



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERIA
CARRERA DE INGENIERIA EN TELECOMUNICACIONES

Sistema de control para sillas de ruedas mediante seguimiento ocular para mejorar la movilidad de personas con discapacidad motriz.

Trabajo de Titulación para optar al título de:
Ingeniero en Telecomunicaciones

Autores:

Guzque Llamuca, Henry Leonardo
Quintero Gamboa, Henry Joshua

Tutor:

PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante.

Riobamba, Ecuador. 2026

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Nosotros, Henry Joshua Quintero gamboa, con cédula de ciudadanía 085025177-8 y Henry Leonardo Guzque Llamuca, con cédula de ciudadanía 060490309-6, autores del trabajo de investigación titulado: **“Sistema de control para sillas de ruedas mediante seguimiento ocular para mejorar la movilidad de personas con discapacidad motriz”**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de nuestra exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 7 de noviembre de 2025.



Henry Leonardo Guzque Llamuca
C.I: 060490309-6



Henry Joshua Quintero Gamboa
C.I: 085025177-8

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, **PhD. Leonardo Fabian Renteria Bustamante** catedrático adscrito a la **Facultad de Ingeniería**, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: **“Sistema de Control para Sillas de Ruedas mediante Seguimiento Ocular para Mejorar la Movilidad de Personas con Discapacidad Motriz”**, bajo la autoría de **Henry Leonardo Guzque Llamuca y Henry Joshua Quintero Gamboa**; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 7 días del mes de noviembre de 2025.

PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante
C.I: 1104064132

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **Sistema de Control para Sillas de Ruedas mediante Seguimiento Ocular para Mejorar la Movilidad de Personas con Discapacidad Motriz**, presentado por Henry Leonardo Guzque Llamuca, con cédula de identidad número 060490309-6 y Henry Joshua Quintero Gamboa, con cédula de identidad número 085025177-8, bajo la tutoría de PhD. Leonardo Fabian Rentería Bustamante; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de sus autores; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 6 de enero de 2026.

Ing. Juan Carlos Cepeda
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO

Ing. Luis Santillán
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Dr. Klever Torres
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



CERTIFICACIÓN

Que, **Guzque Llamuca Henry Leonardo** con CC: **0604903096**, estudiante de la Carrera **Telecomunicaciones**, Facultad de **Ingeniería**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **"SISTEMA DE CONTROL PARA SILLAS DE RUEDAS MEDIANTE SEGUIMIENTO OCULAR PARA MEJORAR LA MOVILIDAD DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ"**, cumple con el 7 % de similitud y 9 % de Inteligencia Artificial, de acuerdo con el reporte del sistema Anti plagio **Compilatio**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 15 de diciembre de 2025



Firmado electrónicamente por:
**LEONARDO FABIAN
RENTERIA BUSTAMANTE**
Validar únicamente con FirmasEC

PhD. Leonardo Fabian Rentería
TUTOR(A)



CERTIFICACIÓN

Que, **Quintero Gamboa Henry Joshua** con CC: **0850251778**, estudiante de la Carrera **Telecomunicaciones**, Facultad de **Ingeniería**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **"SISTEMA DE CONTROL PARA SILLAS DE RUEDAS MEDIANTE SEGUIMIENTO OCULAR PARA MEJORAR LA MOVILIDAD DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD MOTRIZ"**, cumple con el 7 % de similitud y 9 % de Inteligencia Artificial, de acuerdo con el reporte del sistema Anti plagio **Compilatio**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 15 de diciembre de 2025



LEONARDO FABIAN
RENTERIA BUSTAMANTE

validar unicamente con FimacS

PhD. Leonardo Fabian Rentería
TUTOR(A)

DEDICATORIA

Doy gracias a Dios, quien en todo momento ha sido mi guía, mi fortaleza y mi refugio. Su amor y fidelidad me sostuvieron cuando el camino parecía difícil, dándome la sabiduría y la perseverancia necesarias para culminar esta etapa. Todo lo que he logrado es por Su infinita gracia y misericordia.

A mis padres, Jorge Guzque y Carmen Llamuca, con todo mi corazón. Gracias por su ejemplo de amor, esfuerzo y fe; por sus consejos, sacrificios y por enseñarme a nunca rendirme. Este logro también les pertenece, porque fue con su apoyo incondicional que pude llegar hasta aquí.

A mis hermanas, Leticia y Valentina, gracias por ser una fuente constante de alegría y motivación; por creer en mí y acompañarme con su cariño en cada momento.

A Nayelli, gracias por tu amor, comprensión y por estar presente en cada paso de este proceso. Tu apoyo ha sido una bendición invaluable.

A mis abuelos y amigos, quienes estuvieron conmigo con palabras de aliento, oraciones y compañía sincera, gracias por compartir esta etapa y ser parte de este logro.

«Encomienda a Jehová tu camino, y confiará en Él; y Él hará.»

(Salmos 37:5)

Henry Leonardo Guzque Llamuca

A mi madre, Rosalía Gamboa, gracias por todo el apoyo, el amor incondicional, las palabras de aliento, toda la paciencia y los consejos que me diste a lo largo de estos años; todo ello fue la motivación que necesitaba para lograr todo lo que me proponía.

A mi tío Andrés Pacho, gracias por estar siempre dándome ánimos y diciéndome que podía cumplir con todos mis propósitos a pesar de todos los retos o dificultades.

A ambos les dedico este trabajo con una gran gratitud, el cual refleja todo el esfuerzo que fue posible gracias al apoyo que me brindaron.

Henry Joshua Quintero Gamboa

AGRADECIMIENTO

Agradezco primeramente a Dios, por su guía y fortaleza durante todo este proceso, por darme la sabiduría y la paciencia necesarias para culminar esta etapa con éxito.

A mis padres, por su apoyo incondicional, por enseñarme el valor del esfuerzo y por ser siempre mi mayor motivación

.

A mis hermanas, y a mis amigos, por su compañía, comprensión y palabras de ánimo que me impulsaron a seguir adelante.

De manera especial, agradezco al Ingeniero Leonardo Rentería, tutor de esta tesis, por su dedicación, orientación y valiosas recomendaciones que fueron fundamentales para la realización de este trabajo.

Henry Leonardo Guzque Llamuca

Agradezco a mi madre por todas las cosas que me ha dado: enseñanzas, valores y el gran temple para formar al hombre que soy hoy en día.

A mis hermanos, por siempre estar pendientes de mí y nunca dejar sola a nuestra madre.

A mi tío, por toda la ayuda, tanto económica como emocional, así como por sus consejos para nunca rendirme y cumplir este objetivo.

A mis amigos, que me acompañaron durante toda la carrera, gracias por todos los momentos de diversión y las horas de estudio que dedicamos para lograr esta meta, la cual pronto ellos también alcanzarán.

A mi pareja, por todo el amor y cariño que me ha brindado, estando siempre pendiente de mí y apoyándome cuando más lo necesito.

De igual manera, al ingeniero Leonardo Rentería, tutor de esta tesis, por su guía y sus recomendaciones para la elaboración exitosa de este trabajo.

Henry Joshua Quintero Gamboa

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

CAPÍTULO I..... 15

1. INTRODUCCION..... 15

1.1 Antecedentes..... 15

1.1 Planteamiento del problema 17

1.2 Justificación..... 19

1.3 Objetivos..... 20

1.3.1 General..... 20

1.3.2 Específicos..... 20

CAPÍTULO II..... 21

2. MARCO REFERENCIAL Y ESTADO DEL ARTE 21

2.1 Marco teórico..... 21

2.1.1 Discapacidad Motriz y Necesidades de Movilidad 21

2.1.2 Inclusión social y educativa..... 21

2.1.3 Reducción de costos 21

2.1.4 Tecnologías control 22

2.1.5 Sistemas de Control para Sillas de Ruedas..... 23

2.1.6 Arquitectura de sillas de ruedas inteligentes 23

2.1.7	Tipos de sillas de ruedas	25
2.1.8	Inteligencia Artificial en Sistemas de Asistencia	28
2.1.9	Interfaces hombre-máquina (HMI).....	30
2.2	ESTADO DEL ARTE	30
CAPÍTULO III		33
3.	METODOLOGÍA.....	33
3.1	Tipo de Investigación	33
3.2	Población de estudio y tamaño de muestra.....	33
3.3	Operacionalización de Variables	33
3.4	Procedimiento/Desarrollo	34
3.5	Fase 1: Revisión Bibliográfica	36
3.5.1	Técnicas invasivas	36
3.5.2	Técnicas no invasivas	36
3.5.3	Técnicas bioeléctricas.....	36
3.6	Fase 2: Diseño e implementación del prototipo.	38
3.6.1	Inicio.....	46
3.6.2	Captura de video.....	46
3.6.3	Calibrar sistema de seguimiento ocular.....	46
3.6.4	Modo de control activado	46
3.6.5	Encontrar dirección de la mirada.....	46
3.6.6	Enviar dirección a la Esp32	46
3.6.7	Se presiono la letra ESC	46
3.6.8	Fin.....	47
3.7	Fase 3: Pruebas Finales.	47
CAPÍTULO IV		51
4.	RESULTADOS	51

4.1	Prueba hipótesis.....	51
4.2	Discusión	52
CAPÍTULO V.		53
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	53
5.1	CONCLUSIONES.....	53
5.2	RECOMENDACIONES	54
BIBLIOGRAFÍA		55
ANEXOS.....		58

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Revisión de sistemas de control ocular.	31
Tabla 2: Operacionalización de Variables.	33
Tabla 3: Técnicas de seguimiento ocular.	37
Tabla 4: Rutas de ejercicios realizados dentro del auditorio.	48
Tabla 5: Mediciones de la silla con sistema de seguimiento ocular y la silla normal.	49
Tabla 6: Segmentación según grado de independencia funcional AVD.	50
Tabla 7: Prueba U de Mann-Whitney.	51
Tabla 8: Descriptivo estadístico de las tecnologías.	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Personas con discapacidad registradas en la provincia de Chimborazo .	17
Figura 2. Total de personas con discapacidad registradas en el cantón Riobamba provincia de Chimborazo	18
Figura 3. Discapacidad motriz en niños .	21
Figura 4. Dispositivo de seguimiento ocular .	22
Figura 5. Tipos de sillas de ruedas .	23
Figura 6. Silla de ruedas inteligente .	24
Figura 7. Silla de rueda manual .	25
Figura 8. Silla de rueda autopropulsada .	25
Figura 9. Silla de rueda no autopropulsada .	26
Figura 10. Silla de ruedas eléctrica .	26
Figura 11. Sillas de ruedas de bipedestación .	27
Figura 12. Sillas de ruedas para deportes .	27
Figura 13. Sillas de ruedas bariátricas .	28
Figura 14. Sillas de ruedas para la playa .	28
Figura 15. Puntos de referencia face mesh de MediaPipe .	29
Figura 16. Interfaz hombre-máquina (HMI) .	30
Figura 17. Diagrama de flujo – actividades a realizar por cada fase del proyecto.	35
Figura 18. Silla de ruedas de enfermería .	38
Figura 19. Arquitectura de la silla con seguimiento ocular.	39
Figura 20. Adaptación del hardware en la silla de ruedas.	40
Figura 21. Diseño de las piezas del brazo articulado.	40
Figura 22. Brazo articulado.	41
Figura 23. Implementación completa.	41
Figura 24. Puntos de referencia.	42
Figura 25. Calibración del sistema.	42
Figura 26. Modo control activo.	43
Figura 27. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia adelante.	43
Figura 28. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia la izquierda.	44
Figura 29. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia la derecha.	44
Figura 30. Diagrama de flujo del sistema de seguimiento ocular.	45
Figura 31. Espacio de trabajo.	48
Figura 32. Diagrama de caja entre la silla de ruedas con el sistema de seguimiento ocular (S1) y la silla de ruedas normal (S2).	52

RESUMEN

Este trabajo de investigación desarrolla un sistema de control para sillas de ruedas basado en el seguimiento ocular, diseñado para mejorar la movilidad y autonomía de personas con discapacidades motrices severas. La implementación integra herramientas como procesamiento de video en tiempo real con MediaPipe, una cámara para detección de movimientos oculares, una ESP32 junto a drivers para la gestión de motores sin escobillas (brushless), y un procesador central. La efectividad del sistema se validó considerando el índice de Barthel.

El proyecto se ejecutó en tres fases. Primero, tras una revisión bibliográfica, se seleccionó una técnica de seguimiento no invasiva que garantiza seguridad y precisión. Segundo, se programó el sistema en Python bajo el criterio de una arquitectura modular, permitiendo adaptar el sistema a distintas sillas sin realizar modificaciones estructurales complejas. Tercero, se realizaron pruebas en un ambiente controlado; los resultados comparativos demostraron una mejora significativa en la independencia del usuario, reduciendo la necesidad de asistencia externa.

Se concluye que el control ocular constituye una solución tecnológica viable y segura. Se recomienda que futuras versiones integren modalidades híbridas, como joysticks y tecnología de seguidor de línea, para maximizar la robustez y versatilidad de la herramienta, favoreciendo así la inclusión y calidad de vida del usuario.

Palabras claves: MediaPipe, Python, seguimiento ocular, silla de ruedas, calidad de vida, discapacidad.

ABSTRACT

This research project develops an eye-tracking-based control system for wheelchairs, designed to improve the mobility and autonomy of people with severe motor disabilities. The implementation integrates tools such as real-time video processing with MediaPipe, a camera for eye movement detection, an ESP32 with drivers for brushless motor management, and a central processor. The effectiveness of the system was validated using the Barthel Index. The project was carried out in three phases. First, after a literature review, a non-invasive tracking technique was selected that guarantees safety and accuracy. Second, the system was programmed in Python under the criteria of a modular architecture, allowing the system to be adapted to different chairs without complex structural modifications. Third, tests were carried out in a controlled environment; the comparative results showed a significant improvement in user independence, reducing the need for external assistance. It is concluded that eye control is a viable and safe technological solution. It is recommended that future versions integrate hybrid modalities, such as joysticks and line-tracking technology, to maximize the robustness and versatility of the tool, thus promoting the inclusion and quality of life of the user.

Keywords: MediaPipe, Python, eye tracking, wheelchair, quality of life, disability.



Reviewed by:
Marco Antonio Aquino
ENGLISH PROFESSOR
C.C. 1753456134

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCION

1.1 Antecedentes

Según la Organización mundial de la Salud; *La discapacidad forma parte del ser humano y es consustancial a la experiencia humana. Es el resultado de la interacción entre afecciones como la demencia, la ceguera o las lesiones medulares, y una serie de factores ambientales y personales. Se calcula que 1300 millones de personas, es decir, el 16% de la población mundial, sufren actualmente una discapacidad importante* [1].

En este sentido, a nivel mundial, la tecnología sigue evolucionando de manera sorprendente en varios campos, avanzando de una manera muy rápida en la búsqueda de soluciones directas, donde la automatización y las telecomunicaciones se han tomado un papel protagonista en la búsqueda de soluciones para los problemas de la sociedad.

La expresión calidad de vida se ha convertido en patrimonio del lenguaje cotidiano, en el que más que con un significado preciso, se utiliza como un término de uso polivalente, que alude a una amplia diversidad de situaciones valoradas muy positivamente o consideradas deseables para las personas o para las comunidades humanas. Aunque el economista Pigou ya había propuesto su uso, allá por 1932, y Thorndike calculó el primer índice de calidad de vida (ICV) para 310 ciudades de los EUA en 1939, las acepciones actualmente más al uso sobre calidad de vida aparecen con los grandes debates sociales y científicos de finales de los años 60, iniciados en Norteamérica y propagados rápidamente por Europa occidental [2].

La movilidad es un aspecto fundamental para la independencia y calidad de vida de las personas. Sin embargo, para aquellas con discapacidad motriz severa con un grado de discapacidad mayor al 50%, la falta de control voluntario sobre su cuerpo representa un obstáculo significativo en sus actividades diarias. En base a este contexto, evaluar los índices de discapacidad de una persona se ha hecho de suma importancia. El índice de Barthel es un instrumento ampliamente utilizado para este fin, donde el cual mide la capacidad de la persona para realizar actividades básicas en el día a día. A pesar de tener algunas limitaciones, el índice de Barthel puede recomendarse como un instrumento de elección para la medida de la discapacidad física, tanto en la práctica clínica como en la investigación epidemiológica y en Salud Pública [3], [4].

Debido a esta afectación tradicionalmente, los fabricantes de sillas de ruedas han buscado soluciones motorizadas y de control por joysticks; sin embargo, estos métodos no son accesibles para todos los usuarios, especialmente aquellos con limitaciones extremas en el movimiento.

Las personas que sufren alguna discapacidad física o sus familiares normalmente deben afrontar dos retos y dificultades principales respecto a la movilización:

1. La necesidad de un asistente para que los traslade de un lugar a otro.
2. El alto costo de los equipos de asistencia o su disponibilidad en el mercado nacional.

En el mercado existen diversas soluciones de movilidad como las sillas de ruedas, las mismas que pueden ser manuales o eléctricas, que son comandadas de forma manual por el usuario, sin embargo, en ambos casos es necesaria la presencia de un asistente cuando el usuario padece alguna patología o no puede valerse de sus propios medios. La mayor parte de las personas que necesitan de estos equipos no cuentan con los recursos económicos ya sea para contratar personal capacitado para el cuidado del afectado o para adquirir los equipos, asimismo, las instituciones de educación a nivel de primaria y secundaria carecen de infraestructura y personal adecuado para asistir a este tipo de personas [5].

En los últimos años, el avance en tecnologías de seguimiento ocular y de procesamiento de imágenes ha abierto nuevas posibilidades para el desarrollo de sistemas de control alternativos. El seguimiento ocular permite que los movimientos de los ojos sirvan como comandos para dar órdenes a dispositivos electrónicos y cumplan una función, convirtiéndose en una herramienta eficaz para la comunicación y el control de equipos.

La investigación y desarrollo de este sistema contribuirá a la inclusión de personas con discapacidad motriz, otorgándoles mayor libertad de movimiento y autonomía en sus actividades diarias. Este proyecto, al aplicar inteligencia artificial y tecnologías de visión artificial, busca no solo solucionar una necesidad práctica, sino también fomentar la dignidad e independencia de sus usuarios brindándoles una oportunidad para mejorar su estilo de vida.

El sistema propuesto se basará en la utilización de varias técnicas que permitan seguir el movimiento de los ojos, con lo cual será posible navegar dentro de una interfaz sencilla en donde se puedan seleccionar distintas opciones que ejecutan movimientos con la silla de ruedas, con el fin de dar autonomía a las personas con discapacidad y puedan realizar tareas cotidianas como cambiar de aula en la escuela, realizar un paseo sin la necesidad de un asistente o con asistencia mínima, y de esta manera mejorar la accesibilidad, asegurando su inclusión social, económica y de entretenimiento.

Durante el desarrollo del proyecto se llevó a cabo un estudio de las distintas técnicas de seguimiento ocular, así como de las tecnologías existentes en el mercado que puedan ser utilizadas en el proyecto. Del mismo modo se diseñará e implementará la parte física del prototipo integrando actuadores, sensores y procesador, así como el sistema de control entre otros. Se desarrollará el firmware, las interfaces de comunicación entre el usuario y el sistema, y demás programas de software que permitan la interacción de todos los elementos del sistema. Finalmente, se llevarán a cabo pruebas de funcionamiento y validación del prototipo.

1.1 Planteamiento del problema

Según las estadísticas registradas en el Consejo de Discapacidades del Ecuador, en la provincia de Chimborazo existen alrededor de 5.267 personas con discapacidad física en múltiples grados que se contemplan desde los 30 a 100 grados, que están registradas (corte de registro, noviembre 2024), sin embargo, para la población a la cual estaría destinado el proyecto sería a las personas con discapacidad que van desde los 50 a 100 grados de discapacidad dando un total de 2.202 personas con discapacidad en la provincia de Chimborazo como se muestra en la Figura 1.

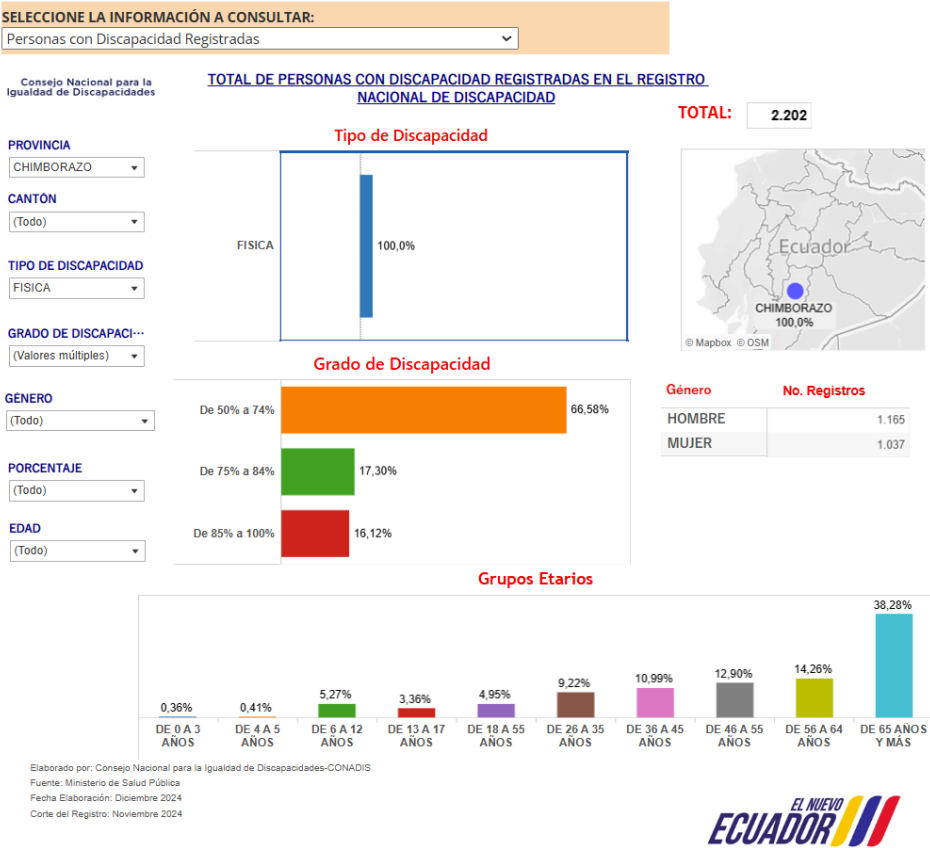


Figura 1. Personas con discapacidad registradas en la provincia de Chimborazo [5].

De acuerdo con el Consejo de Discapacidades del Ecuador solo en el cantón Riobamba existen alrededor de 1.264 personas con discapacidad física que se encuentran en un rango de entre 50 o 100 grados de discapacidad registradas (corte de registro, noviembre 2024) como se muestra en la Figura 2, estos datos permiten tener un panorama mucho más amplio de este segmento de la población que muchas de las veces no son reconocidas adecuadamente.

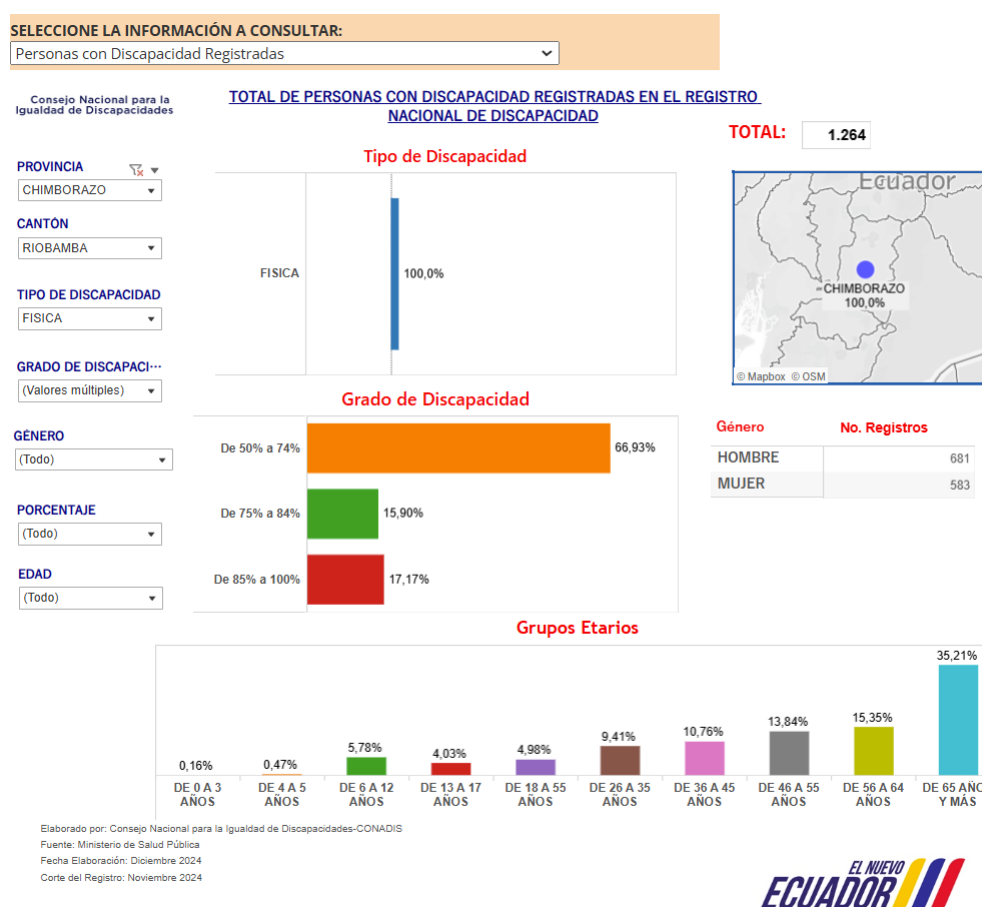


Figura 2. Total de personas con discapacidad registradas en el cantón Riobamba provincia de Chimborazo [5].

En la Unidad Educativa Especializada "Carlos Garbay" de la ciudad de Riobamba provincia de Chimborazo, el 30% de los estudiantes tienen problemas de movilidad y necesitan ayuda para actividades escolares, pero la institución carece de personal para atenderlos individualmente.

Aunque existen dispositivos de asistencia para la movilidad en el mercado, como sillas de ruedas eléctricas, sus altos costos y limitada disponibilidad dificultan el acceso para muchas personas. La falta de movilidad no solo afecta las actividades diarias, sino que también tiene implicaciones emocionales, aumentando el riesgo de depresión en los afectados.

Es por ello por lo que a través de este proyecto se busca dar atención y una solución confiable, segura y sobre todo de bajo costo garantizando la accesibilidad para todas las personas que lo necesiten con la creación de un prototipo que contempla un "Sistema de Control para Sillas de Ruedas mediante Seguimiento Ocular para Mejorar la Movilidad de Personas con Discapacidad Motriz".

1.2 Justificación

La presente investigación se justifica por su propósito de abordar directamente la brecha tecnológica identificada. Un sistema de control basado en seguimiento ocular (eye-tracking) emerge como una solución prometedora, ya que ofrece un método de interacción completamente "manos libres". Esta tecnología capitaliza una capacidad fisiológica que a menudo se mantiene intacta incluso en las etapas más avanzadas de enfermedades neuromusculares degenerativas o como la esclerosis lateral amiotrófica (ELA): el control voluntario de los músculos oculares. [6] Al traducir la dirección de la mirada del usuario en comandos de movimiento para la silla de ruedas, se puede establecer un canal de comunicación y control directo e intuitivo, superando las barreras físicas impuestas por las interfaces convencionales.

El proyecto no solo busca desarrollar un sistema funcional, sino también uno que sea viable y sostenible dentro del contexto ecuatoriano. Informes del propio MIES y del Ministerio de Salud Pública (MSP) reconocen una "insuficiente" dotación de "equipamiento y profesionales en los servicios de rehabilitación" a nivel nacional. Esta realidad socioeconómica informa una filosofía de diseño central para este proyecto: la necesidad de utilizar componentes de bajo costo y de código abierto, como cámaras web estándar y computadoras de placa única (ej. Raspberry Pi), para construir un prototipo asequible. La viabilidad económica es tan crucial como la viabilidad técnica para que una innovación de este tipo pueda tener un impacto real y no se quede en el ámbito puramente académico.

La importancia de esta investigación se ve magnificada por su enfoque en la validación empírica en un entorno real y con usuarios finales. La decisión de realizar las pruebas en el Colegio Carlos Garbay en Riobamba es fundamental. Este enfoque garantiza que el desarrollo tecnológico no ocurra en un vacío de laboratorio, sino que esté anclado en las necesidades, desafíos y retroalimentación de la comunidad a la que pretende servir. Al evaluar el sistema en el contexto de las actividades diarias de los estudiantes, se obtendrán datos de validez ecológica que son cruciales para entender el verdadero impacto de la tecnología. En última instancia, la importancia de este trabajo radica en su potencial para devolver un grado significativo de autonomía a una población altamente vulnerable, mejorando no solo su movilidad física, sino también fomentando su inclusión social, educativa y su calidad de vida general.

1.3 Objetivos

1.3.1 General

Implementar un sistema electrónico de control de sillas de ruedas basado en seguimiento ocular para mejorar la calidad de vida de personas con discapacidad física.

1.3.2 Específicos

- Realizar un análisis sobre los métodos y técnicas de seguimiento ocular que contribuyan al diseño del prototipo del sistema de control de la silla de ruedas.
- Diseñar y construir un sistema de control ocular para una silla de ruedas que permita a personas con discapacidad física desplazarse de forma autónoma.
- Evaluar el funcionamiento del sistema implementado mediante pruebas de campo y su efecto en el índice de calidad de vida.

CAPÍTULO II

2. MARCO REFERENCIAL Y ESTADO DEL ARTE

En esta sección se establecen los fundamentos necesarios para el desarrollo del proyecto titulado “Sistema de Control para Sillas de Ruedas mediante Seguimiento Ocular para Mejorar la Movilidad de las Personas con Discapacidad Motriz”. Este proyecto tiene como objetivo diseñar un prototipo, el cual consta de un sistema electrónico que brinde mayor independencia y facilidad de movilidad a personas con discapacidades físicas severas, integrando tecnologías avanzadas como el seguimiento ocular y el control de actuadores a través del movimiento ocular. A continuación, se presentan los conceptos, teorías y antecedentes más relevantes para el desarrollo del sistema.

2.1 Marco teórico

2.1.1 Discapacidad Motriz y Necesidades de Movilidad

Entre los distintos tipos de discapacidad, la discapacidad física motórica se da cuando una persona tiene un estado físico que le impide de forma permanente e irreversible moverse con la plena funcionalidad de su sistema motriz como se aprecia en la Figura 3. Afecta al aparato locomotor e incide especialmente en las extremidades, aunque también puede aparecer como una deficiencia en la movilidad de la musculatura esquelética [7].



Figura 3. Discapacidad motriz en niños [8].

2.1.2 Inclusión social y educativa

Este sistema permite mejorar significativamente la inclusión de las personas con discapacidad física severa, permitiendo su participación en actividades sociales, educativas y laborales.

2.1.3 Reducción de costos

Aunque las tecnologías de asistencia suelen ser costosas, el uso de componentes como la Raspberry Pi, Jetson Nano, cámaras web e incluso tecnología reciclada que es posible darle una segunda vida podría hacer que este proyecto sea viable para una mayor cantidad de usuarios.

2.1.4 Tecnologías control

2.1.4.1 Principios del seguimiento ocular

El eye tracking hace referencia a un conjunto de tecnologías que permiten registrar el comportamiento de exploración visual de los sujetos cuando miran el contenido mostrado en una pantalla [9].

Utiliza cámaras y sensores infrarrojos como se muestra en la Figura 4 para detectar la dirección de la mirada, dilatación de las pupilas y patrones de fijación. Esta tecnología se emplea en campos como la neurociencia, la publicidad y los dispositivos de asistencia.

2.1.4.2 Dispositivos de seguimiento ocular

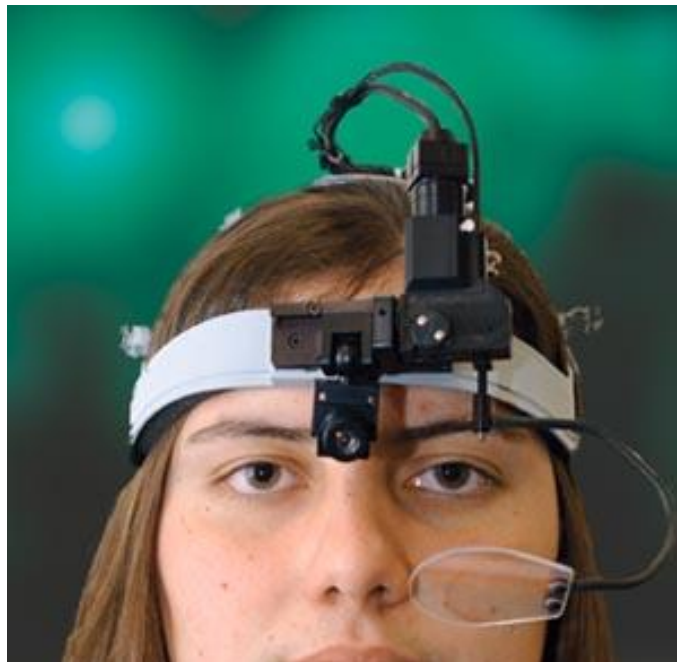


Figura 4. Dispositivo de seguimiento ocular [10].

Existen varios enfoques para implementar seguimiento ocular, entre los cuales destacan:

2.1.4.3 Tecnologías basadas en video

Utilizan cámaras para capturar imágenes de los ojos y algoritmos para interpretar su movimiento. La mayoría de los rastreadores de seguimiento ocular basados en vídeo proporcionan no sólo la dirección de la mirada, sino también otros datos adicionales, entre ellos, el tamaño de la pupila. El cambio de tamaño de la pupila es una respuesta emocional a la escena percibida y por esta razón, es muy interesante y utilizado en investigación [11].

2.1.4.4 Sistemas infrarrojos:

Detectan el reflejo de la luz infrarroja en la córnea y la pupila para determinar la dirección de la mirada. La gran mayoría de los rastreadores oculares utilizan cámaras con fuente de luz infrarroja con rayos infrarrojos (LED). Estos rayos hacen posible medir la distancia y el ángulo de la reflexión de la luz desde el centro de la pupila y, como resultado, identificar el punto al que el observador está mirando [11].

2.1.4.5 Aplicaciones en sistemas de asistencia

La tecnología ocular ha sido utilizada para manejar dispositivos electrónicos, teclados virtuales, así como sistemas de comunicación aumentativa e incluso en lo que se conoce como la realidad virtual. En cuanto al ámbito de la movilidad, esta tecnología permite la implementación de nuevas soluciones, como, por ejemplo, una silla de ruedas con sistema de seguimiento ocular para personas con discapacidad motriz severa.

2.1.5 Sistemas de Control para Sillas de Ruedas

Dentro del mercado existen un sinnúmero de empresas que elaboran varios tipos de sillas de ruedas como se muestra en la Figura 5, las cuales están hechas para diferentes ambientes.



Figura 5. Tipos de sillas de ruedas [12].

2.1.6 Arquitectura de sillas de ruedas inteligentes

Las sillas de ruedas inteligentes, Figura 6, integran componentes como sensores, actuadores y sistemas de control electrónico. Estas herramientas permiten automatizar funciones y facilitar la movilidad del usuario. La incorporación de tecnologías de seguimiento ocular

amplía las posibilidades de interacción, especialmente para personas con movilidad reducida en extremidades tanto superiores como inferiores.



Figura 6. Silla de ruedas inteligente [13].

Los actuadores son dispositivos encargados de convertir señales eléctricas en movimiento, siendo los motores eléctricos de corriente continua (DC) y los servomotores los más empleados en las sillas de ruedas inteligentes debido a su precisión y eficiencia, lo que permite un mejor control del desplazamiento del usuario mediante movimientos suaves y precisos que garantizan mayor seguridad. La seguridad, de hecho, constituye un aspecto fundamental en el diseño de estos sistemas; los sensores de proximidad, detectores de colisiones y sistemas de frenado automático aseguran un uso confiable, especialmente en entornos no controlados, contribuyendo a que el usuario mantenga su independencia, ya que el propio sistema se encarga de preservar la seguridad durante la movilidad.

Por su parte, el sistema de control integra la interfaz visual que el usuario observa junto con la electrónica de la silla, responsable de la comunicación e interpretación de las señales entre el usuario y el sistema de finalmente, el subsistema de alimentación comprende todos los componentes relacionados con las baterías, que suministran la energía necesaria para garantizar el funcionamiento adecuado de la silla de ruedas.

2.1.7 Tipos de sillas de ruedas

2.1.7.1 Sillas de ruedas manuales

Estas son, probablemente, el tipo de silla de ruedas más tradicional que existe en el mercado. Son sencillas como se muestra en la Figura 7, para usarse tanto en interior como en exterior [12].



Figura 7. Silla de rueda manual [14].

2.1.7.2 Sillas de ruedas autopropulsadas

Las ruedas laterales incorporan aros para que el propio usuario pueda propulsarse con las manos y, además, incluyen manetas en la espalda para que otra persona empuje la silla. Este tipo de sillas de ruedas, Figura 8, están recomendadas para personas que no tengan problemas a la hora de emplear la fuerza de los brazos para desplazarse. Sin embargo, hay que considerar que son sillas más pesadas y anchas [12].



Figura 8. Silla de rueda autopropulsada [15].

2.1.7.3 Sillas de ruedas no autopropulsadas

Estas sillas de ruedas no cuentan con los aros en las ruedas laterales y solo van a poder ser propulsadas por otra persona. En este caso, como se aprecia en la Figura 9 las ruedas traseras son más pequeñas [12].



Figura 9. Silla de rueda no autopropulsada [16].

2.1.7.4 Sillas de ruedas eléctricas

Como se muestra en la Figura 10, las sillas de ruedas eléctricas son sillas de ruedas que cuentan con motor, una batería que les proporciona energía y un cuadro de mando que permite su uso y manejo de forma segura [12].



Figura 10. Silla de ruedas eléctrica [17].

2.1.7.5 Sillas de ruedas de bipedestación

Estas sillas de ruedas le permiten ponerse de pie en la misma silla y pueden ser de propulsión manual o eléctrica. Para que esta silla, mostrada en la Figura 11, sea viable, cuentan con una bomba hidráulica que levanta y gira el asiento para sostenerle mientras está de pie [12].



Figura 11. Sillas de ruedas de bipedestación [18].

2.1.7.6 Sillas de ruedas para deportes

La silla de ruedas para deportes de la Figura 12, tienen algunos factores en común y es que sus estructuras son muy ligeras, son sólidas (no se pliegan) y tienen una estabilidad mejorada para giros bruscos (lo que explica las ruedas en ángulo) [12].



Figura 12. Sillas de ruedas para deportes [19].

2.1.7.7 Sillas de ruedas bariátricas

Las sillas de ruedas bariátricas como se aprecia en la Figura 13, son totalmente personalizables, pudiendo tener un asiento más ancho de lo habitual que asegure la comodidad del usuario en el día a día [12].



Figura 13. Sillas de ruedas bariátricas [20].

2.1.7.8 Sillas de ruedas para la playa

Desplazarse por la arena de la playa con su silla de ruedas sin que esta se hunda es posible si cuenta con ruedas anchas que le faciliten el desplazamiento [12], mostrado en la Figura 14.



Figura 14. Sillas de ruedas para la playa [21].

2.1.8 Inteligencia Artificial en Sistemas de Asistencia

2.1.8.1 Algoritmos de reconocimiento y clasificación

La inteligencia artificial (IA) juega un papel crucial en la interpretación de los datos del seguimiento ocular. Los algoritmos de aprendizaje automático pueden identificar patrones en los movimientos oculares y traducirlos en comandos específicos para controlar la silla de ruedas.

2.1.8.2 MediaPipe

MediaPipe es una plataforma de código abierto creada por Google para crear canales de percepción que permiten realizar inferencias de visión artificial a partir de diferentes entradas sensoriales, como el audio y el video [1].

MediaPipe funciona como un marco de programación de flujo de datos. Los datos se mueven a través de una serie de 'calculadoras' conectadas, cada una de las cuales realiza una tarea específica con los datos antes de pasarlos a la siguiente. El gráfico anterior muestra estas calculadoras como nodos conectados por flujos de datos. Cada flujo representa una serie de paquetes de datos. Esta configuración del gráfico facilita el procesamiento de datos paso a paso y garantiza la eficiencia del flujo de aprendizaje automático [2].

Algunas de las principales características de MediaPipe son:

- Modelos pre entrenados.
- Personalización con MediaPipe Model Maker.
- Eficiencia en el procesamiento en los dispositivos.

2.1.8.3 Face Mesh

Face Mesh es un modelo de MediaPipe el cual permite generar una malla de 468 puntos del rostro de la persona de una manera precisa y eficiente [12]. En la Figura 15, se pueden observar los puntos de referencia que ofrece este modelo.



Figura 15. Puntos de referencia face mesh de MediaPipe [22].

2.1.9 Interfaces hombre-máquina (HMI)

La HMI como se muestra en la Figura 16, permite la comunicación efectiva entre el usuario y el sistema. En este proyecto, se diseñará una interfaz visual intuitiva que interprete las intenciones del usuario a través de movimientos oculares.



Figura 16. Interfaz hombre-máquina (HMI) [23].

2.2 ESTADO DEL ARTE

La idea de controlar una silla de ruedas mediante el seguimiento ocular no es nueva, pero su viabilidad práctica ha crecido exponencialmente con los recientes avances en hardware y software. Los primeros sistemas, surgidos a partir de 2007, utilizaban componentes sencillos como cámaras web montadas en gafas o en la propia silla, procesando las imágenes que captura del usuario. En [24] los primeros sistemas demostraron la viabilidad del concepto, pero tenían inconvenientes de baja precisión y requerían que el usuario mantuviera la cabeza muy quieta.

Proyectos posteriores comenzaron a incorporar hardware más especializado y algoritmos más sofisticados. Un ejemplo notable es el trabajo realizado en la Universidad del Azuay, que implementó un sistema utilizando el dispositivo comercial "PCEye Mini" de Tobii [24]. Este dispositivo, que utiliza tecnología de infrarrojos y cámaras de alta calidad, permitió alcanzar una eficiencia del 100% en pruebas con niños con parálisis cerebral en una ruta preestablecida, demostrando el potencial de los sistemas de alta gama.

La tendencia más reciente se inclina hacia el desarrollo de sistemas inteligentes y de bajo costo que aprovechan el poder de la inteligencia artificial. Investigadores están utilizando computadoras de placa única como la Raspberry Pi como unidad de procesamiento central, combinadas con cámaras web estándar y algoritmos de deep learning. Los sistemas de [6] buscan democratizar la tecnología, haciéndola más accesible.

Las tendencias más recientes es los proyectos de este tipo incluyen:

Proyectos como el de [25] utilizan modelos de deep learning que incorporan mecanismos de atención para enfocarse en las partes más relevantes de la imagen del ojo, alcanzando

precisiones de reconocimiento de dirección del 98.49%. Además, en [25], están desarrollando modelos de aceleración de movimiento que, en lugar de traducir directamente la mirada en una velocidad constante, crean una aceleración y desaceleración suaves, evitando movimientos bruscos y mejorando la comodidad y seguridad del usuario.

El sistema en [25] aprende a diferenciar entre una mirada deliberada para dar una orden y una mirada exploratoria. Esto representa un salto cualitativo de un simple traductor de mirada a un sistema que intenta comprender el contexto cognitivo del usuario.

Reconociendo que ninguna interfaz es perfecta para todas las situaciones, la investigación futura se dirige hacia sistemas multimodales.

Un trabajo presentado en 2024 describe una silla de ruedas que integra reconocimiento de seguimiento ocular, voz, gestos y expresiones faciales en un único sistema basado en IA. En el proyecto de [26] permitiría al usuario cambiar de modo de control según la tarea o su nivel de fatiga, por ejemplo, usando la mirada para una navegación precisa en pasillos y comandos de voz para acciones más generales.

La Tabla 1 resume algunos de los proyectos más relevantes en el campo.

Tabla 1: Revisión de sistemas de control ocular.

Autor(es) y Año	Metodología	Componentes de Hardware	Resultados Clave y Contribución
Buele Aguilar G, Ortiz Crespo S [24]	Seguimiento de mirada comercial	Tobii PCEye Mini, placa de control	100% de eficiencia en ruta preestablecida con niños con parálisis cerebral. Valida la eficacia con hardware de alta gama.
Dahmani M, Chowdhury M, Khandakar A, Rahman T, AlJayyousi K, Hefny A, Kiranyaz S [26]	Red Neuronal Convolucion al (CNN)	Cámara, PC, sensores de ultrasonido	Precisión de clasificación del 99.3%. Robusto a cambios de iluminación. Incorpora sistema de seguridad anticolidión.
Eid M, Giakoumidis N, El Saddik A [6]	Seguimiento de mirada, planificación de ruta	Gafas de eye-tracking, cámara de profundidad (Kinect)	Sistema completo con navegación autónoma en entornos desconocidos. Aborda la navegación de alto nivel.

Xu J, Huang Z, Liu L, Li X, Wei K [25]	Deep Learning (CNN Atención)	+	Cámara monocular, controlador embebido IA	Precisión del 98.49%. Modelo de aceleración para un movimiento suave. Avance en la calidad del control.
Higa S, Yamada K, Kamisato S [26]	Deep Learning (1DCNN-LSTM)		Eye-tracker, IMU (cabeza)	Estimación de la "intención visual" en tiempo real para resolver el "Midas Touch Problem". Avance en la usabilidad.

CAPÍTULO III

3. METODOLOGÍA

3.1 Tipo de Investigación

La presente investigación es de tipo aplicada y experimental, debido a que busca dar una solución al problema de movilidad que tienen las personas con discapacidad, en concreto aquellas con movilidad reducida, a través de la implementación de un sistema de seguimiento ocular adaptado a una silla de ruedas.

Se considera aplicada porque para su ejecución se usan conocimientos y principios de ingeniería sobre electrónica y programación, ya que, al final, se obtiene un producto funcional. Por otro lado, es de tipo experimental debido a que se manipulan variables de tipo dependiente e independiente que permiten comprobar el comportamiento del proyecto de investigación.

3.2 Población de estudio y tamaño de muestra

La población de estudio se centró en la recopilación de datos sobre el índice de movilidad y su impacto en la calidad de vida, obtenidos a través de un experimento llevado a cabo en la Unidad Educativa Carlos Garbay, una institución académica especializada en la atención a personas con discapacidad. El sujeto de estudio específico fue una señorita de 16 años, seleccionada por su disponibilidad y por cumplir rigurosamente con los criterios esenciales para el proyecto: presentaba una severa movilidad reducida del 85% y dependencia total para moverse, pero con una aptitud cognitiva lúcida para el correcto manejo del sistema de seguimiento ocular. Esta combinación de alta dependencia física y capacidad cognitiva fue determinante para su elección, siendo la razón por la cual los demás estudiantes no fueron seleccionados, al no cumplir estos requisitos clave.

3.3 Operacionalización de Variables

La variable evaluada en este proyecto es el índice de calidad de vida respecto a la movilidad en función del tipo de control de una silla de ruedas con la cual se moviliza el usuario Tabla 2.

Tabla 2: Operacionalización de Variables.

Nombre	Tipo de variable	Descripción	Instrumento de medición	Indicador de variable
Índice de movilidad	Dependiente	Capacidad de una persona para desplazarse de un lugar a otro.	Mediante una adaptación del test de Barthel.	Cuantitativo/Ordinales

Tipo de silla de ruedas	Independiente	Forma en que la silla de ruedas es controlada.	Observación directa	Nominal: Tipo 1: con el sistema de seguimiento ocular. Tipo 2: sin el sistema de seguimiento ocular.
--------------------------------	---------------	------------------------------------------------	---------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------

3.4 Procedimiento/Desarrollo

El desarrollo de este proyecto se ha segmentado en tres fases principales, cada una con sus respectivas actividades las cuales se ejecutan de forma rigurosa y secuencial para poder dar cumplimiento a los distintos objetivos del proyecto.

En la Figura 17 se presenta el diagrama de flujo que muestra las distintas fases que contemplan el proyecto de investigación:

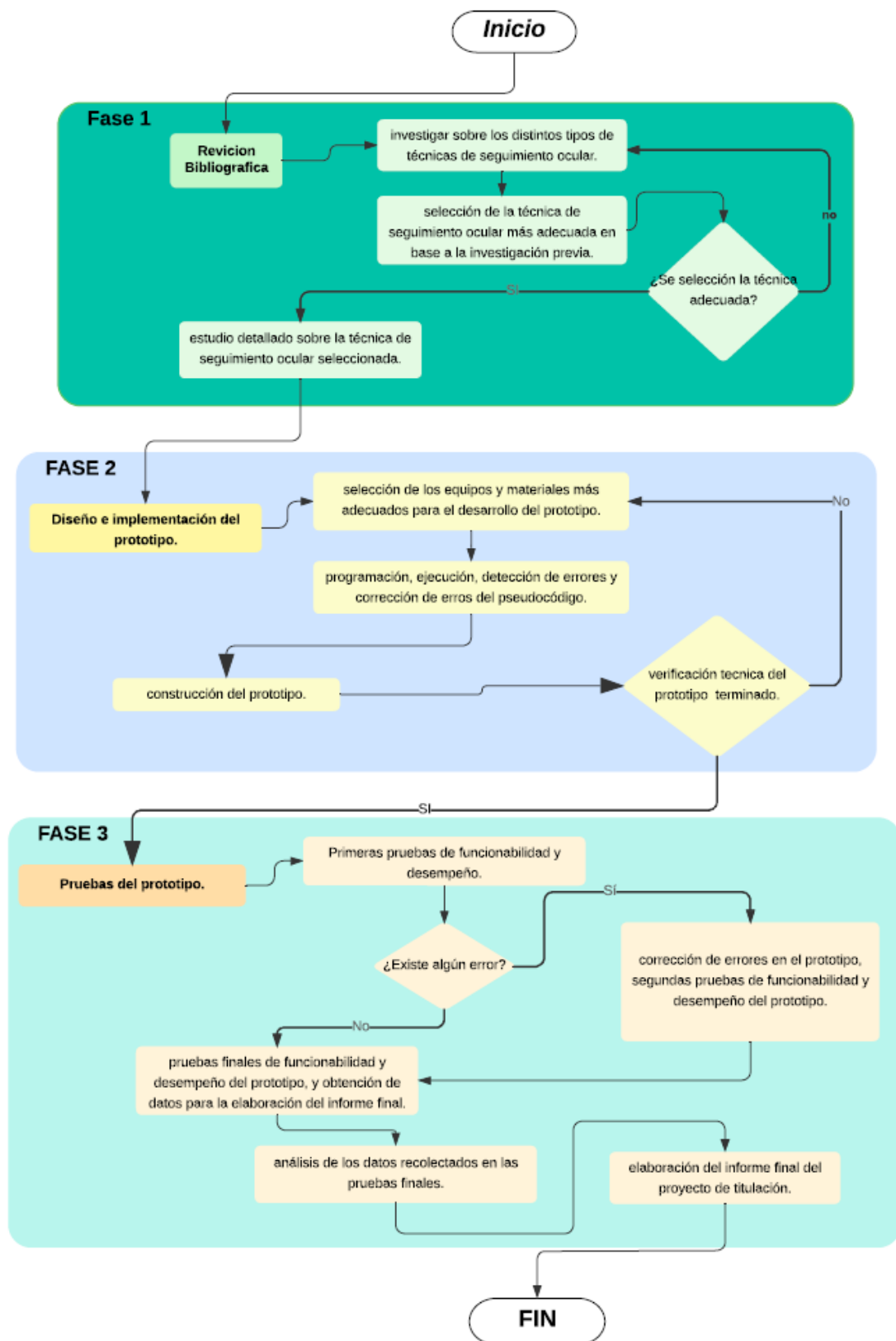


Figura 17. Diagrama de flujo – actividades a realizar por cada fase del proyecto.

Fuente: Autores.

3.5 Fase 1: Revisión Bibliográfica

En esta fase se realizó una investigación en diferentes páginas y artículos sobre diferentes técnicas que seguimiento ocular existentes, con la finalidad de seleccionar la más adecuada para desarrollar el sistema de seguimiento ocular de la silla de ruedas. Esta investigación se centró en 3 categorías principales de las tecnologías de seguimiento ocular:

3.5.1 Técnicas invasivas

En este tipo de técnicas se utiliza un objeto o dispositivo que está adjunto al ojo de la persona, como las lentes de contacto esclerales o también conocidos como bobinas esclerales el cual es un tipo de lente que descansa sobre la parte blanca del ojo en lugar de la córnea. La ventaja de esta técnica es que tiene una gran precisión, por otro lado, es un método demasiado invasivo y costoso.

3.5.2 Técnicas no invasivas

Al contrario de la técnica mencionada anteriormente, esta trata de no ser invasiva para el ojo de la persona. Este método suele utilizar el centro de la pupila para determinar el movimiento, lo cual se hace mediante luz infrarroja para tener puntos de referencias o a través de cámaras web para capturar imágenes y luego procesarlas. La ventaja de esta técnica es que es de bajo costo, pero así mismo es imprecisa debido que si el usuario cierra el ojo ya no se podrá detectar el seguimiento ocular. Además, factores como la iluminación puede alterar el correcto funcionamiento del sistema de seguimiento ocular.

3.5.3 Técnicas bioeléctricas

Por otro lado, esta técnica se basa en medir el potencial eléctrico que existe entre la córnea y la retina mediante electrodos que se colocan alrededor del ojo para conocer variaciones en este potencial, tiene la ventaja que este método no es susceptible a la iluminación e incluso el sistema de seguimiento ocular puede funcionar con los ojos cerrados. La comparación de todas estas técnicas se puede observar en la Tabla 3.

Tabla 3: Técnicas de seguimiento ocular.

Técnica	Principio de funcionamiento	Precisión	Impasividad	Costo	Aplicación
Bobinas Esclerales	Inducción magnética mediante una lente de contacto con una bobina de alambre.	Muy Alta	Muy Alta	Muy Alto	Investigación neurocientífica en laboratorios.
Electrooculografía	Mide el potencial eléctrico (dipolo) del ojo usando electrodos en la piel.	Baja	Baja	Medio	Diagnósticos médicos, investigación del sueño.
Basado en Video (PCCR - Infrarrojo)	Calcula el vector entre el centro de la pupila y el reflejo de luz infrarroja en la córnea.	Alta	Ninguna	Alto	Comercial, investigación de mercado (UX), tecnología de asistencia profesional.
Basado en Video (Visión por Computadora)	Calcula la posición relativa del iris dentro del contorno del ojo usando una cámara web estándar y modelos de IA (como MediaPipe).	Media	Ninguna	Muy Bajo	Proyectos de código abierto, prototipos, aplicaciones de asistencia accesibles.

Se optó por el uso de técnicas no invasivas debido a que ofrecen múltiples ventajas frente a los métodos invasivos, como una mayor comodidad y seguridad para el usuario, al no requerir sensores de contacto directo ni dispositivos colocados sobre el cuerpo, por tal motivo se utilizó una cámara web en conjunto con herramientas de visión por computadora y el modelo Face Mesh de MediaPipe, el cual permite identificar puntos de referencia faciales y determinar la dirección de la mirada mediante el cálculo de la posición relativa del

iris. Este enfoque reduce costos, facilita la implementación del sistema de seguimiento ocular y garantiza una interacción más natural entre el usuario y la interfaz de control. Por tal motivo, se consideró la opción más adecuada para el diseño de un sistema de seguimiento ocular accesible, eficiente y adaptable a diferentes usuarios y entornos.

3.6 Fase 2: Diseño e implementación del prototipo.

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó una silla de ruedas de enfermería como se aprecia en la Figura 18, que está dentro del tipo de sillas no autopropulsadas, con las siguientes características; es un dispositivo de movilidad asistida robusto, diseñado fundamentalmente para el traslado de pacientes por parte de un cuidador. Fue creada específicamente para ambientes interiores de alto tráfico y uso intensivo, como pasillos de hospitales, clínicas y residencias de ancianos. Su estructura suele ser de acero cromado o esmaltado para maximizar la durabilidad, lo que resulta en un peso estimado entre 12 y 18 kg, la capacidad de carga de la silla es mucho mayor, generalmente entre 100 kg y 125 kg. La comodidad, se considera funcional pero básica; no está diseñada para usos prolongados, sino para traslados cortos y eficientes.



Figura 18. Silla de ruedas de enfermería [27].

La arquitectura de este proyecto Figura 19, presenta una estructura integral, que garantiza un prototipo confiable y seguro para los usuarios, mismo que fue diseñado para usarse dentro de un entorno controlado.

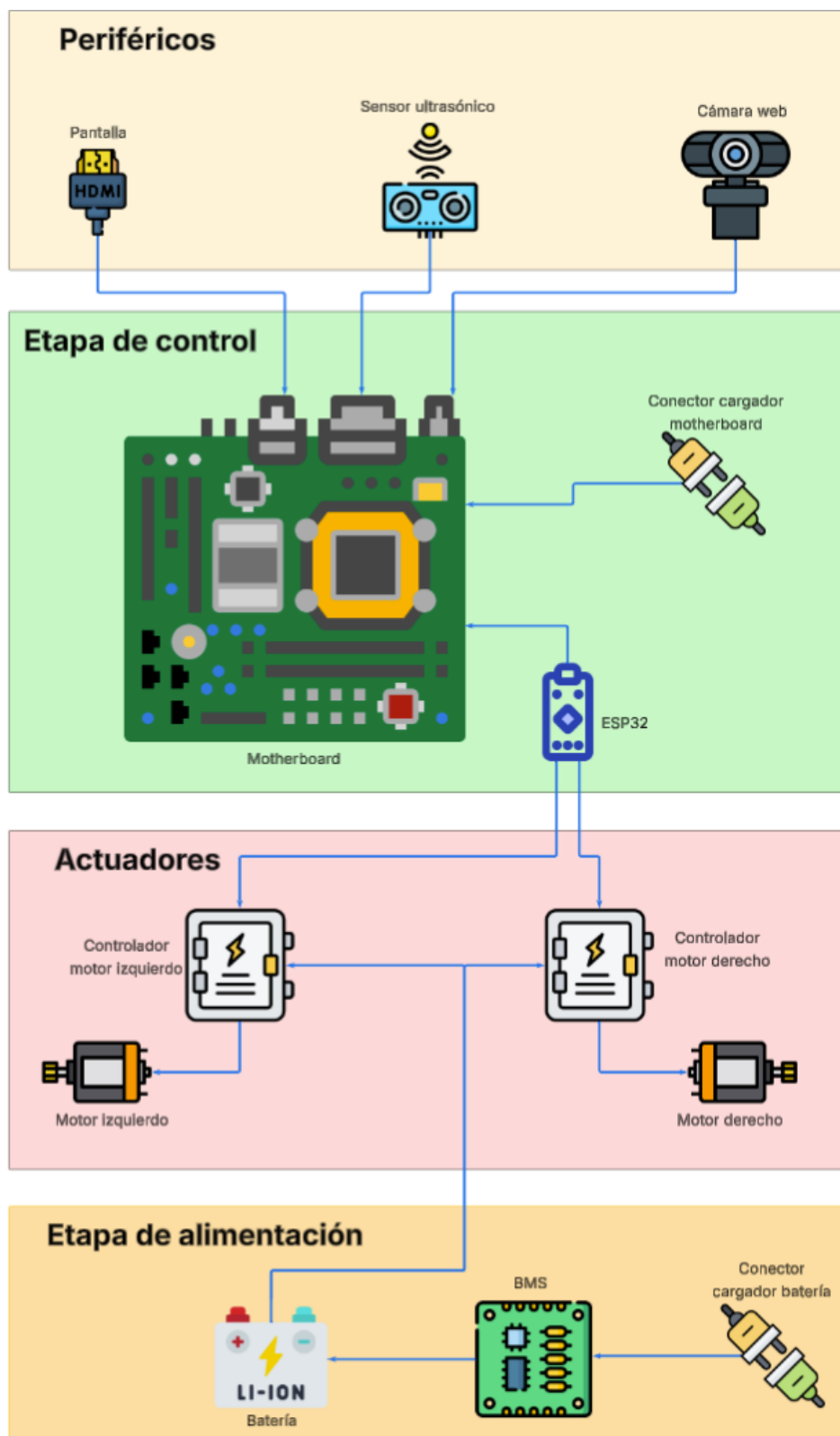


Figura 19. Arquitectura de la silla con seguimiento ocular.
Fuente: Autores.

Cada una de las etapas se complementa entre sí, los periféricos integrados amplían las funcionalidades de hardware, otorgándole una versatilidad considerable. La etapa de control es más que suficiente para cumplir con la tarea de procesamiento de video en tiempo real, incluso considerando que se trata de una tecnología pasada. La adaptación del hardware, se la ha hecho en la parte trasera de la silla como se muestra en la Figura 20, esto ayudando a que el peso total del usuario recaer en las llantas traseras ayudando a mejorar la tracción que tienen los motores.

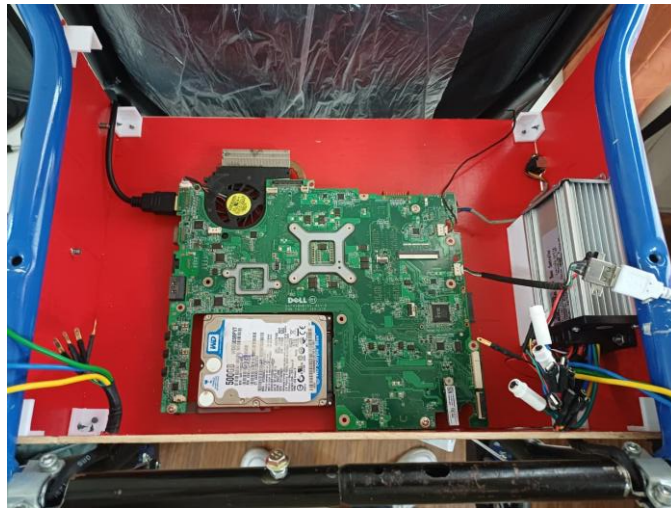


Figura 20. Adaptación del hardware en la silla de ruedas.

Fuente: Autores.

Para poder terminar la implementación del sistema de seguimiento ocular se ha diseñado un brazo articulado Figura 21 y se lo ha colocado en el reposabrazos derecho de la silla Figura 22, con el fin de colocar nuestra cámara web y poder tener un mayor grado de libertad ayudado a un enfoque más adecuado para captar de una mejor manera los movimientos oculares del usuario.

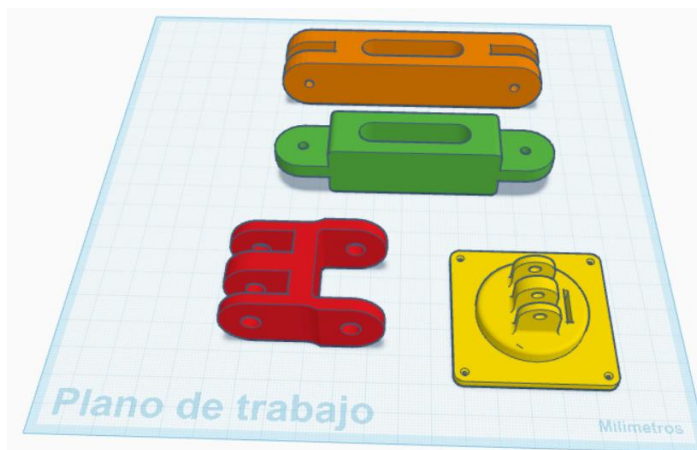


Figura 21. Diseño de las piezas del brazo articulado.

Fuente: Autores.



Figura 22. Brazo articulado.

Fuente: Autores.

En conjunto, el diseño e implementación del prototipo garantiza un equilibrio entre eficiencia, accesibilidad y adaptabilidad a diferentes contextos de uso según las necesidades específicas de cada usuario como se observa en la Figura 23.



Figura 23. Implementación completa.

Fuente: Autores.

Una vez definida la técnica a utilizar, se desarrolló el software de control empleando la librería OpenCV, la cual permite abrir la cámara web conectada y procesar los fotogramas

que esta entrega. De esta manera, se utilizan los puntos de referencia del modelo Face Mesh de MediaPipe para el seguimiento ocular, como se puede apreciar en la Figura 24.



Figura 24. Puntos de referencia.

Fuente: Autores.

Al iniciar el sistema entra en una etapa de calibración donde la persona debe mirar hacia las direcciones indicadas como se puede observar en la Figura 25 y con la letra 'C' se guarda las coordenadas de la mirada con el siguiente formato:

- "centro": (x: 0.51, y: 0.49)
- "izquierda": (x: 0.25, y: 0.52)
- "derecha": (x: 0.78, y: 0.48)
- "arriba": (x: 0.50, y: 0.22)
- "abajo": (x: 0.49, y: 0.75)

Estas coordenadas se guardan en un diccionario los cuales serán nuestros puntos de referencia para determinar hacia donde está mirando la persona.

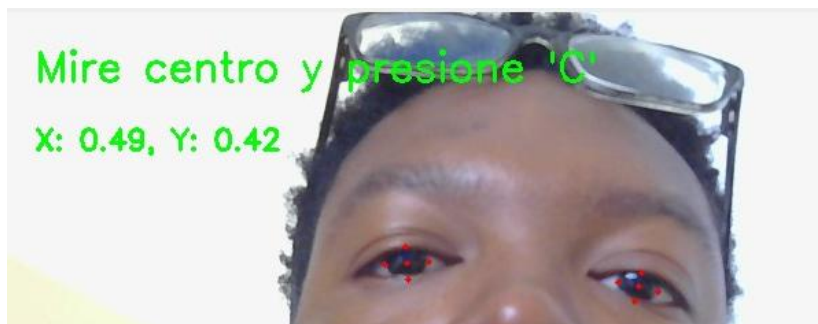


Figura 25. Calibración del sistema.

Fuente: Autores.

Finalizada la calibración del sistema de seguimiento ocular, entra en modo de control activo, como se puede observar en la Figura 26.

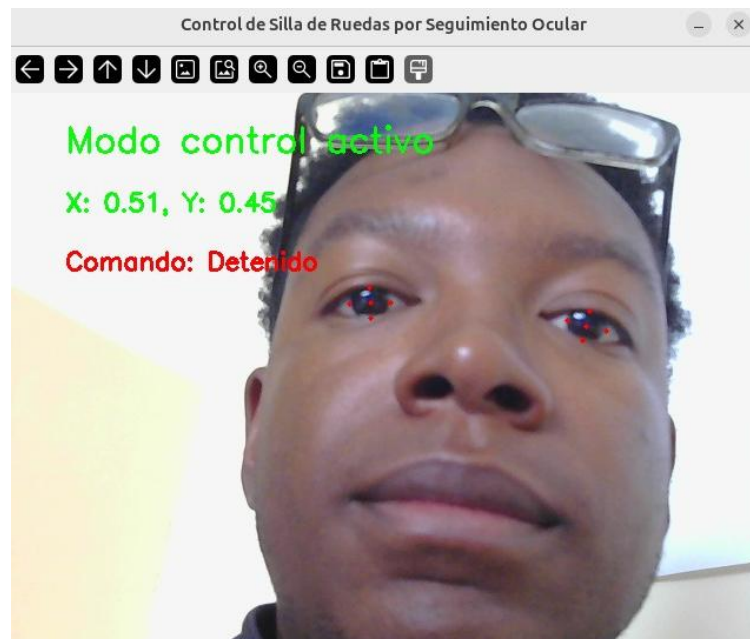


Figura 26. Modo control activo.

Fuente: Autores.

En este modo el sistema de control de la silla de ruedas mediante seguimiento ocular determinará la intención del usuario y en consecuencia se moverá en la dirección interpretada por este mismo como se aprecia en las Figuras (Figura 27, Figura 28, Figura 29)



Figura 27. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia adelante.

Fuente: Autores.



Figura 28. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia la izquierda.

Fuente: Autores.



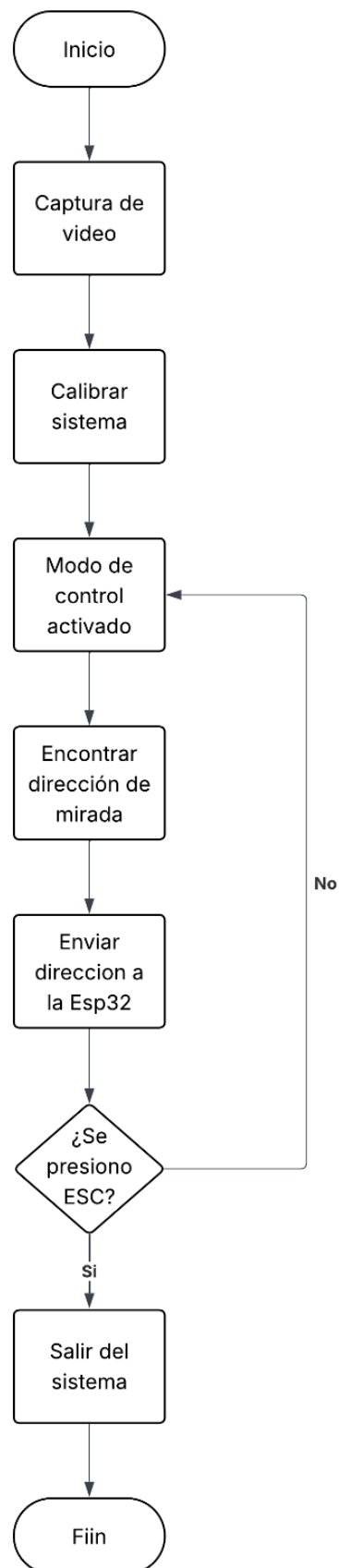
Figura 29. Modo de control – estado de la silla: movimiento hacia la derecha.

Fuente: Autores.

Para que el sistema interprete la intención que tiene el usuario este calcula la distancia en línea recta del punto actual con cada una de las coordenadas ya guardadas utilizando la fórmula de la distancia euclidiana:

$$distancia = \sqrt{(x_{actual} - x_{referencia})^2 + (y_{actual} - y_{referencia})^2} \quad (1)$$

La dirección que tenga la distancia más corta es la que el programa elige tu intención actual. Una vez tu intención elegida, esta dirección se envía por el puerto serial hacia la ESP32 que está en “escucha” de estos comandos para darle giro a los motores en función de este mismo. El sistema de seguimiento ocular cuenta con diferentes etapas como se muestra en el diagrama de flujo de la Figura 30, y se detalla cada fase más adelante.



*Figura 30. Diagrama de flujo del sistema de seguimiento ocular.
Fuente: Autores.*

3.6.1 Inicio

Se inicializan las librerías de OpenCV, MediaPipe, la cámara web y la conexión serial con la Esp32.

3.6.2 Captura de video

Se utiliza la cámara web para capturar un flujo del video en tiempo real para poder procesarlos con el modelo Face Mesh de MediaPipe para identificar los puntos de referencias de los ojos e iris para calcular la posición relativa de la pupila dentro del ojo.

3.6.3 Calibrar sistema de seguimiento ocular

Antes de poder controlar la silla se realiza una etapa de calibración donde le indicamos al usuario en que dirección debe mirar (centro, izquierda, derecha y arriba) para posterior tomar esas mediciones con la letra C, se almacenan y se establece un rango de la mirada.

3.6.4 Modo de control activado

Una vez terminada la etapa de calibración el sistema de seguimiento ocular entra en modo de control en donde el cual el usuario puede mover libremente la silla mediante el movimiento de los ojos.

3.6.5 Encontrar dirección de la mirada

En esta fase lo que hace es “observar” la posición actual de la mirada de la persona y luego la compara con las ya guardadas para determinar en qué dirección quiere moverse.

3.6.6 Enviar dirección a la Esp32

El programa se encuentra en ejecución en la placa de la laptop reciclada, para poder controlar los motores de la silla se envía los siguientes comandos mediante la comunicación serial establecida con la Esp32:

- W (adelante)
- A (izquierda)
- D (derecha)
- S (parar)

Estos comandos son procesados por la Esp32 y dependiendo de la orden enviara señales sinusoidales a los motores para empezar a girar.

3.6.7 Se presiono la letra ESC

Para poder parar el sistema se presiona la letra ESC y se liberaran todos los recursos como la captura de video, él envió del comando s para detener los motores y la finalización de la comunicación serial.

3.6.8 Fin

Para cada día de prueba el proceso es el mismo esto debido a que la persona la cual va a manejar la silla puede que no esté ubicado como los días anteriores por lo cual se decidió siempre comenzar con la etapa de calibración para darle buen una mejor experiencia.

3.7 Fase 3: Pruebas Finales.

De acuerdo con el diagrama de flujo que describe las fases del desarrollo del proyecto, en esta última fase se consideran tres actividades a cumplir que garantizan el cumplimiento de la fase de pruebas del prototipo. Dichas actividades se describen a continuación:

Actividad 1: Se ejecutarán las primeras pruebas de funcionalidad y desempeño con usuarios potenciales.

Actividad 2: En caso de ser necesario, se realizarán correcciones de errores que surjan a partir de las pruebas con el prototipo, y se llevarán a cabo las segundas pruebas de funcionalidad y desempeño para verificar que se hayan solucionado los posibles errores.

Actividad 3: Para finalizar, se realizarán pruebas finales de funcionalidad y desempeño del prototipo, además de recopilar datos para la evaluación final y verificar el cumplimiento de los objetivos planteados.

Las pruebas se realizarán para observar el desempeño del prototipo y determinar la dificultad que experimenta el usuario al utilizarlo. Dentro de nuestra fase de pruebas se ha considerado una planificación y un registro de pruebas para la validación del prototipo, destinado a personas con movilidad reducida.

Las pruebas se desarrollan en dos fases:

- Una primera etapa de **ambientación**, en la que el usuario se familiariza con el sistema de seguimiento ocular y el entorno.
- Una segunda etapa de **validación**, en la que se realizan recorridos controlados bajo distintos escenarios de movilidad.

Para la evaluación se emplean tanto variables objetivas como:

- Tiempo de recorrido
- Número de errores o colisiones
- Intervención externa

Es importante mencionar que estas variables se toman únicamente para analizar los resultados de las pruebas. Esto permite garantizar la recolección de datos de forma estructurada y confiable, y analizar el impacto real en la mejora de la autonomía e inclusión de personas con discapacidad motriz, con el objetivo de mejorar su calidad de vida.

Estas pruebas se llevarán a cabo en el auditorio institucional de la Unidad Educativa, el cual ofrece un ambiente amplio, iluminado y seguro, para que el usuario se mueva libremente. A

continuación, se presenta un croquis del espacio asignado para las pruebas Figura 31 y la ruta de los ejercicios Tabla 4.

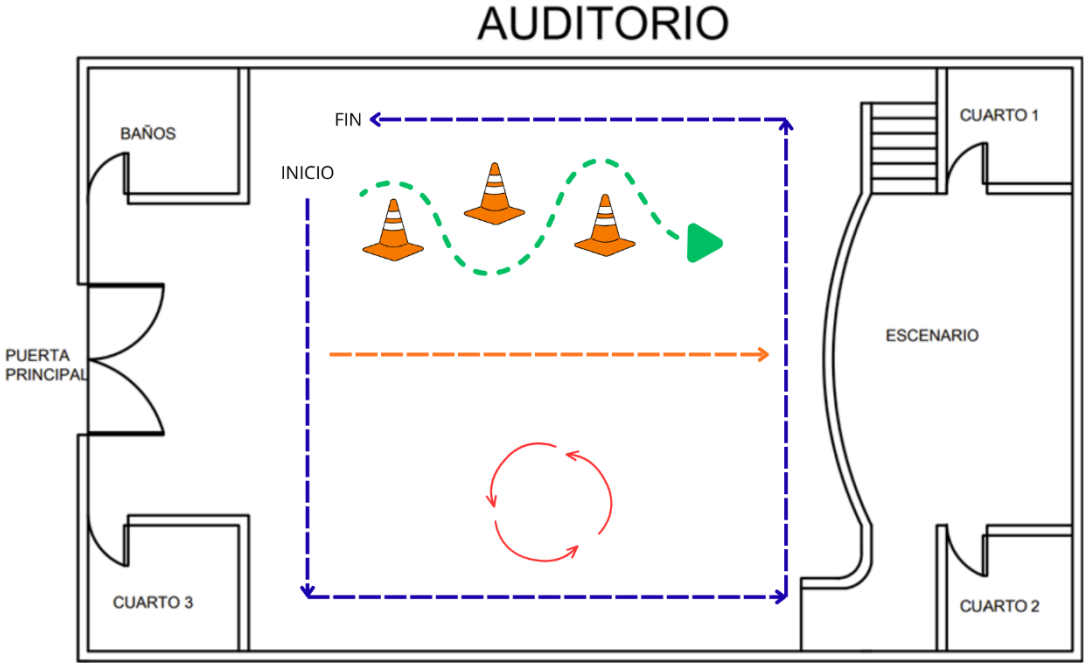


Figura 31. Espacio de trabajo.
Fuente: Autores.

Tabla 4: Rutas de ejercicios realizados dentro del auditorio.

Distintivo	Acción para realizar	Descripción
→	Evasión de obstáculos	El usuario avanzaba evadiendo obstáculos cruzando de un lado a otro del auditorio.
→	Desplazamiento en línea recta	El usuario se desplazaba en línea recta de un lado a otro del auditorio.
→	Giros izquierda y derecha	El usuario realizaba giros en direcciones aleatorias a la izquierda o a la derecha.
→	Rutas	El usuario sigue una ruta definida en donde aplica los movimientos previamente aprendidos.

Las pruebas contemplan una serie de ejercicios diseñados para facilitar la adaptación del usuario, el cual está orientado a mejorar su capacidad de desplazamiento de manera segura y controlada. Mediante el croquis, se determina la distribución optima del espacio, permitiendo una planificación adecuada de las trayectorias y áreas destinadas a cada tipo de ejercicio. Entre las actividades consideradas se incluyen giros, desplazamientos en línea recta, pruebas de frenado y trayectorias con movimientos combinados. Una vez que el usuario alcance un nivel de dominio adecuado del sistema de seguimiento ocular, se

autorizara su desplazamiento autónomo con mínima o ninguna intervención de terceros, evidenciando así el impacto positivo del proyecto al incrementar su grado de independencia y seguridad en la movilidad.

Con los datos obtenidos durante las pruebas se ha realizado un análisis estadístico no paramétrica que permite observar el impacto que generó el prototipo versus la silla de usos diario esto con respecto a al índice de movilidad.

Durante cada día de pruebas se aplicó un test de Barthel modificado a las necesidades del proyecto y se ha tomado en cuenta dos preguntas sobre:

Movilidad

- Dependiente
- Sube y baja escaleras
- Necesita ayuda (una persona o dos)
- Logra mantenerse estable
- Independiente

Desplazarse

- Dependiente de un soporte o ayuda
- Se desplaza con ayuda de una persona (física o verbal)
- Logra desplazarse de un lugar a otro sin la ayuda de algún tipo de soporte a excepción de la ayuda de una persona (física o verbal)
- Independiente a ciertas distancias con cualquier tipo de soporte (silla de ruedas, andador, etc.)

Al finalizar las pruebas de cada día, se aplicó el test de Barthel al usuario y este tenía diferente calificación como se observa en la Tabla 5:

Tabla 5: Mediciones de la silla con sistema de seguimiento ocular y la silla normal.

Índice de movilidad (%)	Tipo de silla
66,6	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
66,6	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
66,6	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
83,33	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
33,33	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
50	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
83,33	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
100	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
83,33	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
100	Silla de ruedas con el sistema sistema de seguimiento ocular
16,6	Silla de ruedas normal

16,6	Silla de ruedas normal
33,33	Silla de ruedas normal
16,6	Silla de ruedas normal
33,33	Silla de ruedas normal
33,33	Silla de ruedas normal
16,6	Silla de ruedas normal
33,33	Silla de ruedas normal
33,33	Silla de ruedas normal
16,6	Silla de ruedas normal

Esta calificación que va desde 1% (más dependiente) a 100% (independiente), es importante mencionar que al observar el estado de ánimo del usuario, ya que, afecta al rendimiento que tiene al usar la silla con el asistente electrónico, para hacer contra a este cansancio por parte del usuario se ha trabajado con el técnica de refuerzo positivo lo cual mejoraba el desempeño en las pruebas por parte del usuario, además en ocasiones se añadió estímulos auditivos lo cual ayudo a potenciar aún más el desempeño del usuario, lo que da a comprender que es posible una mejor sincronización entre el usuario y el sistema de seguimiento ocular. La interpretación de los datos se puede observar en la Tabla 6.

Tabla 6: Segmentación según grado de independencia funcional AVD.

Porcentaje	Nivel de independencia
0 – 20 %	Dependencia total
21 – 40 %	Dependencia severa
41 – 60 %	Dependencia moderada
61 – 80 %	Dependencia leve
81 – 100 %	Independiente

Esta segmentación proviene del baremo estandarizado del Índice de Barthel, el cual se utiliza internacionalmente para evaluar el grado de independencia funcional de una persona en sus actividades básicas de la vida diaria (AVD).

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS

4.1 Prueba hipótesis

Considerando que el tamaño de la muestra es inferior a 30 y al no cumplir con los supuestos de normalidad requeridos por las pruebas paramétricas, en este proyecto se aplicó la prueba de hipótesis no paramétrica U de Mann-Whitney, siendo la hipótesis planteada la siguiente:
Ho: La mediana del índice de movilidad con el sistema de seguimiento ocular y sin el sistema de seguimiento ocular son iguales.

Hi: La mediana del índice de movilidad con el sistema de seguimiento ocular y sin el sistema de seguimiento ocular son diferentes.

Luego de realizar la prueba, se obtiene un P valor menor a 0.05, como se aprecia en la Tabla 7, por lo cual se rechaza la hipótesis nula, lo cual indica que existen diferencias estadísticas significativas entre los índices de movilidad de la silla de ruedas con el sistema de seguimiento ocular y la silla de ruedas normal.

Tabla 7: Prueba U de Mann-Whitney.

Hipótesis nula	Prueba	P-valor	Decisión
<i>La mediana del índice de movilidad con el sistema de seguimiento ocular y sin el sistema de seguimiento ocular son iguales.</i>	Prueba U de Mann-Whitney para variable ordinales	0.0001	Se rechaza la hipótesis nula

Al analizar estas diferencias mostradas en la Tabla 8, los resultados del uso del sistema de seguimiento ocular ofrecen un mejor índice de movilidad relacionado directamente al ICV, al optimizar la trayectoria o decisiones de movimiento, haciendo el proceso no solo más rápido sino también más predecible y eficiente.

Tabla 8: Descriptivo estadístico de las tecnologías.

Descriptivos		
	TIPO DE TECNOLOGIA	Mediana
INDICE	Silla automática	4.5000
MOVILIDAD	Silla normal	1.5000

En el diagrama de cajas en la Figura 32, si bien, en ambos casos se muestra simetría en los casos medidos durante el experimento, se observa un valor atípico, que pertenece a la silla que tiene adaptado el prototipo, presumiblemente se lo atribuye a un bajo estado de ánimo, estrés o a las pruebas en línea recta que el usuario realizó con mayor dificultad.

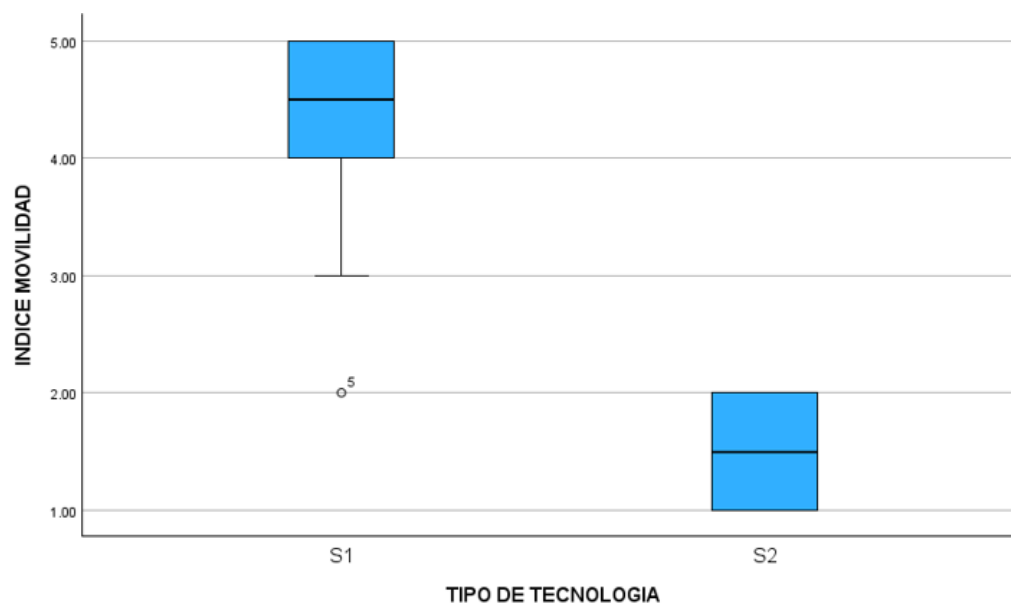


Figura 32. Diagrama de caja entre la silla de ruedas con el sistema de seguimiento ocular (S1) y la silla de ruedas normal (S2).

Fuente: Autores.

4.2 Discusión

Los resultados del análisis no paramétrico mediante la Prueba U de Mann-Whitney confirman la existencia de diferencias estadísticamente significativas en la movilidad ($P = 0.0001$), demostrando la superioridad del sistema de seguimiento ocular, ya que la silla automática alcanzó una mediana de movilidad (4.5000) tres veces mayor que la silla normal (1.5000), tal como se evidencia en la Figura 32. Estos hallazgos validan la hipótesis de trabajo y sustentan que la tecnología de seguimiento ocular mejor de gran manera la movilidad, haciendo que el proceso sea confiable, preciso y ágil. Esta mejora categórica en el desempeño técnico es el medio para alcanzar el objetivo principal del proyecto: mejorar la calidad de vida del usuario, pues al aumentar la autonomía y el control en el desplazamiento, se fomenta una participación más independiente y eficiente en el diario vivir, lo que se influye directamente en la reducción de la dependencia, y en una consecuente mejora del bienestar general y la inclusión social.

CAPÍTULO V.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- A partir del análisis de las técnicas de seguimiento ocular, se determinó que la técnica no invasiva es la alternativa más adecuada para el diseño, ya que no requiere sensores de contacto directo con el usuario, garantizando mayor comodidad, seguridad y precisión. La revisión teórica respalda el uso de esta tecnología como herramienta eficiente para mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades motrices severas, como cuadriplejía o ELA, proporcionando una alternativa de movilidad independiente.
- Se logró diseñar y construir un sistema de seguimiento ocular adaptable a cualquier tipo de silla de ruedas, utilizando herramientas de visión artificial y una arquitectura basada en microcontroladores. El prototipo permite que personas con discapacidad física se desplacen de forma autónoma mediante el movimiento de los ojos, sin necesidad de esfuerzo físico en las extremidades. Este diseño demuestra la viabilidad técnica seleccionada y su potencial para adaptarse a diferentes tipos de sillas mediante una estructura modular.
- Tras la evaluación del sistema y el análisis estadístico de los datos obtenidos donde la Prueba U de Mann-Whitney mostró una diferencia altamente significativa, $P=0.0001$, se comprobó que la integración del control ocular mejora significativamente el índice de movilidad. Estos resultados validan la hipótesis de investigación, demostrando que el sistema impacta positivamente en la calidad de vida de los usuarios. Se observa un incremento sustancial en la autonomía y facilidad de desplazamiento en comparación con el uso de una silla de ruedas tradicional, reduciendo notablemente la dependencia de asistencia externa. Por lo tanto, el sistema propuesto demuestra ser una herramienta tecnológica efectiva y robusta para la inclusión y movilidad de personas con discapacidad motriz severa.

5.2 RECOMENDACIONES

- Se sugiere que el sistema se integre con otros métodos de control, como seguimiento de línea, control mediante joystick u otras alternativas, con el objetivo de desarrollar una plataforma más robusta y versátil. Esto ampliaría las funcionalidades disponibles para el usuario, ofreciendo mayor comodidad, precisión y seguridad en el manejo de la silla de ruedas.
- Se recomienda que el sistema de seguimiento ocular tenga un diseño modular, de manera que su adaptación a diferentes tipos y modelos de sillas de ruedas sea versátil, sin necesidad de modificar la estructura original. Esta característica permitiría una mayor compatibilidad, reduciría los costos de instalación y mantenimiento, y fomentaría la reutilización y actualización de componentes en futuras mejoras tecnológicas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Discapacidad - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.paho.org/es/temas/discapacidad>
- [2] F. Casas Aznar, “Calidad de vida y calidad humana”, *Papeles del psicólogo*, n° 74, p. 6, 1999.
- [3] J. Cid-Ruzafa y J. Damián-Moreno, “Valoración de la discapacidad física: el índice de Barthel”, *Revista Española de Salud Pública*, vol. 71, n° 2, pp. 127–137, mar. 1997.
- [4] Kissu.com.ec, “SILLA DE RUEDAS CENTURY MEDICAL 5MMCR07 PLEGABLE”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://kissu.com.ecproducto.php?n=2092>
- [5] “Estadísticas de Discapacidad – Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>
- [6] M. Eid, N. Giakoumidis, y A. El Saddik, “A Novel Eye-Gaze-Controlled Wheelchair System for Navigating Unknown Environments: Case Study With a Person With ALS”, *IEEE Access*, vol. 4, pp. 1–1, ene. 2016, doi: 10.1109/ACCESS.2016.2520093.
- [7] “Discapacidad física: causas, tipos, síntomas y tratamientos”, Discapnet. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.discapnet.es/discapacidad/tipos-de-discapacidad/discapacidad-fisica>
- [8] “¿Cómo ayuda la estimulación temprana al desarrollo de los niños con habilidades diferentes? – REDEM”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.redem.org/como-ayuda-la-estimulacion-temprana-al-desarrollo-de-los-ninos-con-habilidades-diferentes/>
- [9] A. I. Molina, Ó. Navarro, y M. Lacruz, “El empleo de técnicas de seguimiento ocular para evaluar materiales educativos en Educación Primaria”, *Revista de Educación*, n° 376, 2017, doi: 10.4438/1988-592X-RE-2017-376-345.
- [10] C. Gutiérrez de Piñeres Botero, *Registro de movimientos oculares con el eye tracker Mobile eye XG*. Bogotá: Universidad Católica de Colombia, 2019.
- [11] “Explore MediaPipe: Open-Source Computer Vision Tools”, viso.ai. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://viso.ai/computer-vision/mediapipe/>
- [12] “7 tipos de sillas de ruedas que existen en el mercado - Obbocare”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.obbocare.com/tipos-de-sillas-de-ruedas-y-modelos/>
- [13] O. Bolivia, “Crean una silla de ruedas ‘inteligente’”, Opinión Bolivia. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.opinion.com.bo/articulo/ciencia-tecnolog-iacute/crean-silla-ruedas-inteligente/20171129193700597071.html>
- [14] Q. Querétaro, “Silla de ruedas Manual”, Adapta. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://adapta.com.mx/equipos-para-personas-con-discapacidad/arquitectura-accesible/sillas-de-ruedas/silla-de-ruedas-manual/>

- [15] “Silla Superestrecha de Ascensor | Accessible Madrid”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.accessiblemadrid.com/es/accesorios/silla-superestrecha-de-ascensor>
- [16] “Sunrise Medical - Silla de ruedas plegable brezzy 90 con ruedas traseras macizas de 12”, medida 40x40 cm, color negro : Amazon.es: Salud y cuidado personal”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.amazon.es/Sunrise-Medical-plegable-traseras-macizas/dp/B00SMRJ2KC>
- [17] O. Futuro, “Silla de Ruedas Eléctrica JD EW8025 - Ortopédicos Futuro”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortopedicosfuturo.com.ec/silla-de-ruedas-electrica-jd-ew8027/p>
- [18] “Jive Up - Silla de ruedas eléctrica de bipedestación”, Ortopedia Silvio. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortopediasilvio.com/es/sillas-de-ruedas-electricas/4650-jive-up-silla-de-ruedas-electrica-de-bipedestacion.html>
- [19] “Silla Básquetbol -”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://mostkoff.com/producto/silla-basquetbol/>
- [20] “Silla de Ruedas Bariátrica”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.simela.com.ec/web/index.php/es/producto/item/silla-de-ruedas-bariatrica>
- [21] AdminMundoDependencia, “Sillas de Ruedas TODO TERRENO para Playa, Campo, Piscinas, Ocio y Tiempo Libre”, Mundo Dependencia. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://mundodependencia.com/sillas-de-ruedas-todo-terreno-para-playa-campo-piscinas-ocio-y-tiempo-libre/>
- [22] H. Komajou, “Mediapipe landmark face/hand/pose sequence number list view”, Medium. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://medium.com/@hotakoma/mediapipe-landmark-face-hand-pose-sequence-number-list-view-778364d6c414>
- [23] “Automatización de Procesos y Control Industrial”, Check Ingeniería. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://check-ingenieria.cl/project/automatizacion-de-procesos-y-control-industrial/>
- [24] G. S. Buele Aguilar y S. G. Ortiz Crespo, “Implementación de un sistema ‘Eye Tracking’ para comandar una silla de ruedas eléctrica”, bachelorThesis, Universidad del Azuay, 2019. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.uazuay.edu.ec/handle/datos/9495>
- [25] “Using AI Technologies to Enhance Mobility”, Innovate. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://innovate.ieee.org/innovation-spotlight/using-ai-technologies-to-enhance-mobility/>
- [26] M. Dahmani *et al.*, “An Intelligent and Low-Cost Eye-Tracking System for Motorized Wheelchair Control”, *Sensors*, vol. 20, n° 14, p. 3936, jul. 2020, doi: 10.3390/s20143936.
- [27] “Amazon.com: Karman Healthcare LT-1000HB-BL Silla plegable de transporte de aluminio con frenos de acompañante, azul, ancho del asiento de 19 pulgadas : Salud y Hogar”. Accedido: 3 de diciembre de 2025. [En línea]. Disponible en:

https://www.amazon.com/-/zh_TW/Karman-Healthcare-LT-1000HB-BL-%E6%8A%98%E7%96%8A%E9%8B%81%E8%A3%BD%E9%81%8B%E8%BC%B8%E6%A4%85-%E9%99%84%E5%90%8C%E4%BC%B4%E7%85%9E%E8%BB%8A/dp/B006MH4SYE

ANEXOS

Anexo 1. Enlace redirigido al test de Barthel

<https://forms.gle/1o6nSQRaWFAhXiaH9>

Anexo 2. Materiales usados en la implementación del sistema.

Los materiales que se utilizaron en la implementación, se los han seleccionado bajo el criterio de tecnología inclusiva de bajo costo, es decir que, los materiales son relativamente convenientes en temas económicos lo cual hace que este proyecto sea accesible para todos los usuarios que lo necesiten, dentro de los materiales seleccionados se encuentran:

- Motores tipo brushless (sin escobillas)
- Controladores para motores
- Batería de litio 36V
- BMS para batería de litio de 36V
- Motherboard reciclada de una laptop
- Cámara web
- Sensor Ultrasónico
- Cajón de madera
- Brazo articulado
- Silla de ruedas

Anexo 3. Imágenes pruebas de funcionamiento.



