

## Diseño de una silla de ruedas controlada por señales EEG para un paciente con parálisis cerebral

*Design of a wheelchair controlled by EEG signals for a cerebral palsy patient*

Cristian Camilo Jiménez<sup>1\*</sup>  <https://orcid.org/0000-0002-6698-7624>  
Oscar Rubiano Montaña<sup>1</sup>  <https://orcid.org/0009-0004-3978-7434>  
Angie Valencia Castañeda<sup>2</sup>  <https://orcid.org/0009-0004-3728-8076>  
Rubén Hernández B.<sup>1</sup>  <https://orcid.org/0000-0001-8152-2633>

Recibido 16 de noviembre de 2023, aceptado 06 de junio de 2024

*Received: November 16, 2023 Accepted: June 06, 2024*

### RESUMEN

La parálisis cerebral espástica es una enfermedad que abarca un gran porcentaje de la población infantil. Por lo tanto, el objetivo de este estudio es realizar un prototipo de silla de ruedas eléctrica con capacidad de control manual y electroencefalográfico. Con este fin, se abre la posibilidad de brindar autonomía y capacidad de desplazamiento a este grupo de pacientes. La simulación fue construida en el entorno de Webots y conectada con el GUI de Matlab mediante los Protocolos de Transmisión de Internet; usando los lenguajes de programación Python, Matlab y C# fue posible simular el desplazamiento, posibilidad de comunicación con luces y sonido. Además, fueron evaluados los materiales potenciales de construcción tanto en costos como el análisis estático.

Palabras clave: Parálisis cerebral, silla de ruedas automatizada, sistemas de rehabilitación.

### ABSTRACT

*Spastic cerebral palsy is a disease that covers a wide range of the child population. Therefore, this study aims to make a prototype electric wheelchair with manual and electroencephalographic control capabilities. The possibility of providing autonomy and mobility to this group of patients is open. The simulation was built in the Webots environment and connected to the Matlab GUI through the Internet Transmission Protocols; using the programming languages Python, Matlab, and C#, it was possible to simulate the displacement and possibility of communication with lights and sound. In addition, potential construction materials were evaluated both in cost and static analysis.*

*Keywords: Cerebral palsy, automated wheelchair, rehabilitation systems.*

### INTRODUCCIÓN

La parálisis cerebral es la condición de discapacidad en la infancia más común diagnosticada a nivel

mundial. Sin embargo, a pesar de que se han realizado diferentes estudios sobre su tratamiento, no existe una cura, pero esta puede ser apoyada por diferentes medicamentos, cirugías o ayudas técnicas

<sup>1</sup> Universidad Militar Nueva Granada. Ingeniería Biomédica. Bogotá, Colombia.

E-mail: est.cristianca.jim2@unimilitar.edu.co; oscar.rubiano@unimilitar.edu.co; ruben.hernandez@unimilitar.edu.co

<sup>2</sup> Universidad Federal do Rio de Janeiro. Engenharia Mecânica. Rio de Janeiro, Brasil.

E-mail: angie.valencia@mecanica.coppe.ufrj.br

\* Autor de correspondencia: oscar.rubiano@unimilitar.edu.co

que permitan mejorar sus habilidades motoras y capacidad de comunicarse con el medio exterior [1]. Entre estas ayudas técnicas, se resalta el uso de la silla de ruedas, ya que permite aumentar la capacidad funcional para la realización de tareas cotidianas al brindarle al paciente la posibilidad de desplazamiento. Además de esto, a lo largo de la historia, las sillas de ruedas han tenido un gran desarrollo tecnológico, en donde se ha logrado su control por medio de diferentes señales electrofisiológicas como lo puede ser la electroencefalografía (EEG).

Si bien es cierto, el cerebro humano es el órgano más complejo que tiene el ser humano, ya que este se encarga de controlar las funciones vitales, cognitivas, recibir, procesar e interpretar toda la información de los sentidos. Sin embargo, puede verse afectado por diferentes afecciones como lo puede ser la parálisis cerebral espástica, o por sus siglas PCE, una enfermedad que afecta a casi 17 millones de personas por año a nivel mundial [2] y en Colombia a 300.000 niños [3]. La PCE es una lesión que se encuentra en la corteza motora durante las etapas de crecimiento, generando la imposibilidad de relajar o tensionar los músculos, se caracteriza por ser una afección no progresiva que afecta las funciones del sistema nervioso, tales como el movimiento, aprendizaje, audición, visión y el pensamiento. Además, limita la actividad motora general de una persona y en muchas ocasiones va acompañada de epilepsia [4].

Con respecto a lo anterior y basándose en las sillas de ruedas desarrolladas previamente, se encuentra que cada investigador ha planteado una solución dependiendo del paciente, debido que la PCE depende de la magnitud del daño [5]-[7]. La mayoría de las soluciones se basan en controles manuales acompañados de sistemas secundarios como lo proponen [8] y [9] con la lectura de movimientos faciales, [10] quien utiliza la electromiografía (EMG), la EEG como la propuesta de [11] o por medio de la interfaz cerebro-computadora (BCI) que requiere de un mayor procesamiento [5], [12]-[14].

La adquisición de EEG se realiza con electrodos como lo hizo [6], los cuales pueden ser activos, flexibles o secos y realizados con diferentes materiales como cobre u oro [14], [15], o por medio del Emotiv EPOC como lo propusieron [16] y [17]. Una vez obtenida la señal se procede al filtrado (0,7

a 30Hz), muestreo, rectificación y suavizado [18]; la resultante es evaluada por BCI, cargada en un sistema embebido, cuya programación suele ser en C++ o LabView [6] y, en algunos casos, procesada gráficamente por Matlab [11].

En cuanto a la parte mecánica de la silla, [12] menciona que los motores para el ajuste del respaldo son servomotores y para el giro de las ruedas motores DC parallax. Así mismo, acerca de los sistemas de seguridad se hace uso de sensores de proximidad, giroscopios, infrarrojos o ultrasonido [17]. Con respecto a la parte física, se tiene en cuenta la antropometría, materiales, factores de riesgo, consideraciones biomecánicas y propiedades mecánicas de los materiales según menciona [19] y la comodidad para el paciente; por lo que se utiliza fibra de vidrio MAT y Woven Roving para impermeabilizar, acero y caucho para soportes, espuma de poliuretano y espuma viscoelástica para el espaldar, asiento y demás apoyos.

A pesar de que se han planteado múltiples diseños de sillas de ruedas, no se ha implementado uno para pacientes con PCE crónica basándose en las limitaciones de movilidad, falta de motricidad e impedimentos de adquisición de las señales fisiológicas. Por un lado, Kishore y Sumak [17] determinaron que el uso de EMG no es el mejor método de adquisición de señales no solo por la falta de estabilidad en personas con PCE debido a los espasmos que pueden causar ruido en la señal sino también por los retrasos en la misma. Además de esto, los modelos presentados fueron evaluados de manera ideal, es decir, en un entorno amplio, seguro, liso y cerrado [5], [9], [15]. Teniendo en cuenta lo anterior, el presente artículo tiene como finalidad mostrar el proceso de diseño de una silla de ruedas mediante la implementación de un control cerebral, que permita el desplazamiento autónomo de una persona con PCE.

## METODOLOGÍA

Para el desarrollo del proyecto se hizo uso del software SolidWorks (SW) 2018 para el modelado virtual del dispositivo, el software de Webots para la construcción de un entorno virtual donde pueda interactuar la silla de ruedas, y el software de Matlab donde radica la interfaz de control del dispositivo; los cuales se detallarán a continuación.

## Diseño

Se estableció el diseño de una silla de ruedas eléctrica cuyo mecanismo de movimiento se planteó a base de piñones y una cadena de transmisión, lo que se logra es obtener un menor gasto energético por medio del uso de dos motores independientes, Figura 1, ya que cada uno maneja una rueda de tracción de 16 pulgadas.

Por otro lado, se seleccionaron llantas de 6 pulgadas como auxiliares para la dirección y soporte ante superficies rugosas o huecas por su sistema de amortiguación. Así mismo, se diseñó un sillín que cuenta con un sistema de reclinación para acomodar la silla por medio de motores paso a paso, y un cinturón de cuatro puntos para proporcionarle seguridad al paciente. Con base a esto, se obtuvieron los siguientes subensambles: *Sistema de tracción y dirección*, *Base inferior (Soportes de unión a los demás sistemas)*, *silla y chasis externo*.

Para la unión y obtención del modelado virtual final, se procedió a unir los sistemas de tracción y dirección a la base inferior, el chasis externo y por último acoplar la silla a todo el sistema inferior. Una vez teniendo el diseño establecido, se procedió a posicionar los componentes electrónicos; tales como, batería, motores, sensores ultrasonido, drivers encargados de control y funcionamiento de la silla. Además, también fueron ubicados los materiales que componen el panel de control manual, estos son el joystick, potenciómetro y botones. Finalmente, se obtuvo un aproximado de 230 piezas donde el modelo se puede visualizar en la Figura 2.

Una vez construido el prototipo se procedió a realizar el análisis estático de materiales, que

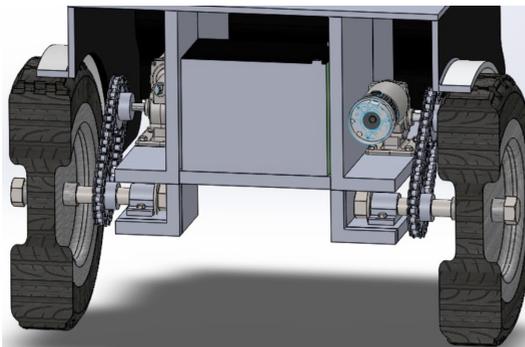


Figura 1. Vista de sección sistema de transmisión del dispositivo.



Figura 2. Modelo virtual construido en SW como prototipo final.

incluyen cálculo centroides, momentos de inercia, esfuerzos, sumatorias de fuerzas, deformaciones, flexiones, torsiones y factores de seguridad en las piezas para evaluación de posibles cambios en el diseño. Para esto, se seleccionaron los materiales y según las tablas del respectivo material se pudieron conocer los datos de capacidad de deflexión, módulo de Young y relación de Poisson. Además, mediante el uso de SW fue posible definir variables como los pesos de las piezas a evaluar, todo lo anterior se puede ver en la Figura 3a y Figura 3b.

## Señal

La siguiente etapa consistió en conocer la señal que iba a tratar, teniendo en cuenta las variables de entrada, cómo lucen y que procedimiento se realiza con ellas para poder obtener señales beta de la corteza motora y premotora. Para ello, se consultaron las bases de datos de Physionet filtradas por Cerebral Palsy o Epilepsy. En base a esto, se obtuvo el EEG de una paciente de 7 años con epilepsia del Hospital de niños de Boston, Figura 4.

Con relación a lo anterior, se propuso el uso de cuatro pares de electrodos diferentes para cada uno de los 4 movimientos (avanzar, detenerse, girar derecha y girar izquierda) y así evitar complicaciones o confusión entre las relaciones de señal-movimiento. Principalmente, se evalúa el comportamiento en

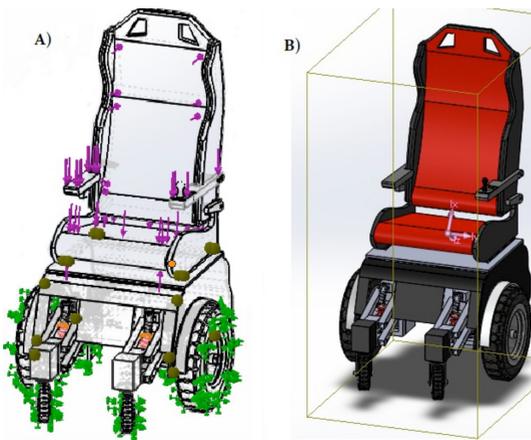


Figura 3. a) Procedimiento análisis estático en SW que es la definición de cargas. b) Representación centro de masa del dispositivo.

C4-P4 y T8-P8 para la condición de los giros de derecha e izquierda respectivamente, ya que aquí radica la corteza motora que tiene estrecha relación con muñeca, manos y dedos, mientras que el segundo par tiene relación con movimientos de la cara. Para los dos movimientos faltantes se escogen los electrodos C3-P3 que se va a relacionar con el dedo pulgar de la mano dominante para avanzar, y CZ-PZ cuya relación está en los pies y dedos del pie, para detenerse. A su vez, para que el paciente pueda comunicarse más fácilmente, mediante el parpadeo

captado entre FP1-F7 se plantea la activación o desactivación de la bocina del dispositivo.

Para la adaptación de las señales a trabajar, se realizó un filtro digital pasa bandas de segundo orden directamente aplicado a la Raw Signal con frecuencias de corte de 12 y 33Hz, con el fin de contemplar únicamente las ondas Beta. En la Figura 5, se puede observar la señal filtrada de los cuatro pares de electrodos por medio del software Polyman, el cual es capaz de leer directamente las extensiones edf propias de electroencefalogramas, seleccionar los canales de interés y realizar diversos tipos de filtrado.

Finalmente, para obtener las señales de entrada del dispositivo en base al EGG se realiza en Matlab el envolvente de las señales, con el fin de realizar las condiciones de seguridad y rangos de funcionamiento.

#### Planificación funcional del dispositivo

La funcionalidad de la silla en un estudio in vitro está pensada para ser implementada en el sistema embebido STM32F746. El entorno virtual se construyó con base en el diagrama presentado en la Figura 6, que consiste en un ciclo continuo que inicia en la lectura del EEG y termina en los diferentes movimientos de la silla. Sin embargo, la silla cuenta con un sistema de seguridad que consiste en un panel de control auxiliar de movimiento cuando el EEG se salga de los parámetros establecidos, dicho panel

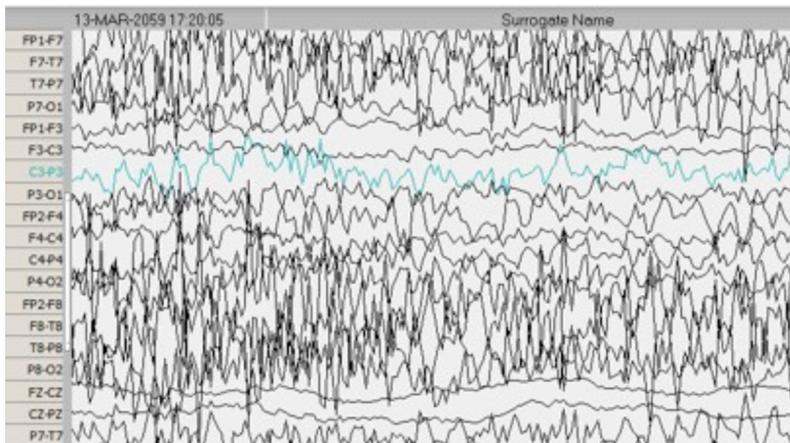


Figura 4. EGG con frecuencia de muestreo de 256 Hz, resolución 16 bits, duración de una hora y sin especificar actividad en el momento de la toma de la señal. Sin embargo, se afirma no hubo ningún tipo de electroestimulación.

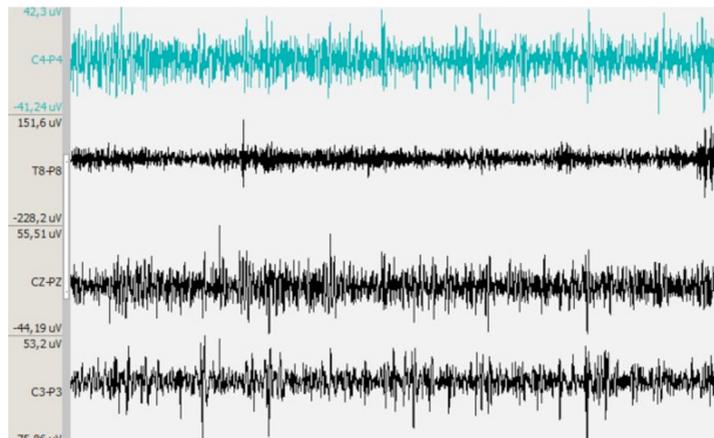


Figura 5. Muestra de las ondas Beta de los pares de electrodos a usar, en un intervalo de un minuto.

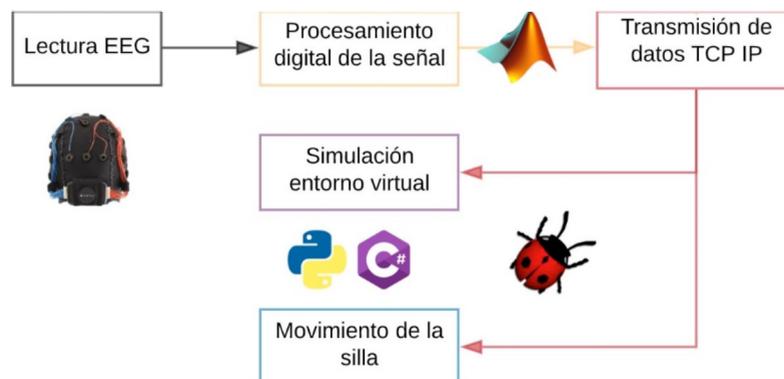


Figura 6. Diagrama de procesos de la funcionabilidad principal del dispositivo en un entorno virtual.

consta de un joystick, botones, potenciómetro de velocidad e indicadores de proximidad.

Entre las funciones de la silla se encuentra la posibilidad de desplazamiento, giros, encender luces, lectura de proximidad por ultrasonido, claxon y reclinación del espaldar. Conociendo las señales de entrada se procedió a realizar un diagrama de flujo presentado a la Figura 10, con el fin de planificar las condiciones de funcionamiento de la silla en base a las señales recibidas por el paciente. En el diagrama se indican las variables y funciones y condiciones o datos necesarios para su correcto funcionamiento.

### Protocolo

El caso de estudio se plantea para un paciente de 7 años de una estatura aproximada de 121 cm,

según el libro de Rosario Ávila Chaurand titulado como dimensiones antropométricas de población latinoamericana, con parálisis cerebral espástica hipertonía-hipotonía cuyo cuadro clínico describe hipoxia perinatal, síndrome bronco obstructivo recurrente multifactorial, retardo del desarrollo psicomotor moderado a severo, epilepsia focal sintomática, luxación de cadera, síndrome de tijera, ausencia de control de cabeza y tronco, oxígeno requirente y uso de sonda de alimentación por gastrostomía. El paciente se comunica por kinésica gestual, además tiene control en una de sus extremidades superiores distales y es capaz de producir sonidos guturales.

La prueba comienza con el consentimiento del paciente para cortar su cabello hasta donde él lo

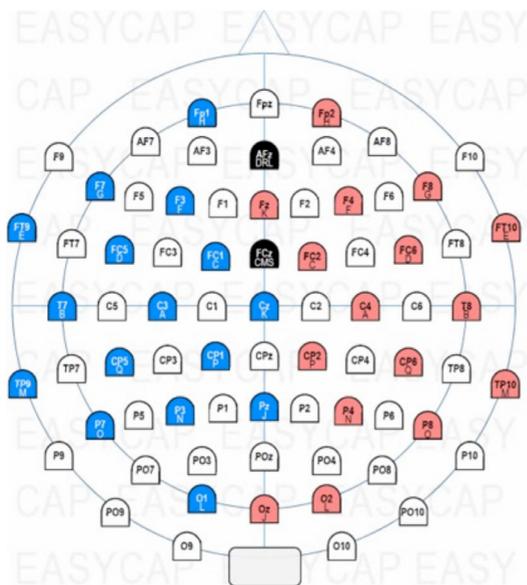
autorice con el fin de disminuir interferencias en la toma de la señal, luego se ubica en posición anatómica sedente con ambos brazos apoyados sobre los apoyabrazos de la silla y se abrocha el cinturón de seguridad. Se tiene en cuenta que el headset del Emotiv contará con los electrodos EPOC Flex Gel Sensors que están compuestos de Ag/AgCl, tamaño de 3.5 mm de alto y 6 mm de diámetro interior, estos se ubicarán en la cabeza del paciente mediante el EMOTIV FLEX que cuenta con 32 canales, lo que toma alrededor de 20 a 30 minutos y cuyo posicionamiento puede variar según se presenta en la Figura 7, donde se observan las 72 posibles ubicaciones de electrodos para EEG en este dispositivo.

Para este estudio serán ubicados según los pares de electro- dos preestablecidos para la toma de las señales de la corteza motora y premotora: C4, P4, C3, P3, CZ, PZ, FP1, F7, T8 y P8. Los cuales se pueden posicionar según el sistema internacional 10-20; en donde se parte de la medición de las líneas medias, pasando ambas por el vértex, la primera desde el nasion hasta el inion y la otra desde el punto preauricular derecho hasta el izquierdo, teniendo las medidas, se calcula el 10% de estas y se van posicionando los electrodos; en el caso del Emotiv

EPOC FLEX, este cuenta en el EPOC Flex Cap. de tamaño personalizado según las medidas del paciente, por lo que tiene cada uno de los espacios correspondientes para el posicionamiento de los electrodos.

Otros ajustes que se deben realizar son los de la caja de control, la cual se pone debajo de CZ para evitar molestias en el paciente al recostar la cabeza en la silla, tener en cuenta que la conexión de cables se realiza uniendo los de color interfieran estos se pueden organizar y tejer sobre el Flex Cap. A continuación, se empieza la fase de reconocimiento de conexiones mediante el Emotiv Xavier Control Panel, luego se pasa a la fase de entrenamiento neuronal mediante el software Emotiv Xavier Testbench. De manera continua, se realiza una explicación de los controles y funcionamiento del dispositivo, para de esta manera proceder con encender la silla neuronal en un ambiente ideal. En cuanto el paciente empiece a relacionarse con el dispositivo se empieza a interactuar con el este, brindándole acompañamiento, seguimiento y tomando nota del comportamiento neuronal. En esta primera parte se le pedirá al paciente realizar los movimientos de la mano, la muñeca, los dedos (de la mano dominante), la cara y los pies, cambiando la fuerza, la frecuencia con la que realiza estos movimientos y la dirección en la que los ejecuta, según se sienta cómodo, se observa las variaciones de las señales en cada uno de los pares de electrodos elegidos y se establecen los rangos en los que la señal es más estable y aseguraría un mejor funcionamiento de la silla dependiendo de las características del paciente. El estudio finaliza 45 minutos después de la fase inicial o cuando el paciente lo requiera, para esto se apaga el dispositivo y seguidamente se retira el casco neuronal; dependiendo como se vaya comportando el estudio se irán añadiendo objetos para darle mayor complejidad, tales como: objetos en el suelo, caminos preestablecidos y sobresalientes en el suelo.

Fuente: Extraída de [20].



para semejar un ambiente real, sin embargo, el lugar consta de tres tipos de superficies diferentes (baldosa, asfalto y arena) para evaluar el comportamiento del dispositivo en ambientes externos e internos, el modelo se puede encontrar en la Figura 8.

Posteriormente se construyó la interfaz de control en Matlab, que consta de la posibilidad de intercambiar entre el control del EEG y el control manual; en el control manual se encuentran ambos sensores de proximidad, la posibilidad de encender luces y bocina, cambiar de velocidad y desplazarse libremente; en el control del EEG se deja estática la velocidad para evitar posibles accidentes y se

configura lo planteado anteriormente. La interfaz se puede detallar en la Figura 9.

Los controladores del Robot de Webots, en este caso la silla de ruedas, fueron programados en los entornos de C# y Python, sin embargo, ambos tienen la misma funcionalidad y transmisión de datos mediante la comunicación TCP/IP, además, los dos códigos se rigen por el diagrama presentado en la Figura 10.

### Análisis de costos

Con el modelo construido en su totalidad y la evaluación de funcionalidad de esta, se procedió a



Figura 8. Entorno virtual donde se evalúa el comportamiento del dispositivo.

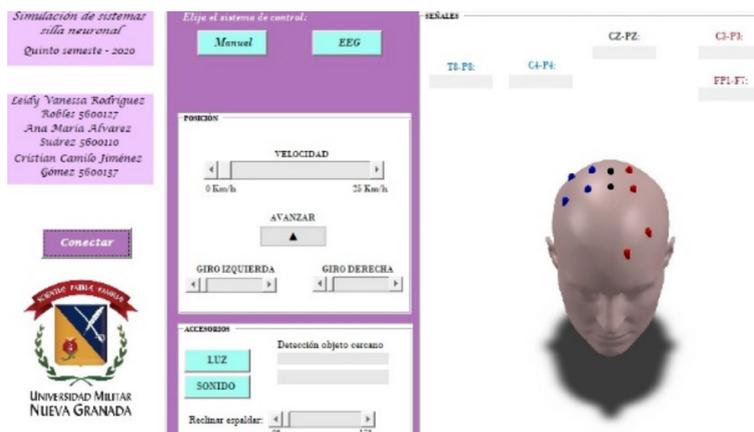


Figura 9. Interfaz de control construida en Matlab.

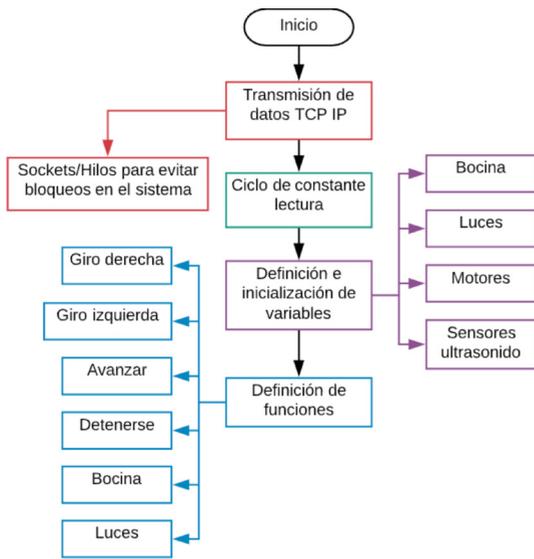


Figura 10. Diagrama de planificación de Vista de sección sistema de transmisión del dispositivo.

realizar un análisis de costos y materiales, en el cual, se tuvieron en cuenta dos casos especiales, que fueron divididos según los costos de cada material a usar. Las variaciones de precio se deben principalmente a la opción de realizarla desde cero o partir de una silla de carro; a la falta de disponibilidad de algunos dispositivos en Colombia, como el Emotiv Epop Flex. Los precios que se mantuvieron constantes fueron: bacteria, sensor ultrasonido, joystick, STM32F746, piñones, polea, cadena, drivers de motores, luces led, módulos, Emotiv epop y láminas y barras de aluminio. Cabe mencionar que estos valores es un aproximado y pueden estar sometidos a cambios por necesidad de diferentes componentes no presupuestados con anterioridad o por mejores referencias en el mercado.

*Primer análisis de costos:* Este primer análisis se toma con los precios más económicos que se encuentran dentro de las cotizaciones realizadas en los diferentes lugares y páginas web. Obteniendo un costo total para la realización de la silla \$ 13.655.354.

*Segundo análisis de costos:* Este análisis de costos fue realizado en base a los materiales que se consideran mejores para la realización de la silla, es decir para el caso de la parte superior de la silla se tuvo en cuenta la cotización del lugar donde se realiza a

medida con asiento reclinable, motores parvalux y el cojín anti escaras gel seat. Obteniendo un costo total para la realización de la silla \$ 24.490.200.

## RESULTADOS

Al definir como materiales principales el aluminio 1060 H14 y el acero ANSI 316L, sus factores de seguridad evaluándose en el límite elástico son de 1,25 y 2,85 respectivamente. Conociendo dichos datos, se puede afirmar que la durabilidad de la silla va a ser extensa en condiciones normales para pacientes con pesos inferiores a 70 Kg según los cálculos realizados, ya que las cargas con mayor magnitud radican en el sub ensamblaje inferior (donde recae casi toda la fuerza del dispositivo) y sin embargo son lejanos al límite elástico de los materiales; en dicha sección se encuentra que la primera pieza en fallar de todo el dispositivo será la base del motor en los pasadores con una carga de 708KPa, y aun así, se obtiene un factor de seguridad de 141. En general, la parte de unión inferior reacciona de manera efectiva al ser un sistema de diversas uniones soldadas entre sí que distribuye las fuerzas y prolonga la vida útil del sistema; sin embargo, con los cálculos de pasadores en esfuerzos cortantes, se evidencia que pueda que la durabilidad de la silla se vea reducida a causa de la fatiga, ya que en las uniones, donde van los pasadores, es donde también hay presencia de cargas transversales de gran magnitud, que pueden llevar a factores como fracturas en la ubicación de los pasadores. Fuera de ello, también están presentes los problemas a causa de los esfuerzos en conexiones, que aceleran el proceso de daño de los pasadores, ya que es en estos cálculos es que se evidencia la presencia de futuras grietas y desgastes, especialmente en las piezas de los carretes del cinturón cuyas cargas en las conexiones son de 515 KPa. También, se encuentra que la gran mayoría de las piezas tienen elongaciones en el orden de milímetros y algunas como el apoyo de los motores en el orden de micrómetros, lo cual resulta beneficioso al poder demostrar teóricamente que hay leves deformaciones en el mecanismo interno. Sin embargo, piezas que soportan directamente grandes pesos, como lo es la base de la batería, la cual está sometida a 28 KPa, tienen deformaciones del orden de centímetros, en este caso de 1,2 cm.

En cuanto al sistema de dos pasadores continuos en los apoyabrazos, no se obtuvo gran impacto en cuanto a la resistencia a la ruptura (ya que hay

presencia de cargas de 19KPa en los pasadores y en las conexiones de 4,1 KPa), es decir, es allí donde primero se rompe la pieza. La fuerza se distribuye en ambos pasadores, pero al ser tan grandes con respecto al área de la pieza donde se encuentran, hacen que el sistema de distribución de carga de dos pasadores continuos sea nulo

Por otro lado, se obtuvo que los componentes electrónicos elegidos son eficientes para el manejo de la silla. Ya que los motores encargados de las ruedas de tracción son capaces de soportar 285 kg, lo que hace que la silla pueda ser usada por pacientes con mayor peso. Asimismo, la batería de 12 voltios y 58 amperios es capaz de cumplir con el sistema energético de la silla, ya que alcanza a tener una potencia de 696W que suplen dos motores DC de 150W, un servomotor de 30W y los demás componentes electrónicos cuya suma en potencia es de aproximadamente 16-18W, permitiendo un uso aproximado de dos horas continuas, lo que es de gran ayuda ya que permite que el paciente sea desplazado con facilidad en ambientes externos, en donde podría resultar difícil encontrar un sistema eléctrico que pueda recargar la batería.

Los sensores muestran ser de gran uso en el entorno de simulación de Webots, ya que detectan todo tipo de superficies y hasta distancias de 500m; del mismo modo, los motores mostraron ser adecuados en la simulación ya que permiten el adecuado desplazamiento del paciente en espacios cerrados.

Mediante el software Polyman es posible realizar el filtrado digital de un filtro pasa bandas según el tipo de ondas que se quieran observar dependiendo de la patología del paciente, para este caso de obtuvieron las ondas Beta las cuales pueden ser observadas posteriormente en MATLAB al realizarles un *envelope* de los valores pico.

Al analizar la señal se obtuvo que es posible implementar un método de seguridad a través de un patrón de amplitudes para cada par de electrodos y de esta manera tener umbrales en donde la silla sea capaz de funcionar, y si las señales están por fuera de estos umbrales la silla entre en sistema de desactivado con el fin de evitar accidentes. Los rangos propuestos para los electrodos C4-P4 entre 35 y 90 [uV], T8-P8 entre 45 y 140 [uV], C3-P3 entre 30 a 60 [uV], CZ-PZ entre 25 a 60 [uV] y FP1-F7

entre 50 y 120 [uV] hace que el reconocimiento de las señales sea más sencillo después del tratamiento en MATLAB.

Finalmente, a partir de las dos interfaces realizadas para Webots, una en Python y la otra en C, con sus respectivas GUI en MATLAB, se evidencia que ambas tienen un correcto funcionamiento, los movimientos corresponden a los comandos enviados, sin embargo, hay un corto retraso en el encendido de la silla. Se diferencian en que el tipo de datos enviados de los sensores desde Webots a MATLAB, por una parte es un unsigned char por lo que se comparan intervalos de números, mientras que por otro lado se envían en código ASCII dependiendo del rango y lo que se compara en MATLAB son caracteres; otra diferencia son los sliders, en la simulación con el controlador en C se configuraron para enviar determinados valores, mientras que en Python, se les realizó un tratamiento a estos datos al llegar a la silla para manejar los rangos desde allí.

## CONCLUSIONES

Con los resultados expuestos en el presente artículo se observa que mediante el uso de diferentes softwares es posible simular el diseño de una silla de ruedas mediante la implementación de un control cerebral que permita el desplazamiento autónomo de una persona con parálisis cerebral espástica haciendo uso de un entorno virtual y teniendo en cuenta las diferentes características físicas de espacio en el que de manera habitual se desenvuelve el paciente.

Atendiendo a estas consideraciones, en cuanto a la parte física y mecánica de la silla, se obtuvo que el diseño planteado es un diseño adecuado gracias a que los factores de seguridad calculados resultan adecuados en cuanto al uso estimado de la silla. Además de esto, la región y todo el sistema inferior permite una distribución de cargas iguales que logra darle mayor vida útil al dispositivo, y a su vez, al estar soldada en la parte superior, por pares de acción-reacción, brinda mayor estabilidad. Sin embargo, en regiones como lo es el soporte de la batería se presentan flexiones y deformaciones significativas, en el orden de centímetros, que pueden progresar significativamente dependiendo del uso que se le dé la silla.

A pesar de que en las diferentes bases de datos no se pudo obtener un EEG de un paciente con

parálisis cerebral espástica, se realizaron las simulaciones en base a un EEG de una paciente de 7 años con epilepsia, logrando de esta manera, tener aproximación más clara del paciente la hora de controlar la silla.

Asimismo, se demostró que una de las posibles maneras para realizar el tratamiento de una señal electroencefalográfica, la cual requiere de un filtrado dependiendo de la onda que se quiera adquirir, es extrayendo los valores pico después de realizar un *envelope* de esta, pues al definir ciertos rangos de trabajo, es posible obtener una interfaz cerebro computadora donde las señales dadas en este caso por los movimientos de los dedos y el parpadeo controlan el funcionamiento de la silla.

Por otra parte, se encontró que para mejorar la conexión TCP/IP se debe tener en cuenta la reducción de imágenes al usar en el GUIDE de Matlab con el fin de poder obtener una mejor transmisión y disminuir el tiempo de inicio de la simulación. De igual modo, mediante el uso del delay es posible mejorar la estabilidad en la comunicación dual cliente-servidor.

Finalmente, cabe decir que los resultados obtenidos en las diferentes simulaciones son favorables para su posterior implementación. No obstante, es necesario tener en cuenta que se pueden presentar ciertos fallos ya que a pesar de que en el entorno virtual se añadieron el mayor número de variables posibles en cuanto al ambiente y funcionamiento real de la silla, existen ciertos factores como las cualidades de los elementos a usar en el momento de la implementación que pueden afectar los resultados.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a las ingenieras Ana María Álvarez Suarez y Laidy Vanessa Rodriguez Robles por los aportes que realizaron para el desarrollo del proyecto.

### REFERENCIAS

- [1] S. Miles, "Celecoxib," in *xPharm: The Comprehensive Pharmacology Reference*, S.J. Enna and D.B. Bylund, Eds., New York, USA: Elsevier, 2007, pp. 1-7, doi: 10.1016/B978-008055232-3.61414-X.
- [2] H. Gaitán-Lee, C.A. Sánchez-Correa, D. Torres-Mejía, M. Quiroga-Carrillo, J.L. Duplat-Lapides y M. Cediél-Echeverry, "Prevalencia de fracturas en niños con Parálisis Cerebral. Estudio de Cohorte Transversal", *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología*, vol. 35, no. 2, pp. 164-168, 2021, doi: 10.1016/J.RCCOT.2021.02.013.
- [3] E. Amador Rodero y L. Montealegre Esmeral, "Funcionalidad de la marcha en niños con parálisis cerebral", *Revista Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación*, vol. 26, no. 2, pp. 162-167, 2016, doi: 10.28957/RCMFR.V26N2A5.
- [4] M.J. Peláez Cantero, E.E. Moreno Medinilla, A. Cordón Martínez y S. Gallego Gutiérrez, "Abordaje integral del niño con parálisis cerebral", *Anales de Pediatría*, vol. 95, no. 4, pp. 276.e1-276.e11, 2021, doi: 10.1016/J.ANPEDI.2021.07.011.
- [5] P. Lahane, J. Jagtap, A. Inamdar, N. Karne, and R. Dev, "A review of recent trends in EEG based Brain-Computer Interface," in *2019 International Conference on Computational Intelligence in Data Science (ICCIDS)*, Chennai, India, 2019, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICCIDS.2019.8862054.
- [6] B. Rodríguez-Tapia, I. Soto, D.M. Marínez, and N. C. Arballo, "Myoelectric Interfaces and Related Applications: Current State of EMG Signal Processing-A Systematic Review," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 7792-7805, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2963881.
- [7] B.M. Faria, L.P. Reis, and N. Lau, "Manual, automatic and shared methods for controlling an intelligent wheelchair: Adaptation to cerebral palsy users," in *2013 13th International Conference on Autonomous Robot Systems*, Lisbon, Portugal, 2013, pp. 1-6, doi: 10.1109/Robotica.2013.6623523.
- [8] B.M. Faria, L.P. Reis and N. Lau, "Cerebral Palsy EEG Signals Classification: Facial Expressions and Thoughts for Driving an Intelligent Wheelchair," in *2012 IEEE 12th International Conference on Data Mining Workshops*, Brussels, Belgium, 2012, pp. 33-40, doi: 10.1109/ICDMW.2012.89.
- [9] J. Toth and M. Arvaneh, "Facial expression classification using EEG and gyroscope signals," *2017 39th Annual International*

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jeju, Korea (South), 2017, pp. 1018-1021, doi: 10.1109/EMBC.2017.8036999.
- [10] A.S. Kundu, O. Mazumder, P.K. Lenka, and S. Bhaumik, "Omnidirectional Assistive Wheelchair: Design and Control with Isometric Myoelectric Based Intention Classification," *Procedia Computer Science*, vol. 105, pp. 68-74, 2017, doi: 10.1016/J.PROCS.2017.01.200.
- [11] Z. Su, X. Xu, D. Jiawei, and W. Lu, "Intelligent wheelchair control system based on BCI and the image display of EEG," in *2016 IEEE Advanced Information Management, Communicates, Electronic and Automation Control Conference (IMCEC)*, Xi'an, China, 2016, pp. 1350-1354, doi: 10.1109/IMCEC.2016.7867433.
- [12] I. Daly *et al.*, "On the control of brain-computer interfaces by users with cerebral palsy," *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 9, pp. 1787-1797, 2013, doi: 10.1016/J.CLINPH.2013.02.118.
- [13] A.C. Lopes, J. Rodrigues, J. Perdigão, G. Pires, and U.J. Nunes, "A new hybrid motion planner," *IEEE Robotics and Automation Magazine*, vol. 23, no. 4, pp. 82-93, 2016, doi: 10.1109/MRA.2016.2605403.
- [14] M. O'Sullivan *et al.*, "Comparison of electrode technologies for dry and portable EEG acquisition," in *2017 7th IEEE International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces (IWASI)*, Vieste, Italy, 2017, pp. 15-20, doi: 10.1109/IWASI.2017.7974202.
- [15] S. Lee, Y. Shin, and H.N. Lee, "Design of active dry electrodes and its evaluation for EEG acquisition", in *2015 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC)*, Jeju, Korea (South), 2015, pp. 560-562, doi: 10.1109/ICTC.2015.7354609.
- [16] S. Arango, A. Peña, M. Maturana y L. Ruiz, "Identificación de Patrones Emocionales Básicos en Publicidad Audiovisual Utilizando Modelos Vectoriales por Adaptación", *Knowledge Engineering*, vol. 3, no. 1, pp. 574-584, 2018, doi: 10.18502/KEG.V3I1.1461.
- [17] B. Šumak, M. Špindler, M. Debeljak, M. Heričko, and M. Pušnik, "An empirical evaluation of a hands-free computer interaction for users with motor disabilities," *Journal of Biomedical Informatics*, vol. 96, p. 103249, 2019, doi: 10.1016/J.JBI.2019.103249.
- [18] M.W.S. Gondal *et al.*, "EMG-based Control of Wheel Chair," in *2022 13th Asian Control Conference (ASCC)*, Jeju, Korea, 2022, pp. 1-5, doi: 10.23919/ASCC56756.2022.9828265.
- [19] A.M. Geers, E.C. Prinsen, D.J. van der Pijl, A. Bergsma, J.S. Rietman, and B.F.J.M. Koopman, "Head support in wheelchairs (scoping review): state-of-the-art and beyond," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 18, no. 5, pp. 564-587, 2021, doi: 10.1080/17483107.2021.1892840.
- [20] S. Paszkiel and P. Dobrakowski "Brain-computer technology-based training system in the field of motor imagery," *IET Science, Measurement & Technology*, vol. 14, no. 10, 2021, doi:10.1049/iet-smt.2019.0522.