

Prototipo De Silla De Ruedas Eléctrica Controlada Por Detección de Estado Ocular e Inclinación de la Cabeza

B. Mayo¹, C. H. Zenteno¹, J. Vázquez²

¹Estudiantes de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas, México.

²Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas, México.

*Autor de correspondencia: bmayo153@ib.upchiapas.edu.mx

Resumen— En este trabajo se presenta el desarrollo e implementación de un prototipo de silla de ruedas no invasivo para personas cuadripléjicas que consta de una cámara web, frente a la cara del paciente para detectar los estados oculares y el ángulo de inclinación de la cabeza. Así, las imágenes de estos movimientos se convierten en 4 comandos básicos (avanzar, detener, giro a la derecha y a la izquierda) en una tarjeta Raspberry Pi 3 y mediante un algoritmo derivado de la técnica Eye Aspect Ratio (EAR) implementado con Python, OpenCV y Dlib. De esta forma, los movimientos controlan dos motores eléctricos AO6-5TH111 (cada uno montado en cada eje de la silla de ruedas) con un puente H modelo IBT-2 BTS7960. Las primeras pruebas, realizada con 20 personas usando el sistema completo, indican que el tiempo de procesamiento de las imágenes es de 14 ms y combinado con nuestro sistema mecánico de la silla, se genera una velocidad constante aproximada de 0.78 m/s. Por lo que, la silla de ruedas requiere de una distancia aproximada de frenado de un 1.1 cm y no requiere de un botón de paro de emergencia. De esta forma, nuestro sistema implementado tiene ventajas importantes comparado con sistemas similares: tercera parte del costo de un sistema comercial similar, se adapta fácilmente a cualquier silla estándar y es de manejo sencillo para pacientes que requieran autonomía de movimiento en una casa-habitación.

Palabras clave—Sistema no invasivo, cuadriplejia, silla de ruedas, estados oculares, inclinación de la cabeza.

I. INTRODUCCIÓN

Cifras de la Organización Mundial de la Salud en 2012, indican que entre 250,000 – 500,000 personas alrededor del mundo sufren lesiones en la médula espinal cada año [1]. Esta lesión afecta emocionalmente al paciente y a las funciones, sensitivas y motoras, de la parte inferior (paraplejia) o en las cuatro extremidades del cuerpo (tetraplejia o cuadriplejia); por lo que es un área de gran interés en la investigación médica y tecnológica.

La silla de ruedas eléctrica controlada por un joystick es la alternativa principal a la silla de ruedas convencional para personas parapléjicas. Actualmente existen pocos métodos asistenciales para personas cuadripléjicas basados en el uso de distintas herramientas o sistemas, e.g. dispositivos de comunicación, computadoras, domótica, etc.

Una de las primeras técnicas fue el “*Sip-and-puff*” que consiste en medir una presión positiva o negativa soplando y succionando respectivamente a través de un tubo para

interactuar con el dispositivo en el que se encuentre integrado. Otro método asistencial “*Tongue Drive System*” [2], utiliza un imán de titanio en la lengua del paciente para controlar un sistema asistencial mediante el contacto con sensores magnéticos. Los sensores se montaron en un retenedor dental para controlar un brazo mecánico y una silla de ruedas eléctrica.

Existen también la técnica electrooculográfica [3] que detecta potenciales generados por los movimientos de un ojo para ejecutar comandos preestablecidos en un dispositivo de asistencia. Occulochair [4] utiliza un método similar con una cámara situada frente al ojo del paciente para procesar video en tiempo real y detectar sus movimientos. Los métodos existentes son invasivos [2] o pueden llegar a causar molestias al usuario, debido a que debe montarse el sistema de detección (electrodos o una cámara convencional), ya que requieren del esfuerzo y la concentración del usuario para generar los impulsos que controlan los movimientos de la silla de ruedas [3,4].

En este trabajo se presenta un sistema asistencial basado en la detección del estado ocular abierto (o cerrado) y la dirección de la inclinación de la cabeza del paciente usando una cámara web para accionar comandos de control en un prototipo de silla de ruedas eléctrica para personas con daño en la médula espinal. La detección de movimientos recolectados con la cámara web se hace con herramientas de procesamiento de imágenes, específicamente, un detector de puntos de referencias faciales incluido en librerías de código abierto en lenguaje C++.

II. METODOLOGÍA

El prototipo implementado consta de una silla de ruedas común, un sistema mecánico y de potencia, una tarjeta Raspberry, una cámara web y dos baterías de tipo AGM-VRLA.

La tarjeta Raspberry es la encargada de adquirir y procesar la información, en tiempo real, de las imágenes de video provenientes de la cámara web. El procesamiento se realiza con el Programa de Detección de Estados Oculares e inclinación de la cabeza (PDEOIC) para extraer comandos de movimiento que se envían al sistema mecánico generando los desplazamientos de la silla bajo el control del usuario. Las dos baterías permiten la alimentación de la tarjeta Raspberry, la cámara web y el sistema mecánico. En la Fig. 1 se muestra el

diagrama de bloques del prototipo implementado, los cuales se detallan a continuación.

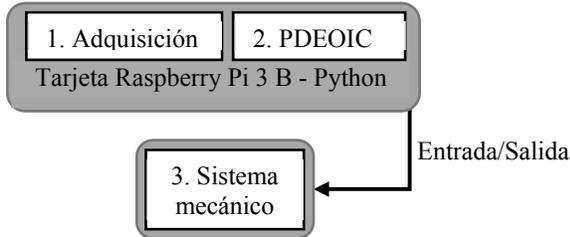


Fig. 1: Diagrama de bloques del prototipo. La numeración corresponde a la etapas indicadas en los métodos de este documento.

1. Adquisición de imagen

La adquisición de imagen en tiempo real se hizo a través de una cámara web Logitech C920 que permite una resolución máxima de 15 Mpx. Para un mayor rendimiento en el programa, se hizo uso del complemento *threading* de Python para dedicar un núcleo del procesador a la adquisición de la imagen y se configuró la cámara a una resolución de 250x200 pixeles para obtener una tasa ideal de 30 fotogramas por segundo (FPS).

2. Programa de detección de estado ocular e inclinación de la cabeza

Para la detección de estado ocular se utilizó el detector de puntos de referencia de Dlib [5], conjunto de librerías de código abierto enfocadas al aprendizaje automático (Machine Learning), originalmente para el lenguaje de programación C++, el cual a partir de un arreglo con las coordenadas de 68 puntos faciales de referencia (ver Fig. 2) puede identificar partes de la cara en una imagen.

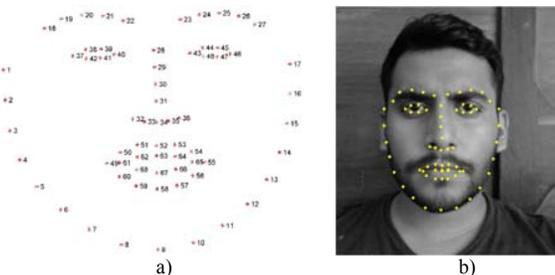


Fig. 2: 68 puntos faciales de referencia: a) Posición teórica de los puntos; b) Detección en tiempo real de los puntos de referencia.

La librería puede trabajar los puntos de manera individual o en conjunto (correspondiente a una parte de la cara). Para detectar el parpadeo del ojo se utiliza la fórmula propuesta (1) usando el coeficiente llamado Eye Aspect Ratio (EAR) [6].

$$EAR = \frac{||p2-p6||+||p3-p5||}{2||p1-p4||} \quad (1)$$

Dónde $p1, \dots, p6$ son los 6 puntos de referencia con las coordenadas correspondientes de cada ojo de manera. Esta ecuación tiene un valor mayor a 0.20 cuando los ojos están abiertos y tiende a 0 cuando los ojos están cerrados, para una mayor precisión se obtiene el coeficiente promediado EAR de los ojos [6]. En la Fig.3 se observa el funcionamiento del programa para detectar si los ojos están cerrados o abiertos, y se indica el umbral de detección correspondiente del coeficiente EAR en cada estado.

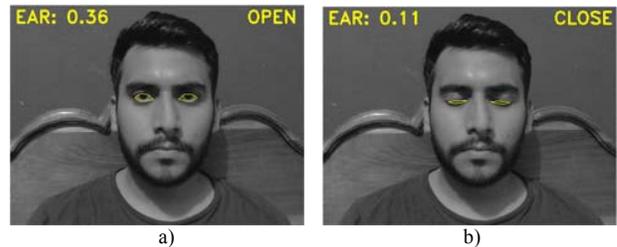


Fig. 3: Eye Aspect Ratio; a) Detección de ojos abiertos, b) Detección de ojos cerrados.

La detección de la inclinación de la cara se realiza calculando el punto medio (B) (ver Fig. 4) de la distancia entre los cantos oculares de cada ojo. Las coordenadas (x,y) de B permiten determinar las distancias al origen A (ubicado en la esquina inferior derecha de Fig. 4a) para calcular el ángulo de elevación o depresión con la función $arctan2$ de la librería Numpy [7].

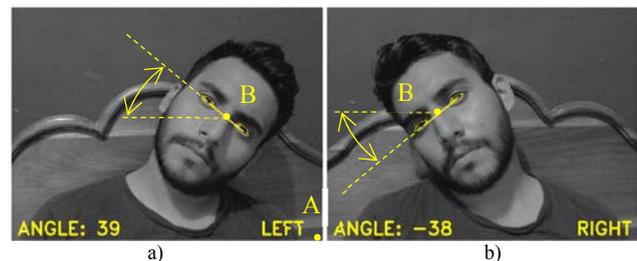


Fig. 4: Detección de ángulo de inclinación (imagen reflejada en espejo) de la cabeza: a) Ángulo de 39° correspondiente a una inclinación hacia la izquierda; b) Ángulo de -38° para una inclinación hacia la derecha.

Para descartar movimientos naturales realizados por la cabeza, los umbrales de los ángulos de elevación y depresión se definieron en 20° y -20° (inclinación izquierda y derecha respectivamente). Para identificar el lado de la inclinación se asignó el signo negativo para el ángulo de depresión y generar el comando correspondiente hacia el lado derecho mientras que el valor positivo corresponde a un ángulo de elevación y un comando hacia la izquierda (también indicado en la Fig. 4a y 4b). Por consecuencia, estas funciones del programa

permiten detectar 4 acciones de control para la silla de ruedas (ver Tabla I).

TABLA I
DETECCIÓN DE MOVIMIENTOS CORRESPONDIENTE A
COMANDOS DE CONTROL PARA LA SILLA DE RUEDAS

Detección realizada por el algoritmo	Respuesta del algoritmo
Cerrar ojos	Avanzar
Abrir ojos	Frenar
Girar cabeza a la derecha	Giro a la derecha
Girar cabeza a la izquierda	Giro a la izquierda

Para evitar errores en la detección de parpadeos cuando el usuario lo realiza naturalmente o se encuentra accionando un giro, el algoritmo debe detectar que los ojos se mantengan cerrados por al menos 4 imágenes continuas para generar el comando de avance. El avance de la silla mientras el paciente cierra los ojos asegura que el movimiento se ejecute por pocos segundos, lo que evita el uso de un algoritmo más complejo de detección y además; el usuario hace uso recurrente a su memoria espacial del entorno en el que se moverá (pensado idealmente para un entorno casa-habitación familiar para el usuario). Toda vez que el usuario avanza y desea actualizar su información espacial, se verá obligado a abrir los ojos.

3. Sistema mecánico y de potencia

Los comandos detectados activan las salidas de propósito general de la Raspberry (GPIO por sus siglas en inglés) de acuerdo a la acción a realizar, las cuales van conectadas directamente al puente H modelo IBT-2 BTS7960 que controla la dirección y activan los motores, el diagrama de conexión de los motores con el puente H se observa en la Fig. 5.

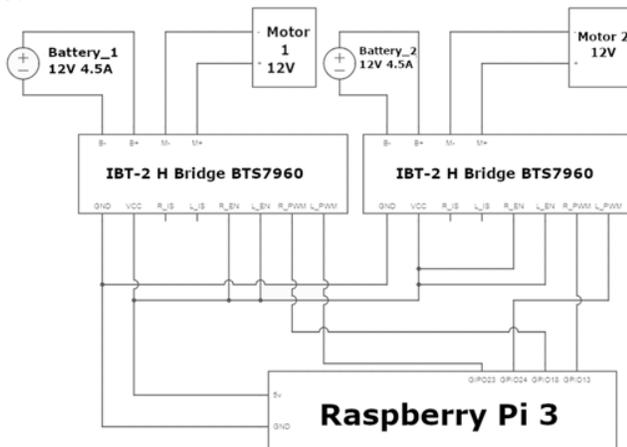


Fig. 5. Diagrama de conexión de los motores.

El sistema mecánico se montó en una silla de ruedas común para adultos (ver Fig. 6a) a la cual se le reemplazaron las llantas principales o ruedas convencionales, por dos llantas neumáticas de 23 cm de diámetro y 7 cm de grosor. En

cada extremo del eje central de la llanta se sujetó un engrane A (ver Fig. 6b) de 15.5 cm de diámetro y de 45 dientes. El engrane A se conecta con el engrane B (de 6 cm de diámetro con 14 dientes) del motor, mediante una cadena tipo Heavy Series Roller de 78 cm de largo en configuración cerrada. Los motores utilizados son de la marca Chengfang modelo AO6-5TH11 A 12V y 5A, alimentados por dos baterías de 12V a 4.5A con un torque aproximado de .83 Kg/m. Este mecanismo se replica para el eje opuesto de la silla de ruedas y en conjunto, permiten una capacidad de carga aproximada de 120 Kg/m.

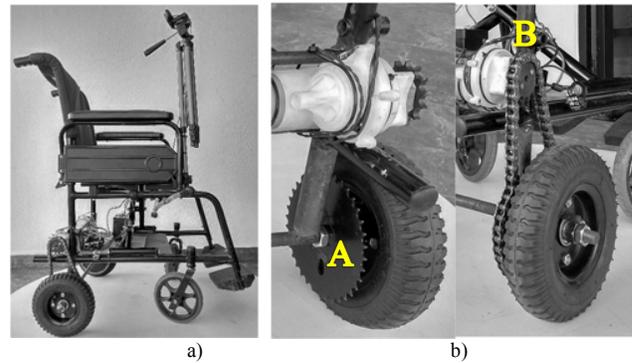


Fig. 6. Prototipo de silla de ruedas eléctrica; a) Vista lateral de la silla; b) Engranajes.

III. RESULTADOS

Se realizaron pruebas del programa a un grupo de 20 personas de 20 a 45 años usando la cámara frente a la cara y a una distancia de 35 cm aproximadamente cuidando no salirse del campo de visión de la cámara al realizar las inclinaciones. Para determinar los parámetros adicionales del sistema implementado, se indicó a las personas que siguieran una trayectoria arbitraria de 10 metros de largo. En la Fig. 7, se puede ver que el umbral de detección de estado abierto se encuentra en un rango de 0.27-0.38, que genera una media de 0.32 ± 0.0284 , mientras que la detección de ojos cerrados está en un rango de 0.10-19 con una media de 0.14 ± 0.0289 .

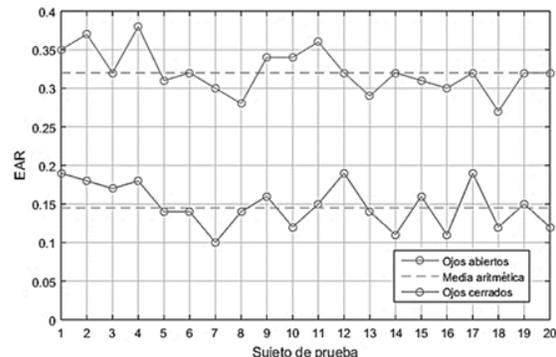


Fig. 7: Comparación de EAR en estado abierto y estado cerrado.

La detección de ángulos en la Fig. 8, en el caso de inclinación hacia la izquierda está en un rango de 21° a 40° y genera una media 30.6 ± 0.047 . Por su parte, el ángulo de inclinación a la derecha se encuentra en un rango de -21° a -42° con una media de -29.6 ± 0.054 .

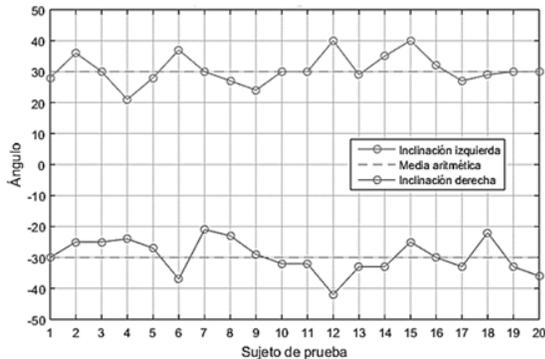


Fig. 8: Valores angulares generados por los movimientos de inclinación donde los valores mayores a cero corresponden a un ángulo de elevación y los menores a cero a un ángulo de depresión.

En la Tabla II se desglosan especificaciones técnicas adicionales medidas con la silla junto con el sistema mecánico implementado.

TABLA II
ESPECIFICACIONES DEL PROTOTIPO DE SILLA DE RUEDAS

Peso de la silla	35.2 Kg
Peso máximo del paciente	100 Kg
Tiempo aproximado de autonomía	90 min
Tiempo aproximado de carga de batería	30 min
Velocidad aproximada con paciente	0.78 m/s
Retraso aproximado en el arranque	40 ms
Tiempo (o distancia necesaria) de frenado	14 ms (o 1.1 cm)
Velocidad del motor	1800 RPM

IV. DISCUSIÓN

El trabajo presentado en este documento involucra diversas áreas de ingeniería que requieren el dominio pleno de diseño y de transferencia tecnológica. El prototipo presentado propone un sistema de costo aproximado de \$10,000.00 MXN con buena respuesta para controlarse sin necesidad de un comando manual. La integración de librerías de software libre, código abierto y multiplataforma para controlar la silla de ruedas presenta la ventaja de usarse y reducir el costo al monto indicado. La silla de ruedas se implementó con elementos mecánicos comerciales y sin dificultad para fabricarse. La aportación principal de nuestro prototipo es el uso de una cámara web y un algoritmo de Detección de Estados Oculares combinado con la activación por inclinación de la cabeza. Todos los participantes en la prueba concluyeron sin dificultad el recorrido indicado en un tiempo promedio menor a 14s. El algoritmo no presenta variaciones importantes en cambios frecuentes de iluminación y se implementó en una tarjeta Raspberry PI 3B.

La respuesta del prototipo en esta tarjeta es de aproximadamente 14 ms a una velocidad constante de 0.78 m/s, y debido a que la distancia necesaria de frenado es de 1.1 cm, la seguridad del usuario no se ve comprometida. Estas características del prototipo son suficiente para utilizarse en las distancias cotidianas en una casa-habitación, en superficies lisas y totalmente planas.

V. CONCLUSIÓN

El sistema requiere de pruebas de respuesta adicionales a trayectorias con diversas configuraciones ya que por el momento se ha evaluado en recorridos lineales con un giro básico. En el estado que se encuentra, nuestro prototipo es funcional y no requiere de modificaciones complejas para adaptar el sistema mecánico. Algunas mejoras importantes a considerar son el uso de un sistema mecánico que permita el uso del prototipo en superficies irregulares o con inclinación, así como la implementación de sensores para evitar colisiones con paredes u objetos inesperados en la trayectoria que el ocupante realice. Por el momento no se ha implementado un botón de paro de emergencia debido a que el sistema se mueve a baja velocidad y en las pruebas realizadas no se presentaron fallas relacionadas con errores en la detección de los avances y los giros, pero no se descarta la implementación del botón de paro accionado por un tercer individuo en caso de emergencia. A futuro se planea mejorar la autonomía actual del prototipo. La capacidad de procesamiento de la tarjeta Raspberry Pi 3 B se ve limitada una vez que ejecuta el programa con todas las funciones del sistema, actualmente existen versiones posteriores a esta tarjeta con una potencia de procesamiento mayor, que implicaría una disminución importante en el tiempo de respuesta del prototipo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] WHO. "A global picture of spinal cord injury" en International perspectives on spinal cord injury. Geneva, Switzerland, 2013, Ch. 2: pp.13-21. ISBN 978 92 4 1564663.
- [2] J. Kim, The Tongue Enables Computer and Wheelchair Control for People with Spinal Cord Injury, vol. 5, American Association for the Advancement of Science, 2013. DOI: 10.1126/scitranslmed.3006296.
- [3] V. P., Ariadna; H. A., Isaak. Aplicación De Técnicas Electrooculográficas En El Control De Una Silla de Ruedas Eléctrica Para Personas Con Discapacidad Motriz. Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, [S.l.], v. 4, n. 1, p. 234-237, sep. 2017. ISSN 2395-8928.
- [4] A. DeMaria, K. Faldu, Occulochair, Senior Project I, The College of New Jersey, New Jersey. 2015.
- [5] D. King, Dlib, 2012 Disponible en: <http://dlib.net/>
- [6] J. Soukupova, J. Cech, Real-Time Eye Blink Detection using Facial Landmarks en 21st Computer Vision Winter Workshop, Rimske Toplice, Slovenia, 2016.
- [7] T. Oliphant, Guide to NumPy, Ed. 2, 2015. ISBN: 978-1517300074.