



UNIVERSIDAD DEL AZUAY
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**“Implementación de un sistema *"Eye Tracking"* para
comandar una silla de ruedas eléctrica.”**

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

GISSELLA SAMANTHA BUELE AGUILAR

SEBASTIAN GUILLERMO ORTIZ CRESPO

Director:

Mst. OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO

CUENCA, ECUADOR

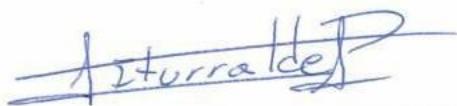
2019

Implementación de un sistema "*Eye Tracking*" para comandar una silla de ruedas eléctrica.

RESUMEN

Este artículo expone la implementación de un sistema "eye tracking" para comandar una silla de ruedas eléctrica basado en el seguimiento de la mirada para niños con parálisis cerebral (PC). El problema más frecuente en la PC es el déficit motor; por lo que, al utilizar una silla de ruedas comandada por un joystick es complicado. Se utiliza el dispositivo "PCEye Mini" para el seguimiento de la mirada, que envía señales a la placa de control que controla los motores eléctricos. El sistema se probó en 8 niños dando como resultado una eficiencia del 100% a la ruta preestablecida.

Palabras clave: eye tracking, eye tracker, pceye mini.



Ing. Daniel Iturralde Piedra. Ph.D
Coordinador de Carrera



Mst. Omar Santiago Alvarado Cando
Director de Trabajo de Titulación



Gissella Samantha Buele Aguilar
Autor



Sebastian Guillermo Ortiz Crespo
Autor

Implementation of an "*Eye Tracking*" system to control an electric wheelchair.

ABSTRACT

This article exposes the implementation of an "eye tracking" system based on the gaze of children with cerebral palsy (CP) to control an electric wheelchair. The most frequent problem in CP is the motor deficit. Thus, the use of a wheelchair commanded by a joystick becomes complicated. The "PCEye Mini" device is used to monitor the gaze. It sends signals to an electronic board that controls the chair's motors. The system was tested in 8 children resulting in 100% efficiency on the pre-established route.

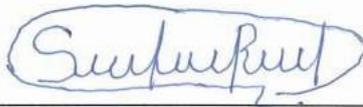
Keywords: eye tracking, eye tracker, pceye mini.



Ing. Daniel Iturralde Piedra. Ph.D
Faculty Coordinator



Mst. Omar Santiago Alvarado Cando
Thesis Director



Gissella Samantha Buele Aguilar
Author



Sebastian Guillermo Ortiz Crespo
Author

Implementación de un sistema "Eye Tracking" para comandar una silla de ruedas eléctrica.

Samantha Buele A.
Escuela de Ingeniería Electrónica
Universidad del Azuay, UDA
Cuenca, Ecuador
gissellaguilar82@gmail.com

Guillermo Ortiz Crespo.
Escuela de Ingeniería Electrónica
Universidad del Azuay, UDA
Cuenca, Ecuador
guimootiz87@yahoo.es

Resumen. - Este artículo expone la implementación de un sistema "eye tracking" para comandar una silla de ruedas eléctrica basado en el seguimiento de la mirada para niños con parálisis cerebral (PC). El problema más frecuente en la PC es el déficit motor; por lo que, al utilizar una silla de ruedas comandada por un joystick es complicado. Se utiliza el dispositivo "PCEye Mini" para el seguimiento de la mirada, que envía señales a la placa de control que controla los motores eléctricos. El sistema se probó en 8 niños dando como resultado una eficiencia del 100% a la ruta preestablecida.

Palabras clave. – eye tracking, eye tracker, pceye mini.

I. INTRODUCCIÓN

La parálisis cerebral (PC), es un conjunto de alteraciones no progresivas del tono muscular, la postura y el movimiento. Se produce por una lesión o malformaciones en una o más áreas del cerebro que controlan el movimiento, estas pueden ser congénitas o adquiridas, es decir, se presentan antes o después del nacimiento respectivamente. Además, se pueden presentar otros tipos de alteraciones asociadas como: sensoriales, perceptivos y psicológicos [1].

Existen diferentes tipos de PC, que corresponden a las diferentes órdenes de movimiento transmitidas desde el cerebro a los músculos que no se cumplen correctamente. El niño con PC puede poseer una combinación de dos o más tipos de impedimentos, en función del tono y postura: la espástica, atetoide, atáxica y mixta; en función de la parte del cuerpo que se encuentra afectada y en función del grado de movilidad: leve, moderado y severo [2].

La PC espástica, la más habitual entre todas, es distinguida por la presencia de hipertonia, es decir, por el crecimiento del tono muscular; entorpece el movimiento de las extremidades superiores e inferiores a causa de que no se encuentran relajados los músculos [3]. La PC espástica se subdivide en función de la parte del cuerpo que se encuentra afectada: hemiplejía, afecta a la parte izquierda o derecha del cuerpo y muestra una mayor afección en las extremidades superiores; diplejía, presenta una mayor rigidez en los músculos de las extremidades inferiores; y cuadriplejía, la de mayor afección, que involucra a las cuatro extremidades [4].

Por otro lado, la PC atetoide, surge por movimientos no controlados de las extremidades distales [3]. Con respecto a la PC atáxica, se caracteriza por la falta de coordinación de movimientos voluntarios a causa de alteraciones de la postura [3]. Finalmente, la PC mixta, es la combinación entre las

mencionadas anteriormente debido a que se presentan daños en varias áreas del cerebro [3].

El déficit motor es el más frecuente en niños con PC, puede ser leve hasta muy severo según el área del cerebro que se encuentra afectada. Estas limitaciones alteran la calidad de vida de los niños y de sus cuidadores ya que no pueden valerse por sí solos. En algunos casos pueden estar acompañado de disfunciones, tales como: emocionales, debido a que las alteraciones motoras inducen a una mala adaptación del niño en el entorno social; cognitivos, debido a que presenta falta de atención y concentración; y comunicación, debido a que no puede tener una interacción con las personas; entre otros [2].

En el Consejo Nacional de Discapacidad (CONADIS) existen registrados un total de 33,238 de niños de 0 a 12 años con discapacidad, en este grupo 8,668 son de la provincia del Guayas, 5,670 de la provincia de Pichincha y 1,779 de la provincia del Azuay. Del 100% de discapacitados en la provincia del Azuay el 33.90% sufren discapacidad física, el 42.95% pertenece a la discapacidad intelectual, el 8.88% a la discapacidad auditiva, el 5.00% con discapacidad visual y el 9.27% pertenece a la discapacidad psicosocial [5].

El programa misión solidaria Manuela Espejo, brinda la oportunidad de mejorar la calidad de vida de las personas, mediante ayudas técnicas, soluciones habitacionales, prótesis, integración social y laboral [6]. Sin embargo, según la información obtenida se pudo determinar que la misión Manuela Espejo no se centra en brindar ayudas tecnológicas, es decir, equipos electrónicos que logren brindar un mayor grado de independencia, posiblemente a su alto costo.

Las personas con discapacidades físicas hacen uso de diferentes ayudas técnicas, brindando oportunidades para su movilización, tales como: bastones, muletas axiales, andadores, andadores de cuatro ruedas, silla de ruedas manuales, silla de ruedas eléctricas, entre otros. Dependiendo del grado de movilidad, la persona puede necesitar apoyo para caminar o depender de una silla de ruedas apropiada, es decir, que se ajuste a las necesidades de la persona [7].

La silla de ruedas manual, es una silla que generalmente posee de tres a cuatro ruedas, puede ser impulsada por el usuario de la misma o empujada por otra persona. Sin embargo, este tipo de silla de ruedas manual, no son adecuadas para todas las personas con discapacidad, dependerá de su condición física y el control de la motricidad gruesa y fina [8].

La silla de ruedas eléctrica comandada a través de "joystick", es una evolución de la convencional, ofrece autonomía a la persona al estar impulsada con motores que realizan el trabajo pesado. Sin embargo, este controlador tiene una limitación para personas que presentan movimientos incontrolables en las extremidades superiores [9].

Sólo el 2% de los niños con PC presentan estrabismo que es un problema visual, donde los ojos no se encuentran alineados [10]. Por tanto, el uso de la mirada en este proyecto es de gran interés ya que los músculos oculares son uno de los pocos músculos que aún cumplen con su función [11].

La tecnología "eye tracking", permite realizar la medida y registro del comportamiento de la mirada, es decir, conocer donde se está orientando la mirada en una superficie determinada en todo instante. Utiliza un dispositivo "eye tracker", puede ser remoto o montado en la cabeza y conectado a una computadora, encargado de obtener información del seguimiento de la mirada [12].

El "eye tracker" más usual está compuesto de una fuente de luz infrarroja y una cámara. La cámara realiza la captura de la reflexión de la luz que se origina en el ojo y calcula la rotación de los ojos y donde se enfoca la mirada. Además, detecta información adicional como la frecuencia de parpadeo y los cambios en el diámetro de la pupila [13].

La compañía "Tobii Technology" brinda diversos dispositivos de "eye tracker" que hacen uso de sensor infrarrojo y cámaras. Este proyecto utiliza el "PCEye Mini", es el más pequeño de esta compañía, ver Figura 1, consta de las siguientes especificaciones: consumo de energía de <1.5W, distancia del usuario al dispositivo de 45 a 85 cm, movimiento máximo de cabeza 40 cm/s, inclinación máxima de cabeza >20° y una inclinación máxima de quijada 25° [14].



Fig. 1. Dispositivo PCEye Mini [14]

El presente proyecto, está enfocado en la implementación de un sistema "eye tracking" para comandar una silla de ruedas eléctrica, para niños con PC espástica y mixta, de esta manera el niño podrá ordenar a la silla que maniobrabilidad quiere realizar.

Este artículo está estructurado de la siguiente forma, en la sección II presenta antecedentes que fundamentan el estudio. En la sección III se describe el desarrollo del sistema, es decir, el hardware y software. Por último, mediante los experimentos realizados a niños entre 4 y 8 años se exponen los resultados obtenidos.

II. ESTADO DEL ARTE

En la Universidad del Azuay se realizó la tesis "Diseño de los controladores para una silla de ruedas multifuncional", creado para facilitar la movilidad de las personas con diferentes tipos de discapacidades motoras, contiene dos interruptores que permite la selección de los diferentes controladores tales como: "joystick", teclado, pantalla táctil y

soplo/succión. Se elaboró un sistema integrado a través de un microcontrolador para la detección y uso de los distintos sensores de control, de esta manera todos los mandos de la silla de ruedas multifuncional pueden estar conectados simultáneamente [15].

Sreejith, Vishnu & Gopika en su trabajo de investigación "Trackball Controlled Novel, Cost Effective Electric Wheelchair". Proponen una novedosa silla de ruedas eléctrica controlada mediante la asistencia de "trackball", el cual es un dispositivo de puntero, de simple ejecución, compuesto de una bola sostenida por un accesorio que contiene sensores para distinguir un giro de la bola alrededor de dos ejes. Los usuarios deben rodar la bola sin mucho esfuerzo hasta la posición requerida, utilizando los dedos o la palma. La base redonda ayuda a que sea más fácil rotar la silla utilizando la rotación diferencial y puede facilitar el movimiento cuando llegue a una esquina de tres extremos [16].

Yunanto & Setyati realizaron el proyecto "Speech recognition with Indonesian language for controlling electric wheelchair" en la Facultad de Ingeniería de Surabaya, Indonesia. Presentan un sistema de reconocimiento de voz para controlar las sillas de ruedas eléctricas. El reconocimiento de voz hace uso de coeficientes cepstrales en las frecuencias de mel (MFCC) como un método de extracción de características y el modelo oculto de Markov (HMM) como un método de clasificación. Las palabras reconocidas ascienden hasta 17 palabras, las cuales son procesadas, de manera que reconozca una silla de ruedas eléctrica basada en los comandos contenidos en las palabras. El sistema utilizó voces grabadas, entrenadas y no entrenadas. Obtuvo como resultado un 98% de que el sistema puede reconocer muy bien cada palabra de voz entrenada, sin embargo, cuando se probó con una voz diferente el porcentaje de éxito para reconocer cada palabra disminuyó a un 84% [17].

Las señales bioeléctricas, también han sido utilizadas para realizar mandos de sillas de ruedas eléctricas, por ejemplo, Hardiansyah, Ainurrohman, Aniroh & Tyas en su trabajo de investigación "The electric wheelchair control using electromyography sensor of arm muscle", proponen que una silla de ruedas eléctrica sea controlada por los músculos del brazo utilizando la técnica de electromiografía (EMG). Esta silla de ruedas eléctrica utiliza 4 canales de control para avanzar, retroceder, girar a la derecha y girar a la izquierda. Donde, la silla de ruedas se moverá hacia adelante cuando el músculo bíceps esté activo, moviéndose hacia atrás cuando el músculo teres mayor esté activo. La silla de ruedas girará a la derecha cuando los músculos flexores de la muñeca estén activos y gire a la izquierda cuando los músculos extensores de la muñeca estén activos. La silla de ruedas se detendrá cuando los cuatro músculos se utilicen simultáneamente [18].

Maksud *et al.* en su trabajo de investigación denominado "Low-cost EEG based electric wheelchair with advanced control features" en la Universidad de Ingeniería y Tecnología de Bangladesh. Presenta el desarrollo de una silla de ruedas eléctrica de bajo costo y la incorporación de una interfaz cerebro-computadora teniendo en cuenta la asequibilidad de las personas de los países en desarrollo. El control de la silla de ruedas se realiza mediante las señales de atención y el guiño del ojo. Para la adquisición de las señales se usó el equipo "Neurosky MindWave Mobile" que es un EEG de un solo canal. Lo más destacado del esquema es el 'Mapa de destinos', donde la silla de ruedas elabora un mapa virtual a medida que el usuario se desplaza y luego logra de forma autónoma las

posiciones esperadas. Los experimentos realizados en diferentes etapas del desarrollo, revelaron que la eficiencia del sistema propuesto es de un 89% y la exactitud de los mapas de destino es de un 82.8% [19].

Nikhil & Kiran desarrollaron el proyecto "*Brain-Controlled Driving Aid for Electric Wheelchairs*" en la Universidad Estatal de California, Estados Unidos. Presentan un diseño para controlar una silla de ruedas eléctrica basada en la interfaz cerebro-computadora (BCI) a través del uso de la actividad cerebral (EEG) y expresiones faciales (EMG) del usuario. La adquisición de las ondas cerebrales y señales de parpadeo se realiza mediante una diadema de "*Neurosky*" que posee biosensores integrados, luego son procesadas dentro de la aplicación de Android y son enviadas al sistema de control por medio del módulo bluetooth para controlar el movimiento y la dirección de la silla de ruedas. Además, consta de un control de sensores de seguridad que anulan el control del usuario y detienen la silla de ruedas cuando detecta un obstáculo en su camino. Se realizó cuatro experimentos para validar el rendimiento y la confiabilidad del diseño. El primer experimento para verificar si la dirección cambia después de cada dos parpadeos consecutivos la tasa de éxito para 8 usuarios fue del 85%. El segundo experimento para evaluar el sistema de prevención de colisiones indicó que la silla se detuvo cuando detecto un obstáculo en su camino. El tercer experimento consistió en recorrer un camino de 20 pies, los usuarios completaron la tarea en aproximadamente 50 segundos. Por último, el cuarto experimento obtuvo una tasa de éxito del 100% al realizar una rotación de la silla de 180 y 360 grados [20].

Pingali *et al.* realizaron un trabajo de investigación denominado "*Eye-gesture controlled intelligent wheelchair using Electro-Oculography*". En donde presentan un método de control de la silla de ruedas eléctrica basado en gestos oculares utilizando la técnica biomédica de la electrooculografía (EOG). Los comandos del usuario para controlar la silla de ruedas eléctrica se obtienen a partir de un módulo de control integrado que procesa las señales bioeléctricas generadas por los movimientos oculares y se conectan a un microcontrolador para la toma las decisiones, lo que hace que esta sea una solución asequible, además posee un algoritmo que detecta los obstáculos a través de los sensores ultrasónicos que posee la silla de ruedas eléctrica [21].

Por otro lado, la tecnología "*eye tracking*" se está utilizando, para diseñar mandos de control como: En el Instituto de Tecnología de Rey Mongkuts de Ladkrabang, Wanluk, Visitsattapongse, Juhong & Pintavirooj, realizaron un trabajo de investigación denominado "*Smart wheelchair based on eye tracking*". Creado para personas con discapacidades locomotoras, donde utilizan el sistema "*eye tracking*" debido a que el músculo del ojo funciona correctamente, cuyo procedimiento comienza mediante la webcam instalado en unas gafas que captura las imágenes del ojo que son procesadas para derivar la dirección de movimiento 2D del globo ocular el cual actúa como cursor en la pantalla de "*raspberrypi*" para controlar la dirección de la silla de ruedas. Además, de controlar la silla de ruedas también controla a distancia un dispositivo que brinda comunicación con el cuidador mediante un mensaje de texto receptado por un teléfono inteligente [22].

Bai *et al.* en su trabajo "*Design of an eye movement-controlled wheelchair using Kalman filter algorithm*" en la

Universidad de Tecnología de Shenyang, China. Presentaron el diseño de una silla de ruedas eléctrica controlada por movimientos oculares mediante la utilización un rastreador ocular de la marca Tobii. El rastreador transforma las señales de movimiento ocular en coordenadas de los puntos de observación, estos datos son muy divergentes, por lo tanto, se emplea el algoritmo de filtro de Kalman para adquirir datos óptimos. Posee un panel de control, donde el rastreador ocular identifica el punto de observación del usuario y mediante una computadora envía la señal adecuada, a fin de mover la silla de ruedas [23].

III. MODELO DE ANÁLISIS DEL SISTEMA

Para la elaboración del modelo de análisis se empleó las especificaciones de lenguaje gráfico UML (Lenguaje Unificado de Modelado) para desarrollo del software:

A. Requisitos funcionales

TABLA I. REQUISITO FUNDAMENTAL

Identificación del requerimiento:	RF1
Nombre del requerimiento:	Visualización de la aplicación
Características:	Ejecución de la aplicación
Descripción	<ul style="list-style-type: none"> Las interfaces gráficas que se encuentran dentro de la aplicación serán seleccionados con la vista mediante la tecnología "eye tracking". La aplicación se desarrolló para ser ejecutada en una PC.

TABLA II. REQUISITO FUNDAMENTAL 2.

Identificación del requerimiento:	RF2
Nombre del requerimiento:	Botón tipo 1
Características:	Selección de botón tipo 1
Descripción	<ul style="list-style-type: none"> Ingresa a la primera interfaz gráfica en la que se encuentra botones con diferentes funciones: flechas direccionales para controlar a la silla de ruedas eléctrica de forma continua; activación de cámara; modificación de color de las flechas direccionales; pausar todo el sistema y regresar al menú principal. También posee un indicador cuando el sistema está pausado.

TABLA III. REQUISITO FUNDAMENTAL 3.

Identificación del requerimiento:	RF3
Nombre del requerimiento:	Botón tipo 2
Características:	Selección del botón tipo 2
Descripción	<ul style="list-style-type: none"> Ingresa a la segunda interfaz gráfica en la que se encuentra botones con diferentes funciones: flechas direccionales para controlar a la silla de ruedas eléctrica por intervalos de tiempo; modificación de color de las flechas direccionales; pausar todo el sistema y regresar al menú principal. También posee un indicador cuando el sistema está pausado.

TABLA IV. REQUISITO FUNDAMENTAL 4.

Identificación del requerimiento:	RF4
Nombre del requerimiento:	Botón tipo 3
Características:	Selección del botón tipo 3
Descripción	<ul style="list-style-type: none"> • Ingresa a la tercera interfaz gráfica. Permite el control por intervalos de tiempo mediante la visualización de la cámara dividida en cuatro secciones. • También posee botones para regresar al menú principal y pausar todo el sistema.

En la Figura 3 se presenta el diagrama de casos de uso del sistema donde explica el uso de cada uno de los requisitos funcionales.

B. Requisitos no Funcionales

Usabilidad. – El software desarrollado tiene un diseño amigable, además presenta una guía de inicio rápido permitiendo que el niño encuentre sencillo y atractivo su uso.

Funcionalidad. – El software se ha actualizado y se ha probado permanentemente, para mejorar las distintas recomendaciones que presentan los usuarios.

Simplicidad. – El software posee una interfaz fácil de usar que es amigable para el niño, define muy bien los tipos de maniobrabilidad de la silla de ruedas eléctrica.

Flexibilidad. – El software es escalable, es decir, se puede agregar más funciones sin que afecte al mismo.

Portabilidad. – El software desarrollado se puede instalar en cualquier PC, además es importante acotar que va de la mano con el dispositivo "eye tracker" ("PCEye Mini").

Confiablez. – El software funciona correctamente, deberá cumplir al 100% con las funciones que realiza enviando los datos a la placa de control.

C. Diagrama de actores

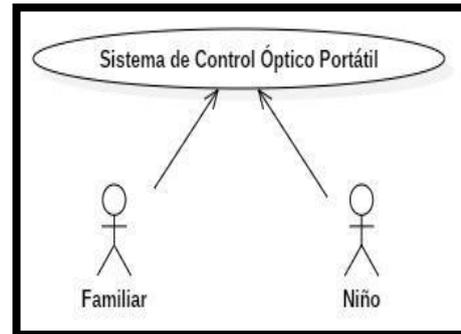


Fig. 2. Diagrama de actores

D. Diagrama de casos de uso

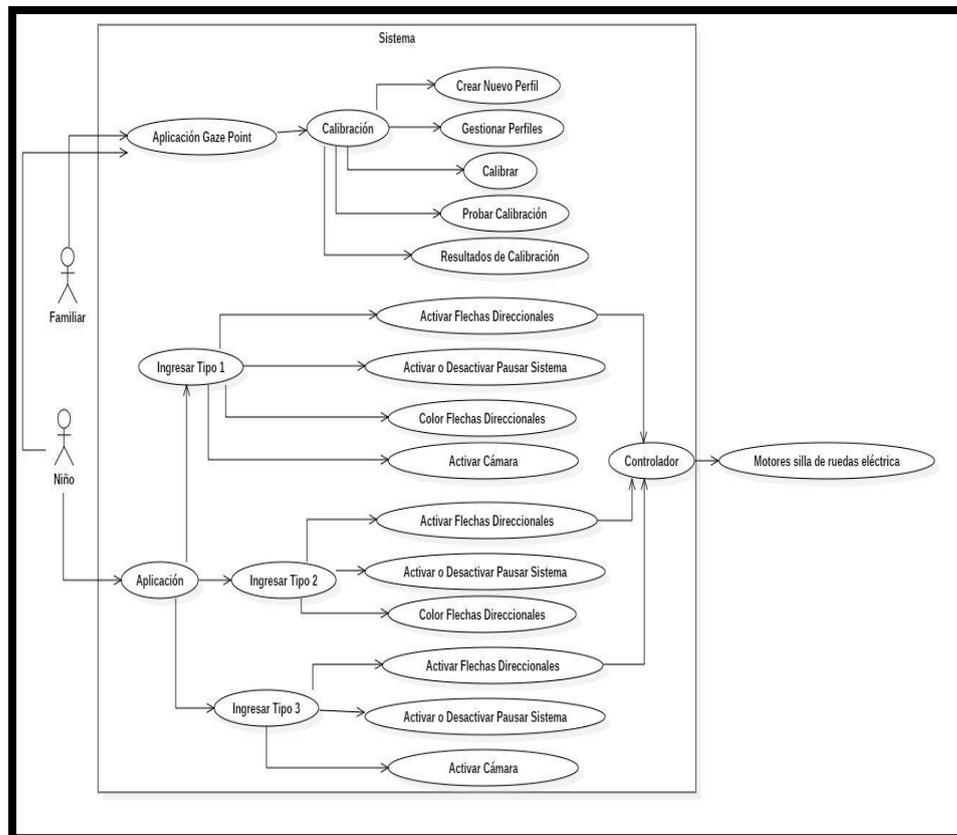


Fig. 3. Diagrama de casos de uso

IV. IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE

La estructura de la silla de ruedas fue elaborada a través de la información que ofrece "Open WheelChair Foundation", la cual está conformado por personas colaborativas que tienen como objetivo construir una silla de ruedas eléctrica de bajo costo para niños que lo requieran, el peso de la misma es de 14 kg [24].

La construcción de la estructura de la silla de ruedas, Figura 4, es personalizada para cada paciente, para conocer las dimensiones de cada una de las piezas de tubo PVC que la conforman se cuentan con una calculadora que en función de la estatura del niño proporciona las medidas de la silla de rueda.

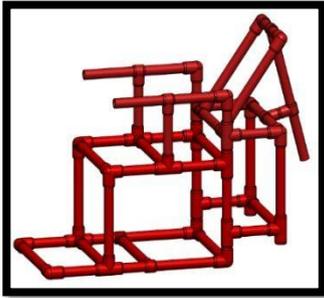


Fig. 4. Estructura de la silla [24]

El sistema cuenta de dos motores de corriente continua con caja de engranajes planetarios que presenta una relación de reducción de 32.5. Su voltaje de operación es de 12 VCD, genera una velocidad sin carga y con carga de 135 y 100 revoluciones por minuto (rpm) y un consumo de energía de 1.4 y 3.5 A, respectivamente, genera un par motor de 17.8 Kgf.cm. Este tipo de motores se implementó debido a que ofrece una alta eficiencia, bajo ruido y lo más importante que al contar con una caja de engranajes planetarios proporciona un par de torsión alto y constante para un mejor manejo de las cargas pesadas, ver Figura 5 [25].



Fig. 5. Motor de engranajes planetarios obtenido de: [25]

Para controlar el sentido de giro y suministrar la energía requerida de este tipo de motores se ha elegido un controlador de motores dual de marca Pololu, el cual cuenta con dos integrados VNH5019 que pueden operar desde 5.5 V hasta 24 V, debido a que brinda dos puentes H basados en transistores MOSFET de alta potencia, el esquema del controlador se puede observar en la Figura 6 [26].

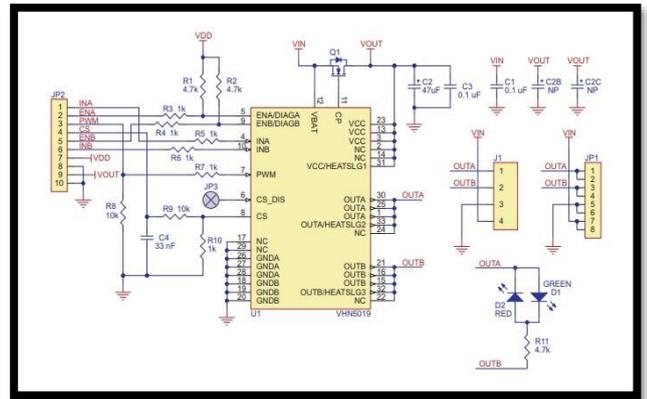


Fig. 6. Driver VNH 5019 [26]

Se presenta una placa con un chip Atmega328 para controlar los motores, Figura 7, diseñada para operar en un rango de 9 a 12 V. El chip Atmega328 brinda puertos de entrada/salida analógicas y digitales, velocidad de 16 MHz mediante un cristal externo, memoria de 32 kB, salidas para protocolos de comunicación serial que permite la comunicación con una computadora, dos interrupciones externas y 6 canales de PWM (Modulación de Ancho de Pulso) de los cuales se utilizaron 4 canales para controlar la velocidad de los motores [27].

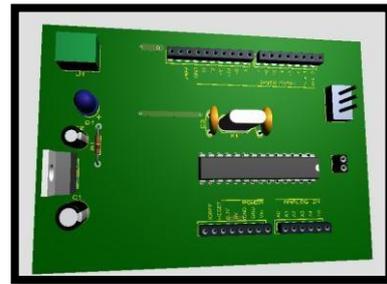


Fig. 7. Placa PCB para controlar los motores

El sistema posee una batería de gel de marca Yoyo, ver Figura 8, que es la encargada de suministrar energía a todo el sistema, con un voltaje de 12 V y un amperaje de 7 A. Este tipo de batería se implementó debido a que presenta varias características: una mayor vida útil, ambientes con vibraciones, golpes, temperaturas elevadas y son más seguras [28].



Fig. 8. Batería de gel

Se posee un "EyeMobile Bracket" para la Tablet Microsoft Surface Pro [14], dispositivo obtenido del centro de investigación de la Universidad del Azuay, el cual es montado en un brazo de aluminio, Figura 9, que permite ajustar la posición de la Surface y "PCEye Mini", para que el

niño se sienta más cómodo y pueda realizar la correcta calibración de su mirada y así manejar el sistema de acuerdo a sus necesidades.



Fig. 9. Soporte metálico

V. IMPLEMENTACIÓN DEL SOFTWARE

La interfaz del Sistema de Control Óptico Portátil (SCOP) se desarrolló mediante el uso del lenguaje de programación C Sharp (C#), a través del entorno de programación de Microsoft Visual Studio. En específico, el sistema se desarrolló a través de una interfaz gráfica de usuario de Windows Forms mediante diversos controles, como: botones, cuadros de diálogo, cuadros de listas, cuadros de imágenes, entre otros.

A. Arquitectura del Software

La aplicación se basa en una arquitectura que la divide en tres componentes Modelo Vista Controlador (MVC), el primer componente gestiona los datos de la aplicación, el segundo representa al modelo de manera gráfica que puede ser visualizada en una pantalla y el tercero es el encargado de recibir y manejar las entradas emitidas por el usuario [29].

Al momento que el usuario interactúa con la interfaz gráfica, es decir, realizando una acción como la activación de un botón, se ejecutan una serie de pasos internamente para responder la solicitud, tales como:

1. Notifica al Controlador sobre la solicitud requerida a través de la interfaz gráfica.
2. El Controlador elige que tarea realizar y en este punto interviene el componente Modelo.
3. El Modelo a través de la información que posee realiza la o las tareas que se le encomendó y finalmente el resultado es transmitido a los componentes Controlador y Vista.
4. La Vista con los datos obtenidos los convierte en información visual que pueda ser comprendida por el usuario.
5. La Vista reenvía la información gráfica al Controlador y este se encarga de transmitir al usuario. Todos estos pasos pueden volver a empezar si el usuario lo solicita.

B. Modelado de la Aplicación

Interfaces de inicio

En la Figura 10 se puede observar la interfaz de inicio de la aplicación. La interfaz Tipo 1 y Tipo 3 representan los servicios del usuario; también se aprecian círculos de diferentes colores con cada uno de los controles, ver Figura 11. Es necesario recalcar que la interfaz Tipo 2 es similar a la Tipo 1.

1. Anaranjado representa los tres Tipos de servicios que ofrece la aplicación.
2. Verde ofrece una guía de inicio rápido para el usuario.
3. Azul permite al usuario salir de la aplicación.
4. Amarillo son las flechas direccionales: avanzar, retroceder, derecha e izquierda.
5. Café pausa la función de las flechas direccionales.
6. Rosado permite regresar al inicio de la aplicación.
7. Negro permite cambiar el color de las flechas direccionales.
8. Gris permite activar o desactivar la cámara.
9. Morado representa un indicador si el "eye tracking" está activado o desactivado.
10. Celeste inicia la cámara y las funciones del Tipo 3.

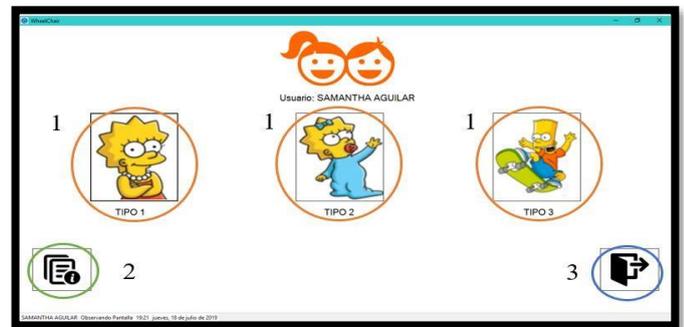


Fig. 10. Interfaz de inicio

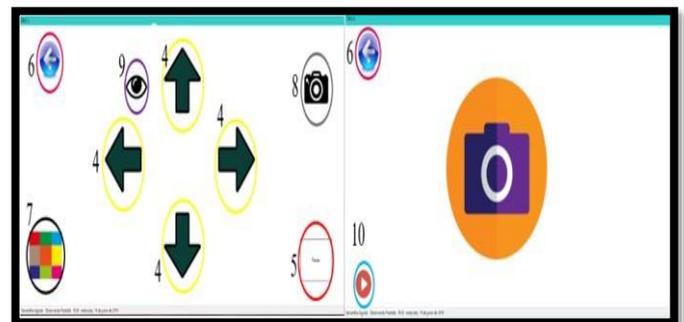


Fig. 11. Interfaces Tipo 1 y Tipo 3

VI. ENSAYO EXPERIMENTAL

Para validar el funcionamiento que presenta la implementación del sistema, se realizaron tres experimentos dentro de un ambiente interno con diversos suelos: cemento, cerámica y madera. A un grupo de 8 niños regulares con edades comprendidas entre 4 y 8 años se le brindó una introducción de 10 minutos de las tareas a realizar en cada experimento y 5 minutos para entrenar.

- Calibración:

Cada niño a través de la aplicación "Gaze Point" y la ayuda del familiar crea un usuario y realiza la calibración simple del dispositivo "PCEye Mini", ver Figura 12.



Fig. 12. Pantalla de calibración del dispositivo "PCEye Mini"

- Experimento 1

Cada niño a través de la interfaz Tipo 2 debe activar las flechas direccionales: avanzar, retroceder, girar a la derecha y girar a la izquierda, y repetir 6 veces.

- Experimento 2

Cada niño a través de la interfaz Tipo 1 debe realizar el desplazamiento de una ruta, como se puede apreciar en la Figura 13, a través del uso de las flechas direccionales. Este experimento se realiza 2 veces y a diferentes velocidades.

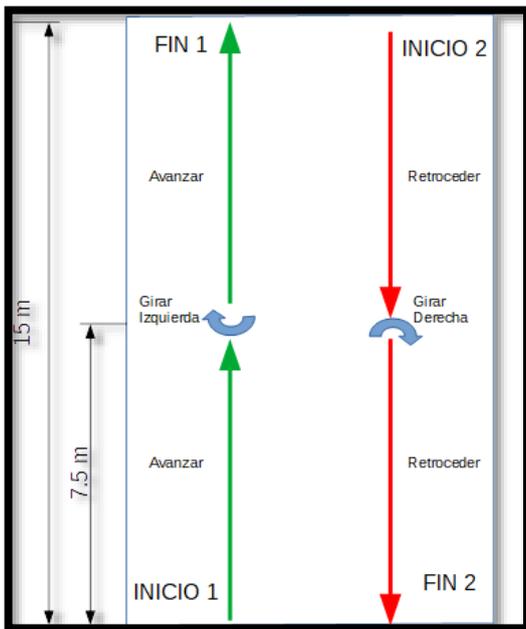


Fig. 13. Ruta del segundo experimento

- Experimento 3

Cada niño mediante la interfaz Tipo 3 debe activar un pulsante de tipo industrial que sirve como un freno de emergencia en el instante que se encuentra desplazándose, el cual se implementó debido a que el frenado a través del software presenta una inercia del movimiento. Realizar el experimento 4 veces.

VII. RESULTADOS

El proceso de calibración del dispositivo "PCEye Mini" fue sencillo y el tiempo de calibración que se realizó a cada niño se mantuvo de 1.4 a 3 minutos, como se puede observar en la Figura 14, con una media promedio de 1.86 minutos.

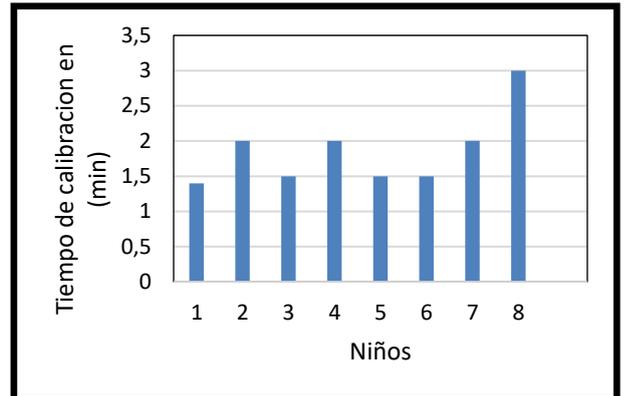


Fig. 14. Gráfica de tiempo de calibración por niño

Para el primer experimento, cada niño realizó la activación de las flechas direccionales: avanzar, retroceder, derecha e izquierda, obteniendo 48 desplazamientos de la silla en cada una de las direcciones dando un rendimiento del 100%. En el segundo experimento, se desarrolló una evaluación del consumo de potencia a diferentes velocidades en los diversos suelos dando una media de consumo máximo de potencia de 41,76 W, en la Figura 15 se observa que no hay una diferencia significativa de consumo entre los distintos suelos.

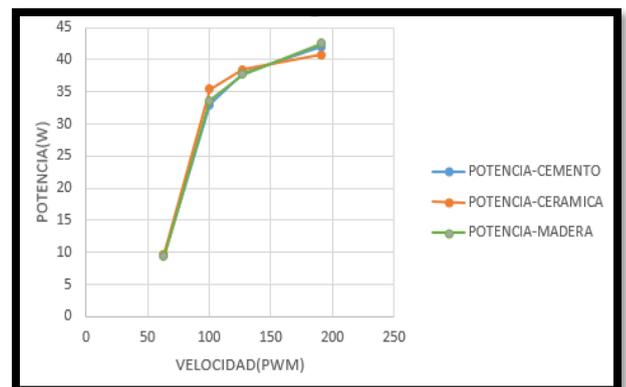


Fig. 15. Gráfica del consumo de corriente en los distintos suelos

En el tercer experimento, se demostró que mediante cada activación del pulsante de emergencia que cada niño realizó la silla de ruedas eléctrica se detuvo dando un 100% de éxito.

VIII. CONCLUSIONES

El presente artículo demuestra que la implementación de la tecnología "eye tracking" en la silla de ruedas eléctrica para el desplazamiento del niño funcionó exitosamente, el cual opera de manera eficaz, logrando mejorar su autonomía en el aspecto de movilidad.

El software mantuvo una comunicación estable del 100% con el hardware a través de un protocolo de comunicación serial, permitiendo que los mandos accionados sean ejecutados correctamente.

Gracias a las características que brindan los motores, la silla de ruedas logró operar con un peso del niño de 27.45 kg sin presentar fallas en el sistema.

La batería de gel que se implementó brinda al sistema una funcionalidad de 9 horas aproximadamente sin variaciones de velocidad y potencia.

En función de las pruebas de usabilidad el tiempo de frenado del sistema no es inmediato, tiene 94.8 cs de reacción, debido a la inercia del movimiento.

Para finalizar se puede decir que el sistema desarrollado ofrece una opción inteligente y diferente para ayudar a niños con déficit motor, lo que tiene un gran aporte en la sociedad.

En función de las pruebas de usabilidad se optó por implementar un valor de 50% de PWM para avanzar y retroceder y de 39% de PWM para los giros de la silla de ruedas eléctrica, debido a que brinda una velocidad adecuada para que el niño se sienta seguro.

IX. RECOMENDACIONES

Para seguridad del niño y de la silla, se puede implementar un sensor de proximidad. Con esto se conseguirá evitar posibles colisiones con algún obstáculo.

Utilizar una batería del mismo tipo que se utilizó en las pruebas de usabilidad con esto se podrá tener un mismo tiempo de funcionalidad de la silla de ruedas.

Se recomienda una investigación posterior para que el sistema propuesto en este trabajo pueda funcionar en suelos con inclinaciones.

Se recomienda además implementar un control PID para mejorar el sistema de frenado de la silla de ruedas eléctrica.

X. REFERENCIAS

- [1] F. Ricard y E. Martínez, *Osteopatía y Pediatría*, Madrid: Editorial Médica Panamericana, S.A, 2005.
- [2] G. Zabal, «Descubriendo la Parálisis Cerebral,» *Confederacion ASPACE*.
- [3] A. R. Rivero, I. Montero Garcia y M. C. Lorente, *El niño con parálisis cerebral: enculturación, desarrollo e intervención*, Madrid: Centro de Publicaciones del Ministerio de Educación y Ciencia, 1993.
- [4] C. C. Vázquez Vela y C. A. Vidal Ruiz, «Parálisis cerebral infantil: definición y clasificación a través de la historia,» *ORTOPEDIA PEDIÁTRICA*, vol. 16, nº 1, pp. 6-10, 2014.
- [5] CONADIS, «Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades,» 2019. [En línea]. Available: <http://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadistica/index.html>. [Último acceso: 17 05 2019].
- [6] P. d. I. R. d. E. Ecuador, «Presidencia de la República del Ecuador,» 2017. [En línea]. Available: Presidencia de la República del Ecuador. [Último acceso: 17 05 2019].
- [7] O. M. d. I. Salud, «Lista de ayudas técnicas prioritarias,» *Iniciativa GATE*.
- [8] S. M. System, «La silla de ruedas manual: Lo que el consumidor con LME necesita saber,» Estados Unidos.
- [9] I. Valle, «Sillas de ruedas eléctricas. Opciones de mandos de control y cambios de postura,» *Serie informe sobre ...*, nº 4, pp. 1-55, Septiembre 2013.

- [10] R. Escobar, A. Ronquillo, F. Escobar y M. Alvarez Morujo, «Fisiopatología de los movimientos oculares en la parálisis cerebral infantil,» pp. 1-6.
- [11] Q. Nguyen y S. Jo, «Electric wheelchair control using head pose free eye-gaze tracker,» *IEEE*, pp. 750 - 752, Junio 2012.
- [12] RYTE WIKI, «RYTE WIKI,» [En línea]. Available: https://es.ryte.com/wiki/Eye_Tracking. [Último acceso: 17 06 2019].
- [13] B. Dickson, «What is eye tracking technology?,» 05 01 2017. [En línea]. Available: <https://bdtechtalks.com>.
- [14] tobii dynavox, «tobii dynavox,» [En línea]. Available: <https://www.tobiidynavox.com>. [Último acceso: 06 17 2019].
- [15] H. Torres Salamea y O. S. Alvarado Cando, «Diseño de los controladores para una silla de ruedas multifuncional,» Universidad del Azuay, Cuenca, 2011.
- [16] S. T, V. J y G. Vijayan, «Trackball Controlled Novel, Cost Effective Electric Wheelchair,» *2018 International Conference on Control, Power, Communication and Computing Technologies (ICCPCCT)*, 1-5 Marzo 2018.
- [17] D. C. Yunanto y E. Setyati, «Speech Recognition with Indonesian Language for Controlling Electric Wheelchair,» *2017 International Seminar on Application for Technology of Information and Communication (iSemantic)*, pp. 1-5, Octubre 2017.
- [18] R. Hardiansyah, A. Ainurrohman, Y. Aniroh y F. H. Tyas, «The Electric Wheelchair Control Using Electromyography Sensor Of Arm Muscle,» *2016 International Conference on Information & Communication Technology and Systems (ICTS)*, pp. 1 - 6, Octubre 2016.
- [19] A. Maksud, R. I. Chowdhury, T. T. Chowdhury, S. A. Fattah, C. Shahanaz y S. S. Chowdhury, «Low-cost EEG Based Electric Wheelchair with Advanced Control Features,» *TENCON 2017 - 2017 IEEE Region 10 Conference*, pp. 1-6, Noviembre 2017.
- [20] S. Nikhil y G. Kiran, «Brain-Controlled Driving Aid for Electric Wheelchairs,» *2016 IEEE 13th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, pp. 1-4, Junio 2016.
- [21] T. R. Pingali, S. Dubey, A. Shivaprasad, A. Varshney, S. Ravishankar, G. R. Pingali, N. K. Polisetty, N. Manjunath y P. K.V, «Eye-Gesture Controlled Intelligent Wheelchair using Electro-Oculography,» *2014 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, pp. 1-4, Junio 2014.
- [22] N. Wanluk, S. Visitsattapongse, A. Juhong y C. Pintavirooj, «Smart wheelchair based on eye tracking,» *2016 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, pp. 1-4, Diciembre 2016.
- [23] D. Bai, Z. Liu, Q. Hu, J. Yang, G. Yang, C. Ni, D. Yang y L. Zhou, «Design of an eye movement-

controlled wheelchair using Kalman filter algorithm,» *2016 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA)*, pp. 1-6, Agosto 2016.

- [24] OpenWheelChairFoundation, «OpenWheelChairFoundation,» 2015. [En línea]. Available: <https://openwheelchair.org/>. [Último acceso: 25 06 2019].
- [25] Ningbo Twirl Motor Co, «Twirl,» 2009. [En línea]. Available: <http://www.twirlmotor.com>. [Último acceso: 02 07 2019].
- [26] Pololu Corporation, «Pololu Dual VNH5019 Motor Driver Shield User's Guide,» [En línea]. Available: https://www.pololu.com/docs/pdf/0J49/dual_vnh5019_motor_driver_shield.pdf. [Último acceso: 02 07 2019].
- [27] ATMEL, «alldatasheet,» [En línea]. Available: alldatasheet.com. [Último acceso: 20 07 2019].
- [28] Victron Energy, [En línea]. Available: <https://www.victronenergy.com.es/upload/documents/Datasheet-GEL-and-AGM-Batteries-ES.pdf>. [Último acceso: 26 09 2019].
- [29] A. Rivera López, «Bibliotecas UDLAP,» 16 01 2018. [En línea]. Available: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lis/rivera_1_a/. [Último acceso: 29 06 2019].