normales, patológicas y traumáticas.

Trabajos futuros

En el sistema de simulación, en términos de la interfaz gráfica, se pueden añadir más funcionalidades para mejorar la experiencia del usuario. Estas mejoras buscan hacer la plataforma más intuitiva y facilitar la identificación e interpretación de las herramientas disponibles durante la simulación.

Se plantea desarrollar un modo libre de simulación, en el que el usuario pueda modificar manualmente los parámetros del modelo y visualizar el comportamiento pupilar resultante. Esta funcionalidad permitiría una exploración más profunda de las variaciones fisiológicas y patológicas. Además, se propone incorporar una biblioteca de fármacos que incluya los principales agentes capaces de inducir cambios pupilares. De esta manera, el usuario podría seleccionar un fármaco específico y observar sus efectos simulados sobre ambas pupilas, lo que enriquecería el proceso de aprendizaje al conectar la farmacología con la respuesta pupilar.

Finalmente, para mejorar la interacción entre el software y el dispositivo físico, se sugiere implementar un sistema de comunicación inalámbrica entre Godot y el circuito electrónico para permitir una integración más cómoda, sin depender de conexiones físicas directas, y abriría la posibilidad de utilizar el sistema en entornos más versátiles.

Anexo 1 – Códigos

Los códigos del proyecto están disponibles en GitHub: [Repositorio Software-pupila](#)

Anexo 2 – Guía de Usuario



Software de la pupila

Ingreso al aplicativo

1. Descargar el ZIP Proyecto_Pupila.exe
2. Extraer y abrir la carpeta
3. Dentro de la carpeta se encuentra el programa y el manual de usuario.
4. Al abrir el programa Software_Pupila.exe se puede generar una advertencia indicando una procedencia dudosa.
5. Dar clic en ejecutar de todos modos (archivo solo ejecutable en sistemas operativos Windows)

Atajos de teclado

Estos atajos permiten movilizarse más rápido entre las escenas; el círculo de color negro representa la tecla, y la información en el cuadro de color azul representa a qué zona del programa es llevado.

| | | | |
|---|-------------------------|---|---------------|
| 1 | Menú principal | 5 | Simulaciones |
| 2 | Información del sistema | 6 | Cuestionarios |
| 3 | Menú de elección | ↑ | Configuración |
| 4 | Patologías | | |

Comando para la activación de la linterna en las simulaciones

La linterna en las simulaciones se puede activar presionando la tecla correspondiente o utilizando el microcontrolador receptor de luz.

G Activación de linterna

Conexion del microcontrolador receptor de luz

Conectar el cable USB al puerto del dispositivo y al puerto del computador.

Es importante que el microcontrolador receptor de luz esté conectado para las simulaciones si se quiere utilizar un estímulo luminoso real.

Uso del microcontrolador receptor de luz en las simulaciones

Se debe alumbrar directamente al receptor de luz azul ubicado en la parte superior; la linterna en la simulación debe estar cerca del ojo a evaluar.

Figura 10.1: Guía de usuario

Anexo 3 – Verificación de usabilidad

| | Severidad clasificación | Clasificación de facilidad de arreglo | Promedio puntuación | Explicaciones | Recomendaciones |
|--|-------------------------|---------------------------------------|---------------------|---|--|
| 1. Visibilidad del estado del sistema | | | | | |
| ¿El usuario identifica claramente en qué sección se encuentra ? | Media | Fácil | 4 | Las secciones pueden identificarse, sin embargo, en algunas de ellas falta visibilidad o no resulta suficientemente evidente la sección en la que se encuentra el usuario. | Ajustar algunos títulos de las secciones para mayor claridad. |
| ¿Cada ventana muestra su título o encabezado correspondiente? | Media | Fácil | 5 | Cada ventana presenta un título que indica el nombre principal y también presenta, en algunos casos, encabezados que permiten dar una mejor información. Estos títulos también están texturizados para una mejor representación visual. | No hay propuesta de mejora |
| ¿El usuario recibe retroalimentación visual inmediata al seleccionar opciones (cambio de color, transición, sonido, botones, imágenes etc.)? | Media | Moderada | 4 | Algunas secciones del programa pueden tener una mejor implementación visual añadiendo más elementos del ámbito clínico. | Mejorar o presentar más opciones de retroalimentación inmediata, como más sonidos o la incorporación de tooltips en algunas secciones. |
| ¿El usuario recibe una confirmación visual o textual inmediata cuando se realiza un mal uso o se genera un error? | Alta | Moderada | 3 | El programa genera una confirmación visual o textual inmediata cuando se genera un mal uso, pero su alcance es limitado. | Generar más confirmaciones inmediatas en las secciones que puedan confundir o generar errores por un mal uso. |
| 2. Correspondencia entre el sistema y el mundo real | | | | | |
| ¿Los términos utilizados coinciden con su denominación clínica real? | Crítica | Moderada | 4 | Algunos términos utilizados en el sistema de simulación no son coherentes o exactos, aunque se basó en la terminología empleada en la literatura. Estos problemas pudieron haber surgido durante la fase de desarrollo de la interfaz. | Corregir o mejorar la terminología utilizada |
| ¿Las simulaciones presentan un comportamiento pupilar consistente con la fisiología real? | Crítica | Difícil | 4 | El sistema no modela un comportamiento pupilar real, pero lo mostrado visualmente en la simulación concuerda con los valores suministrados. | Introducir un modelado pupilar que esté más ajustado al comportamiento pupilar real. |
| ¿Los íconos utilizados son fáciles de reconocer y representan claramente la acción o sección a la que conducen? | Media | Moderada | 4 | Los íconos presentan características que le permiten al usuario reconocer la acción que se realiza. Sin embargo, algunos que son presentados como imágenes no presentan un hover o un cambio visual del botón, aun así, el cambio de cursor está disponible para todos los botones. | Para los posibles íconos que puedan generar confusión, agregar un tooltip corto como guía para su reconocimiento. |
| 3. Control y libertad del usuario | | | | | |
| ¿El usuario puede regresar fácilmente al menú principal desde cualquier sección? | Media | Fácil | 4 | Aun así, esta opción no está disponible en algunas zonas. Además, la opción de salir del sistema solo se encuentra en el Menú Principal. Por lo tanto, si el usuario desea salir, deberá estar en una escena que le permita utilizar los atajos para poder navegar hasta el Menú Principal y finalizar la aplicación. | Habilitar los atajos de teclado en cualquier ventana y agregar una opción de salir completamente del sistema en cualquier momento, ya que esta opción solo está en el Menú Inicial. |
| ¿Las funcionalidades del sistema se ejecutan correctamente en cada ventana? | Alta | Difícil | 4 | Las funcionalidades del sistema funcionan de manera correcta en cada ventana, pero hay ocasiones en las que quedan deshabilitadas. | Agregar las funcionalidades de configuración a las ventanas de simulación de TCE y de patologías. |
| ¿Puede pausar, reiniciar o detener una simulación sin problemas? | Media | Moderada | 3 | En el sistema de simulación implementado no se presenta este tipo de funcionalidad, aun así, no repercute en las simulaciones. | Agregar una opción similar a las zonas de simulación. |
| ¿Puede deshacer acciones ? | Media | Moderada | 3 | En el sistema de simulación hay pocas ventanas o funciones en las que se deba rehacer una acción. | Agregar esta funcionalidad en las secciones que se consideren necesarias. |
| ¿Se permite modificar opciones en cualquier momento? | Media | Difícil | 4 | Algunas ventanas no permiten realizar este tipo de modificaciones. | Habilitar la modificación de opciones en todas las ventanas. |
| 4. Consistencia y estándares | | | | | |
| ¿El estilo visual es consistente entre toda la UI? | Media | Moderada | 5 | El estilo establecido de UI (Interfaz de Usuario) es consistente en todo el sistema. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| ¿Las rutas (botones, pestañas, flechas) funcionan igual en todas las ventanas? | Media | Moderada | 5 | Todos los botones, pestañas, flechas y elementos asociados mantienen una consistencia durante todo el sistema de simulación. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| ¿Los controles están estandarizados? | Media | Fácil | 5 | Todos los controles se encuentran estandarizados. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| ¿Las funciones del sistema mantienen siempre la misma finalidad independientemente de la ventana activa? | Media | Difícil | 5 | Las funciones son las mismas durante todo el sistema. | No hay recomendación, ya que las funciones se mantienen. |
| ¿Los parámetros mostrados manejan la misma funcionalidad y formato durante todo el sistema de simulación? | Alta | Difícil | 5 | Los parámetros manejan el mismo formato durante todas las escenas de patologías y simulaciones implementadas. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| 5. Prevención de errores | | | | | |
| ¿El usuario recibe advertencias si intenta salir sin terminar una acción específica? | Media | Moderada | 3 | En el sistema de simulación no se implementaron advertencias de confirmación si se desea salir sin haber terminado una acción. | Implementar mensajes de advertencia cuando el usuario intenta salir sin haber completado una acción. |
| ¿Se le presenta al usuario un formato indulgente para la información? | Alta | Moderada | 4 | El sistema mantiene un formato consistente en sus botones y elementos, lo que facilita la comprensión de las funcionalidades. Aunque la sección de información está diseñada para que el usuario entienda las funciones de forma sencilla, algunos aspectos de su contenido o formato pueden organizarse mejor. | Mejorar la técnica de presentación de la información para que los usuarios puedan comprenderla de manera más clara y efectiva. |
| ¿El sistema de simulación presenta validación de errores? | Alta | Moderada | 3 | En el apartado de cuestionarios, donde se encuentran preguntas específicas teniendo en cuenta el caso seleccionado, si el usuario responde de manera incorrecta, se le presentará una retroalimentación (feedback). Sin embargo, esta no es muy extensa dadas las cuantías de las preguntas. Aparte, el sistema de presentación de las mismas no aprovecha todo el espacio disponible. | Agregar mayor información, y se pueden añadir más módulos de cuestionarios que le permitan al usuario verificar sus errores en términos conceptuales. |
| ¿El sistema impide continuar si se hace un mal uso de este? | Alta | Difícil | 4 | El sistema tiene un conjunto de bloqueos que se activan cuando detecta un uso inadecuado en el apartado de las simulaciones de TCE. Sin embargo, el sistema de bloqueo presenta un pequeño fallo en las texturas de la pupila, aunque no afecta su funcionalidad. El otro bloqueo, relacionado con el paso de la linterna de una pupila a otra de manera rápida, puede tener una mejor implementación y este sí afecta a la funcionalidad del sistema, pero no de una manera crítica. | Implementar bloques en otras zonas, además del apartado de simulaciones, si es necesario, con el fin de prevenir errores. Además, mejorar la textura cuando se presenta un bloque y el bloque relacionado con el paso de una pupila a otra muy rápido. |
| 6. Reconocimiento en lugar de recuerdo | | | | | |
| ¿En el sistema se permite identificar visualmente las secciones sin memorizar nada? | Media | Fácil | 5 | El sistema no presenta muchas secciones, pero cada una fue diseñada con el propósito de destacar visualmente y, por ende, facilitarle al usuario recordar de forma automática cada sección. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| ¿Las imágenes y nombres ayudan al reconocimiento inmediato? | Media | Fácil | 4 | Los nombres del sistema se basaron principalmente en la literatura revisada, y las imágenes se seleccionaron para representar adecuadamente los conceptos, sin embargo, algunas de ellas podrían mejorarse o presentarse con mayor calidad. | Mejorar la calidad de las imágenes si pueden generarse con mayor resolución. |
| ¿Los controles muestran íconos reconocibles sin memorizar funciones? | Media | Fácil | 4 | Los íconos y controles están estandarizados, por lo que se reconocen con facilidad. No obstante, en algunas secciones sería conveniente mejorar el uso de los hover para reforzar su identificación. | Se pueden mejorar los hovers de los botones |
| ¿Las funcionalidades del sistema están documentados dentro de la sección correspondiente? | Media | Fácil | 4 | Hay una sección exclusiva en la que se presenta la información del sistema, así como de las funcionalidades, pero no hace mucho énfasis en su uso dentro de las simulaciones. El manual de usuario sí contiene más información sobre su uso en las simulaciones. | Especificar dentro de la sección de información la tecla designada para la activación del estímulo lumínico. |
| 7. Flexibilidad y eficiencia de uso | | | | | |
| ¿Los usuarios pueden acceder rápidamente a una ventana específica ? | Media | Moderada | 4 | Al utilizar los atajos en el sistema de simulación se puede acceder a una ventana específica, sin embargo, en las simulaciones de TCE y patologías esta opción no está disponible, por lo que desde esas zonas no se puede acceder a otra parte del programa. | Habilitar los atajos de teclado y la configuración en las simulaciones y en las patologías. |
| ¿El usuario puede repetir una ventana sin volver a navegar todo el menú? | Media | Difícil | 5 | Esto se logra mediante los botones de volver atrás o con los atajos de teclado implementados. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| ¿Las funcionalidades del sistema permiten acceso rápido a cualquier sección en un solo paso? | Media | Moderada | 4 | Los atajos del sistema permiten ir de una ventana a otra en un solo paso, pero hay ciertas ventanas en las que estos atajos no funcionan. | Mejorar el sistema de atajos de teclado. |
| ¿Se puede cambiar de ventana dentro de la simulación de manera sencilla? | Alta | Fácil | 5 | Se puede cambiar de ventana dentro de las simulaciones de manera sencilla, haciendo uso del botón correspondiente a esa | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| 8. Diseño estético y minimalista | | | | | |
| ¿El diseño visual es limpio, profesional y está libre de adornos innecesarios ? | Media | Fácil | 4 | Se trató de realizar un diseño limpio y libre de funcionalidades que no aportan nada al sistema, pero no hay una opción dentro de Configuración que le permita al usuario desactivar el fondo (o no tener un fondo). | Mejorar la organización de algunas secciones para optimizar el espacio y mejorar la estética. |
| ¿Cada ventana evita saturación visual ? | Media | Fácil | 4 | Las ventanas evitan la saturación visual ya que tienen un diseño sencillo, conteniendo solo lo necesario y pertinente para su función. Sin embargo, la ventana correspondiente a la información del sistema presenta un orden poco atractivo. | Mejorar el aprovechamiento del espacio en algunas ventanas. |
| ¿Los íconos están bien organizados y alineados? | Media | Fácil | 5 | Todos los íconos están alineados y ubicados en partes estratégicas durante todo el sistema de simulación. | No se presenta ninguna propuesta de mejora específica para este aspecto. |
| 9. Ayudar a los usuarios a reconocer, diagnosticar y recuperar errores | | | | | |
| ¿Cuando el usuario comete un error aparece un mensaje claro? | Alto | Moderada | 4 | Por la naturaleza del programa, no hay situaciones en las que el usuario directamente cometa un error de forma técnica, pero en la sección de cuestionarios se le muestra un mensaje indicando si su respuesta fue correcta o incorrecta. | Ampliar de manera clara y concisa la retroalimentación proporcionada al usuario cuando comete un error. |
| ¿Los errores se muestran en lenguaje comprensible, sin tecnicismos? | Alto | Moderada | 4 | No se utiliza un lenguaje muy técnico en el sistema para que los usuarios puedan entenderlo. Sin embargo, en algunas escenas, como la de simulaciones de TCE (Traumatismo Craneoencefálico), se genera un aviso que puede ser confuso para los participantes en el programa. | Evitar que el mensaje mostrado en las simulaciones genere confusión en los usuarios principiantes. |
| ¿Los mensajes sugieren cómo corregir el problema? | Alto | Moderada | 3 | Los mensajes de cómo corregir el problema se presentan en escenas específicas como las simulaciones, pero no especifican de manera estructurada cómo corregir el error, sino que ofrecen un aviso a modo de recomendación de uso. | Mejorar la claridad del mensaje mostrado al usuario. |
| 10. Ayuda y documentación | | | | | |
| ¿El sistema de simulación presenta una sección de información? | Alto | Moderada | 4 | El sistema de simulación sí presenta una sección exclusiva de información tanto de los programas utilizados como de las patologías o aspectos clínicos del mismo. Aun así, hay conceptos del funcionamiento del programa que no están en esta sección. | Describir los funcionamientos del programa que faltan en la sección de información. |
| ¿El usuario puede encontrar información adicional ? | Media | Fácil | 4 | El usuario dentro del programa sí puede encontrar información adicional, pero solo de las patologías y cuestiones del sistema de forma general. También hay opciones de enlaces (links) que le permiten viajar al usuario hacia las páginas oficiales de las herramientas utilizadas, por si requiere de más información o le interesa el tema. | Habilitar información adicional sobre ciertos conceptos o funcionalidades del sistema. |
| ¿Se incluyen instrucciones para navegar en el sistema? | Alto | Fácil | 4 | El sistema presenta información sobre cómo navegar dentro del simulador. Esta información se encuentra en la sección de Información y, además, el sistema cuenta con una guía de usuario en la carpeta donde se descarga. Sin embargo, no se anexó información correspondiente al manejo de las simulaciones o a las herramientas que este posee. | Proporcionar una mejor indicación sobre el uso del sistema dentro de las secciones, especialmente sobre ventanas de simulación de TCE y patologías. |

Bibliografía

- [1] M. C. Dewan, A. Rattani, S. Gupta, R. E. Baticulon, Y.-C. Hung, M. Punchak, A. Agrawal, A. O. Adeleye, M. G. Shrimel, A. M. Rubiano, J. V. Rosenfeld, and K. B. Park, “Estimating the global incidence of traumatic brain injury,” *Journal of Neurosurgery*, vol. 130, no. 4, pp. 1080–1097, 2019. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29701556/>
- [2] F. Al-Mufti and J. Claassen, “Diagnóstico de la presión intracraneal elevada en adultos con enfermedades graves: revisión sistemática y metanálisis,” *BMJ*, vol. 366, 2019. [Online]. Available: <https://www.bmj.com/content/366/bmj.l4225>
- [3] Y. Arevalo-Martinez, E. Cortecero-Sabalza, S. Gil-Barrera, M. A. Morales-Núñez, L. Quintana-Pajaro, and L. R. Moscote-Salazar, “Pupilometría: conceptos fisiológicos y clínicos aplicados al paciente neurocrítico,” *Revista de Neurociencias*, marzo 2019. [Online]. Available: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://aanc.org.ar/ranc/files/original1/b0e17841ee3207dc4e53ea307bac2dea.pdf>
- [4] M. S. Larsen and C. S. Robertson, “Contribución de la evaluación del reflejo pupilar a la luz en la escala de coma de glasgow para el pronóstico en pacientes con traumatismo craneoencefálico,” n.d.
- [5] F. A. Zurita, F. Cartes, and J. C. Bustos, “Trauma craneoencefálico: revisión de la literatura,” *Revista Chilena de Neurocirugía*, vol. 43, 2017.
- [6] A. B. Ortiz and J. H. Lucas, “Utilidad de la pupilometría cuantitativa en la unidad de cuidados intensivos,” *Medicina Intensiva*, n.d. [Online]. Available: <https://www.medintensiva.org/es-pdf-S0210569121002850>
- [7] A. M. Esteva and E. D. Villalobos. (2018) El examen de las pupilas en el neuromonitoreo clínico del paciente con trauma craneoencefálico. [Online]. Available: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2018/07/906569/el-examen-de-las-pupilas-en.pdf>
- [8] C. D. A. *et al.*, “Simulación virtual de pacientes en el mundo real para mejorar el rendimiento diagnóstico a través de la práctica deliberada: un estudio cuasiexperimental prospectivo,” *Diagnóstico*, 2020. [Online]. Available: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/dx-2020-0127/html>
- [9] Salud Digital de The Lancet. (n.d.) Gamificación para el entrenamiento médico. [Online]. Available: <https://www.thelancet.com/journals/landig/home>
- [10] L. Castillo Campillo, B. Sánchez Dalmau, and S. Miserachs García, “Anisocoria,” in *Protocolos en Neuro-Oftalmología*. Madrid: Oftalmoseo, Mesa Redonda, 2010, ch. 10.

- [11] Brain Trauma Foundation, “Guidelines for the management of severe traumatic brain injury, fourth edition,” *Neurosurgery*, vol. 80, no. 6, pp. 6–15, 2017. [Online]. Available: <https://www.braintrauma.org/coma/guidelines/guidelines-for-the-management-of-severe-tbi-4th-ed>
- [12] L. W. Sim, J. C. Grossman, and J. C. Jane, “Craniocerebral trauma: Historical vignette,” *Journal of Neurosurgery*, vol. 130, no. 4, pp. 1080–1082, apr 2019. [Online]. Available: <https://thejns.org/view/journals/j-neurosurg/130/4/article-p1080.xml>
- [13] C. Author, B. Author, and D. Author, “Title of the paper,” *Colombia Médica*. [Online]. Available: <https://colombiamedica.univalle.edu.co/index.php/comedica/article/dow>
- [14] S. E. Gómez and E. D. A. Esteban, *Pupilometría por infrarrojos. Descripción y fundamentos de la técnica y su aplicación en la monitorización no invasiva del paciente neurocrítico*, n.d.
- [15] G. Teasdale and B. Jennett. (n.d.) Escala de coma de glasgow: origen, análisis y uso apropiado. [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-enfermeria-universitaria-400-articulo-escala-coma-glasgow-origen-analisis-S1665706314726612>
- [16] Sociedad Española de Medicina de Urgencias y Emergencias (SEMES). (n.d.) Manejo del paciente con traumatismo craneoencefálico leve y recomendaciones. [Online]. Available: https://serau.org/wp-content/uploads/2024/01/Manejo-del-paciente-con-TCE-leve-y-recomendaciones_VF2.0.pdf
- [17] G. D. Schiff, “Minimizar el error diagnóstico: la importancia del seguimiento y la retroalimentación,” *The American Journal of Medicine*, vol. 121, no. 5A, pp. S38–S42, 2008.
- [18] D. A. Morton, K. Foreman, and K. H. Albertine, “Encéfalo,” in *Anatomía macroscópica. Un panorama general*, 2nd ed. McGraw-Hill, 2022. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3211§ionid=268976029>
- [19] S. G. Waxman, “Tallo cerebral y cerebelo,” in *Neuroanatomía clínica*, 30th ed. McGraw Hill Education, 2024. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3519§ionid=289436325>
- [20] P. Riordan-Eva, “Anatomía y embriología del ojo,” in *Vaughan y Asbury. Oftalmología general*, 19th ed. McGraw Hill, 2025. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3540§ionid=291824535>
- [21] M. Lledó Riquelme, E. Campos Mollo, and N. Cuenca, “La transducción visual,” *Annals d’Oftalmología*, vol. 18, no. 3, pp. 130–136, 2010. [Online]. Available: <https://core.ac.uk/reader/16368986>
- [22] S. I. Fox, *Fisiología humana*, 14th ed. México: McGraw-Hill Interamericana, 2016. [Online]. Available: <https://www-ebooks7--24-com.us1.proxy.openathens.net/stage.aspx>

- [23] F. Bremner, "Clinical evaluation of anisocoria and pupillary non-reactivity," *Continuum*, vol. 25, no. 5, pp. 1291–1309, 2019.
- [24] B. Thompson, R. Lyons, and J. Kardon, "Pupillary light reflex: Pathophysiology and clinical applications," *Current Opinion in Neurology*, vol. 25, no. 1, pp. 1–6, 2012.
- [25] R. H. Kardon, "The afferent pupillary defect: Evaluation techniques and clinical significance," *Eye*, vol. 25, no. 9, pp. 1133–1140, 2011.
- [26] M. de Frutos Hernansanz, "Análisis de la función pupilar mediante pupilometría," Master's thesis, Universidad de Valladolid, 2023.
- [27] J. C. Díaz, "Pupilometría: fundamentos y aplicaciones clínicas," *Acta Neurológica Colombiana*, 2023.
- [28] A. Silva, M. Torres, and L. Peña, "Incidencia y factores asociados al trauma craneoencefálico en países en desarrollo," *Revista Latinoamericana de Neurociencias*, 2020.
- [29] C. Borja, F. Rivas, and J. Montoya, "Impacto social y familiar del paciente con trauma craneoencefálico grave," *Revista de Salud Pública*, 2019.
- [30] M. Gallego-Curto, R. Sánchez, and P. Ortega, "Complicaciones neurológicas asociadas al trauma craneoencefálico severo," *Neurología Clínica*, 2021.
- [31] A. R. Ferreira, T. Lima, and S. Duarte, "Intracranial hypertension in pediatric closed traumatic brain injury: Clinical prevalence and outcomes," *Journal of Pediatric Critical Care*, vol. 12, no. 3, pp. 145–154, 2020.
- [32] E. Koppenhaver-Astrom, D. Miller, and S. Chang, "Characteristics and outcomes of penetrating traumatic brain injuries," *Journal of Trauma Surgery*, 2018.
- [33] R. Cadena, M. Shoykhet, and J. J. Ratcliff, "Soporte vital neurológico de emergencia: hipertensión intracraneal y herniación," *Neurocritical Care*, vol. 27, pp. 82–88, 2017.
- [34] D. A. Godoy, S. Lubillo, and A. A. Rabinstein, "Fisiopatología de la hipertensión intracraneal tras tce grave," *Neurosurgical Clinics of North America*, vol. 29, no. 2, pp. 195–212, 2018.
- [35] B. Mokri, "The monro-kellie hypothesis," *Neurology*, vol. 56, no. 12, pp. 1746–1748, 2001.
- [36] S. Udayakumaran, L. Ben Sira, and S. Constantini, "Chronic uncal herniation secondary to posterior fossa shunting," *Child's Nervous System*, vol. 26, no. 2, pp. 267–271, 2010.
- [37] A. L. Berkowitz, "Trastornos de la presión intracraneal," in *Neurología clínica y neuroanatomía: Un enfoque basado en la localización*, 2nd ed. McGraw-Hill Education, 2022. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=3258§ionid=274347383>

- [38] C. Clinic. (n.d.) Eye miosis (constricted pupils): Causes & treatment. [Online]. Available: <https://my.clevelandclinic.org/>
- [39] S. Mathôt, “Pupillometry: Psychology, physiology, and function,” *Journal of Cognition*, vol. 1, no. 1, pp. 1–16, 2018.
- [40] M. Dennis, W. T. Bowen, and L. Cho, *Mechanisms of Clinical Signs*, 3rd ed. Sydney: Elsevier, 2020, e-book. Sección “Pinpoint pupils”.
- [41] A. P. Belliveau, A. N. Somani, and R. H. Dossani, “Pupillary light reflex,” in *StatPearls*. Treasure Island, FL: StatPearls Publishing, 2025, [Updated 2023 Jul 25]. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537180/>
- [42] A. Athanasiou, I. Balogiannis, and I. Magras, “Lasting bilateral mydriasis after traumatic brain injury may not always be a lost case,” *Surgical Neurology International*, vol. 8, p. 229, 2017.
- [43] M. Patiño-Arboleda, J. F. Muñoz, J. M. Ocampo, M. T. Calzada, and J. M. Cárdenas-Prieto, “Trombosis bilateral del seno cavernoso en un paciente con enfermedad periodontal y diabetes mellitus: descripción de un caso,” *Duazary*, vol. 18, no. 3, pp. 131–140, 2021.
- [44] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 14th ed. Elsevier, 2021.
- [45] R. Kardon, “The pupil,” in *Neuro-ophthalmology*, J. Miller, Ed. Oxford University Press, 2019, pp. 1–25.
- [46] R. D. Adams and M. Victor, *Principles of Neurology*, 11th ed. McGraw-Hill, 2018.
- [47] (n.d.) Enfermedades pupilares. [Online]. Available: <https://doctordelosojos.com/optometrist-service/enfermedades-pupila/>
- [48] I. O. Fernández-Vega. (2022, jan) ¿qué enfermedades causan dilatación en el ojo o midriasis? [Online]. Available: <https://fernandez-vega.com/blog/enfermedades-causan-midriasis/>
- [49] J. Miller and N. J. Newman, *Walsh & Hoyt’s Clinical Neuro-Ophthalmology*, 7th ed. Wolters Kluwer, 2018.
- [50] R. S. Snell, *Clinical Neuroanatomy*, 8th ed. Wolters Kluwer, 2019.
- [51] J. J. Kanski and B. Bowling, *Clinical Ophthalmology: A Systematic Approach*, 8th ed. Elsevier, 2016.
- [52] C. L. Shields and J. A. Shields, *Retinoblastoma Management: Advances in Diagnosis and Treatment*. Springer, 2015.
- [53] I. Bhatti and G. N. Dutton, “Congenital cataract: Diagnosis and management,” *Community Eye Health Journal*, vol. 32, no. 105, pp. 5–8, 2019.

- [54] F. Graue Wiechers and G. Graue Moreno, "Leucocoria," in *Oftalmología en la práctica de la medicina general*, 5th ed., E. Hernández and E. Wiechers, Eds. McGraw-Hill, 2020. [Online]. Available: <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2801§ionid=236653853>
- [55] A. G. Lee and P. W. Brazis, *Clinical Pathways in Neuro-Ophthalmology*, 3rd ed. Springer, 2017.
- [56] I. E. Loewenfeld, *The Pupil: Anatomy, Physiology, and Clinical Applications*. Butterworth-Heinemann, 1999.
- [57] R. Maamouri, M. Ferchichi, Y. Houmane, Z. Gharbi, and M. Cheour, "Neuro-ophthalmological manifestations of horner's syndrome: Current perspectives," *Eye and Brain*, vol. 15, pp. 91–100, 2023.
- [58] G. L. Paley and N. R. Miller, "Horner syndrome: A clinical review," *Current Opinion in Ophthalmology*, vol. 31, no. 6, pp. 407–414, 2020.
- [59] H. S. Thompson, R. H. Kardon, and J. J. Corbett, "The pupil and related disorders," in *Walsh & Hoyt's Clinical Neuro-Ophthalmology*, 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2019.
- [60] E. Coon. (2025) Síndrome de horner. Revisado por M. C. Levin. [Online]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es-professional/trastornos-neurologicos/sistema-nervioso-autonomo/sindrome-de-horner>
- [61] R. Medina. Pupilas isocóricas: qué son y qué indican. [Online]. Available: <https://raquemedina.es/pupilas-isocoricas/>
- [62] S. Topics. Development board. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/development-board>
- [63] M. J. Broch Porcar and A. Castellanos-Ortega, "Seguridad del paciente, ¿qué aportan la simulación clínica y la innovación docente?" *Medicina Intensiva*, vol. 49, no. 3, pp. 165–173, 2025.
- [64] Z. T. Avendaño Valero and L. F. Bobadilla Huepo, "Simulación clínica: Factores que influyen en su desarrollo exitoso," *Assensus*, vol. 9, no. 17, 2024.
- [65] V. Alarcón-Aquino and D. Alva-Castro, "Herramienta de código abierto para la anotación de imágenes oculares," *Revista de Investigación en Tecnologías de la Información (RITI)*, 2022. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/journal/5517/551771993007/html/>
- [66] J. L. C. Viacava. Software educativo como medio de apoyo para el aprendizaje de oftalmología básica para estudiantes de medicina. No date.
- [67] Análisis documental: importancia de los entornos virtuales en los procesos educativos en el nivel superior. Recurso online. [Online]. Available: [URL_no_proporcionada](#)

- [68] Z. Merchanta, E. T. Goetz, L. Cifuentes, W. Keeney-Kennicutt, and T. J. Davis, “Effectiveness of virtual reality-based instruction on students’ learning outcomes in k-12 and higher education: A meta-analysis,” *Computers & Education*, 2013, received 26 October 2012; Revised 3 July 2013; Accepted 29 July 2013.
- [69] (2022) The impact of clinical simulation on bridging the theory–practice gap in nursing education. [Online]. Available: <https://bmcmededuc.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12909-022-03912-8>
- [70] A. Author, “Paper title,” in *Conference Name*, Year, datos faltantes.
- [71] (2021) The importance of feedback in a virtual environment. [Online]. Available: [The_importance_of_feedback_in_a_virtual_20211210-32753-1hj5qyk.pdf](#)
- [72] StatCounter. (2025) Operating system market share worldwide. Accessed: 2025. [Online]. Available: <https://gs.statcounter.com/os-market-share>
- [73] Uso intuitivo de interfaces de usuario: Definiendo un concepto vago. PDF online; datos bibliográficos no especificados. [Online]. Available: [URL_no_proporcionada](#)
- [74] C. S. Vrettou, P. C. Fragkou, I. Mallios, C. Barba, C. Giannopoulos, E. Gavrielatou, and I. Dimopoulou, “The role of automated infrared pupillometry in traumatic brain injury: A narrative review,” *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13, no. 2, p. 614, 2024. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/2077-0383/13/2/614>
- [75] J. H. Lucas, “Pupilometría óptica cuantitativa en cuidados intensivos,” *Revista Chilena de Anestesia*, vol. 51, no. 4, pp. 390–394, 2022, accedido: 2 de diciembre de 2025. [Online]. Available: <https://revistachilenadeanestesia.cl/PII/revchilanestv5110051611.pdf>
- [76] uiFromMars. (2019, Sep.) 10 reglas heurísticas de nielsen y cómo aplicarlas. [Online]. Available: <https://www.uifrommars.com/10-reglas-heuristicas-como-aplicarlas/>