

Diseño de un sistema inalámbrico de control de silla de ruedas mediante flexión y extensión del cuello enfocado en pacientes tetraplégicos

Cabrera Herrera, Michelle

2024

<https://hdl.handle.net/20.500.11777/5997>

<http://repositorio.iberopuebla.mx/licencia.pdf>

Diseño de un sistema inalámbrico de control de silla de ruedas mediante flexión y extensión del cuello enfocado en pacientes tetraplégicos

Cabrera Herrera Michelle (séptimo semestre en Ingeniería Biomédica)^{1,*}, Laiseca de la Cruz Ariatna (sexto semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Landeros Centeno Carieli (sexto semestre en Ingeniería Biomédica)¹, Rodríguez Orozco Diego (noveno semestre en Ingeniería en Sistemas Computacionales)¹, Moreno Hernández Ana (profesor asesor)¹, Ochoa García Oliver (profesor asesor)¹, Toscano Suárez Rita (profesor asesor)¹ y López Cruz Lester Emmanuel (profesor responsable)¹

¹Universidad Iberoamericana Puebla, San Andrés Cholula, Puebla, México

Resumen

La médula espinal es vital para transmitir señales entre el cerebro y el resto del cuerpo, por lo que lesiones en esta área pueden ocasionar una discapacidad grave. Una de estas lesiones es la tetraplejía, provocada por una lesión a nivel cervical de la médula espinal, la cual afecta la movilidad y sensibilidad en las cuatro extremidades. Debido a esto, es necesario que las personas con tetraplejía cuenten con dispositivos de asistencia de movilidad, como sillas de ruedas, las cuales son clave para mejorar la vida de las personas con tetraplejía. Sin embargo, estas suelen tener limitaciones que afectan la autonomía y comodidad del usuario. Para abordar esta problemática, se desarrolló un prototipo de un sistema de control inalámbrico que permite manipular el movimiento de sillas de ruedas mediante movimientos de flexión y extensión del cuello que fueron censados por un acelerómetro con giroscopio, el cual se programó para mandar instrucciones a una silla de ruedas a escala haciendo uso de módulos Bluetooth. Se realizaron cinco pruebas con alumnos de Ingeniería Biomédica de la Universidad Iberoamericana Puebla, cuyos resultados demostraron que los alumnos tuvieron un desempeño similar en los movimientos de flexión y extensión del cuello para controlar la silla de ruedas a escala, así como en las pruebas de frenado de emergencia. Estos resultados respaldan la efectividad del sistema de control de la silla de ruedas y la capacidad de los participantes para responder de manera consistente a los estímulos.

Palabras clave: Médula espinal, lesión medular, tetraplejía, discapacidad, sistema de control, silla de ruedas.

***Autor Corresponsal:** michelle.cabrera@iberopuebla.mx

Introducción

La médula espinal es una parte fundamental del sistema nervioso que tiene origen en la base del cráneo y baja por la mitad de la espalda, la cual, al formar el Sistema Nervioso Central junto con el encéfalo, transmite señales entre el cerebro y el resto del cuerpo. Los daños en la médula espinal pueden causar cambios temporales o permanentes en la sensación, el movimiento, la fuerza y las funciones corporales debajo del sitio de la lesión y representan una importante causa de discapacidad permanente y mortalidad en niños y adultos [1].

De acuerdo con el Instituto Nacional de Trastornos Neurológicos y Accidentes Cerebrovasculares, las lesiones agudas de la médula espinal (LM) pueden ser causadas por una lesión directa a la médula espinal o por daño al tejido y huesos (vértebras) que rodean a la médula espinal [2]. En la Fig. 1. se puede observar la médula espinal y sus regiones.

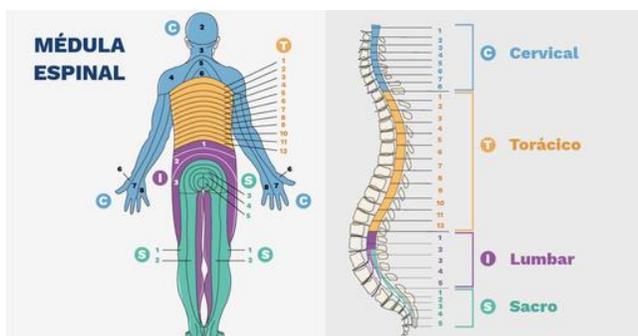
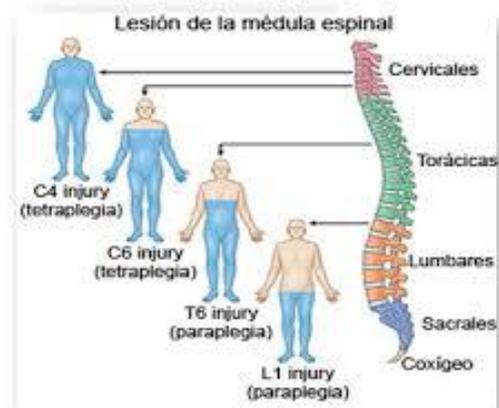


Fig. 1. Médula espinal y sus regiones [3].

Existen diversas causas de LM, las cuales se clasifican según el tipo de pérdida de funciones motoras y sensoriales del paciente. En estas se encuentran: a) paraplejía, que es la pérdida de movilidad y sensibilidad de la cintura hacia abajo, b) triplejía, que es la ausencia de movimiento y de sensibilidad en un brazo y ambas piernas y c) tetraplejía (también conocida como cuadriplejía), que es la ausencia de movimiento y de sensibilidad en las cuatro extremidades y el tronco del cuerpo [4]. En la Fig. 2. se encuentra la



clasificación de las lesiones de la médula espinal de acuerdo con la región afectada.

Fig. 2. Clasificación de las lesiones de la médula espinal de acuerdo con la región afectada [5].

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, más de 500,000 personas al año son diagnosticadas con alguna lesión medular [6]. En cuanto a México, el Censo de la Población y Vivienda realizado por el INEGI en 2020, reportó que más de 6,179,890 personas tienen algún tipo de discapacidad, cuya población está conformada por mujeres en un 53% y hombres en un 47%. De todas las discapacidades, el 48% del total de esa población, son personas que experimentan dificultades con el movimiento [7].

Por otro lado, un análisis epidemiológico realizado en 2021 encontró que, en América Central, la incidencia de lesiones medulares es de 24 personas por cada millón de habitantes [8]. Además, la mayoría de estas lesiones se deben a accidentes de tráfico [6] y se presentan más comúnmente en personas de 16 a 35 años [9, 10].

La tetraplejía se debe a una lesión en el nivel cervical de la médula espinal, ya que es la región encargada del control motor y sensorial de las extremidades superiores, inferiores y el tronco del cuerpo [11]. Esta se puede clasificar de acuerdo al nivel de lesión cervical en tres divisiones: 1) C1-C2, parálisis completa de las cuatro extremidades y los músculos que controlan la respiración, cuyas lesiones son casi siempre mortales sin atención inmediata, especialmente el soporte respiratorio; 2) C3-C4, se presenta igual que el anterior, pero el daño más cercano a C4 puede no bloquear el control de los músculos respiratorios del cerebro y 3) C5-C7, que representa diferentes niveles de parálisis en los brazos y las manos, cuanto más baja la médula espinal, menos generalizada es la parálisis [12].

Con el fin de darles un soporte para realizar sus actividades diarias y mejorar la calidad de vida de las personas con tetraplejía, existen dispositivos de asistencia, los cuales son herramientas diseñadas específicamente para quienes viven con esta condición [13]. Uno de estos dispositivos es la silla de ruedas, la cual ha desempeñado un papel crucial en la mejora de la movilidad para las personas con lesiones de la médula espinal. A lo largo de los años, se ha experimentado numerosas mejoras en diseño y funcionalidad. Desde las sillas de ruedas manuales hasta las eléctricas, la tecnología ha desempeñado un papel fundamental en hacer que la movilidad sea más accesible y cómoda [14]. Sin embargo, las personas con tetraplejía enfrentan desafíos significativos en términos de movilidad y autonomía, especialmente al utilizar sillas de ruedas convencionales. La limitada accesibilidad y la dependencia de dispositivos manuales tradicionales pueden afectar negativamente su calidad de vida [15].

Los pacientes con tetraplejía pueden usar diferentes tipos de sillas de ruedas. Estas pueden ser manuales impulsadas por una persona, eléctricas controladas por un joystick o con sistemas de control mediante switches [16]. No obstante, estos tipos de sillas presentan limitaciones como la dependencia de una tercera persona debido a la ausencia de movimiento y sensibilidad en los brazos que estos pacientes presentan, la cual les imposibilita controlar por cuenta propia su silla de ruedas, pudiendo causar fatiga y estrés para los pacientes.

En este contexto, surge la necesidad de diseñar una solución innovadora que permita el control de una silla de ruedas

mediante movimientos de flexión y extensión del cuello, desarrollando una interfaz intuitiva con el uso de sensores de movimiento y posición. Por este motivo, se tiene como objetivo diseñar un prototipo de un sistema de control inalámbrico que manipule un dispositivo de asistencia de movilidad.

Metodología

Se desarrolló un sistema de control mediante un acelerómetro con giroscopio que controla el movimiento de una silla de ruedas a escala. Este sistema se coloca en el vertex craneal del usuario y recaba la señal creada por el movimiento de flexión y extensión del cuello para mandarle instrucciones a la silla de ruedas, con el fin de controlarla sin hacer uso de las extremidades o de una tercera persona. Para lograr esto, se siguieron los pasos que se detallan a continuación.

Programación del dispositivo de control y de movimiento

Se desarrolló un código en lenguaje C para programar el sistema de control, el cual manda las instrucciones a la silla de ruedas para su movilidad. Dicho código recaba las coordenadas del acelerómetro con giroscopio ADXL345, el cual es un instrumento que mide la aceleración lineal en tres ejes, así como la orientación angular, cuya función es detectar movimientos, inclinaciones y cambios de orientación [17].

En la Fig. 3. se muestra un diagrama de funciones para la programación del sistema de control y de movimiento.

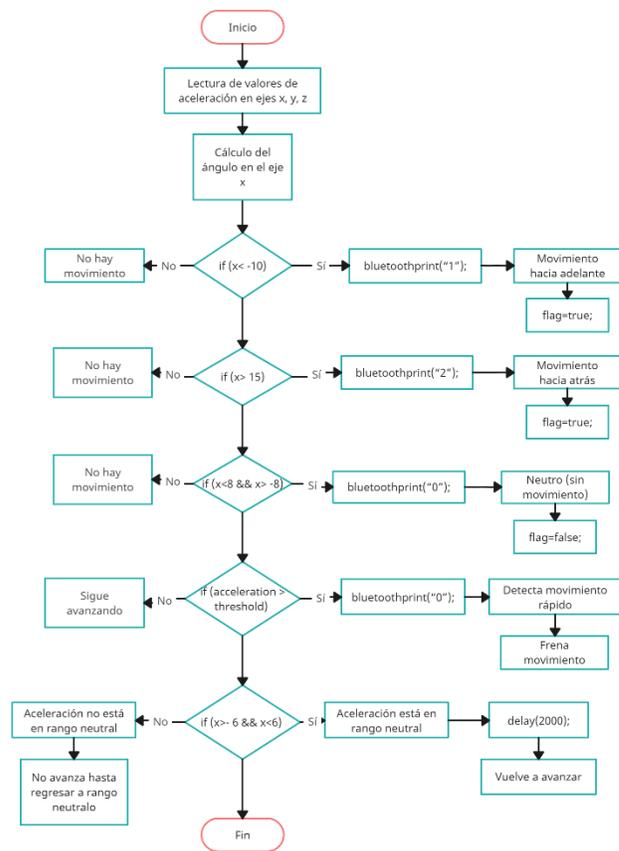
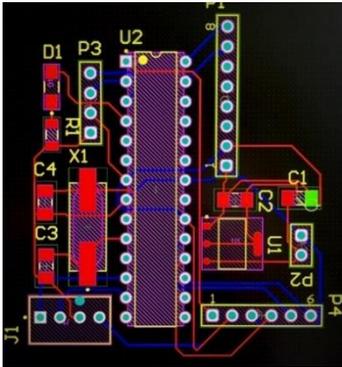


Fig. 3. Diagrama de flujo de instrucciones de la programación.

Desarrollo de placas de circuito impreso e instrumentación

Se desarrollaron placas de circuito impreso (PCB), para el dispositivo tanto de control como de movimiento en el software Altium, posteriormente fueron enviadas a la empresa JLCPCB para su manufactura.

En la primera placa (Fig. 4.) se diseñó un circuito con un acelerómetro con giroscopio ADXL345, además de un microcontrolador ATmega328P-PU para su programación y un módulo Bluetooth HC05 para enviar las instrucciones. Por último, se agregaron componentes esenciales para el funcionamiento del circuito, tales como resistencias, capacitores, un regulador de voltaje, un led, un cristal



oscilador de 16 MHz y pines para la batería de 5V.

Fig. 4. Diagrama electrónico de la placa de circuito impreso (PCB) del dispositivo de control.

La segunda placa (Fig. 5.) se diseñaron conexiones para dos motores de doble eje tipo I. Así mismo, se agregó un puente H, el cual permite controlar variables como la velocidad y el torque de los motores. También se incluyó un módulo Bluetooth HC05 para recibir la información del dispositivo de control, además de un ATmega328P-PU para su programación. De igual manera se incluyeron los componentes como Leds, capacitores, regulador de voltaje y pines de la batería y del programador.

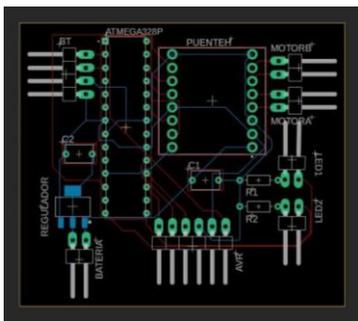


Fig. 5. Diagrama electrónico de la placa de circuito impreso (PCB) del dispositivo de movimiento.

Diseño de dispositivo de asistencia de movilidad

Para probar la efectividad del sistema se diseñó un modelo de silla de ruedas a escala de 1:4 (Fig. 6.). Este paso se realizó en el software SolidWorks para posteriormente realizar el maquinado en impresión 3D.



Fig. 6. Diseño de silla de ruedas a escala 1:4 en SolidWorks.

Pruebas de funcionalidad

Para comprobar la efectividad del circuito sin comprometer a pacientes con tetraplejía, se llevaron a cabo cinco pruebas con estudiantes de la carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Iberoamericana Puebla, con un rango de edad de 20 a 25 años, debido a que en este rango inciden con mayor frecuencia las lesiones medulares [15, 16]. Para calcular el tamaño de la muestra se utilizó la siguiente ecuación:

$$n = \frac{NZ^2S^2}{d^2(N-1) + Z^2S^2} \quad (1)$$

En la cual n es el tamaño de la muestra, N es el tamaño de la población, Z es el nivel de confianza, S^2 es la varianza de la población en estudio y d es el nivel de precisión absoluta [18]. Tomando en cuenta que la población total de estudiantes de Ingeniería Biomédica de la IBERO Puebla es de 90 estudiantes, se realizó el cálculo del tamaño de la muestra.

Considerando un nivel de confianza de 90% y un porcentaje de precisión absoluta de 10%, se obtuvo un valor de z de 1.645, el cual se consultó en la tabla de valor z que se encuentra en el artículo de S. Aguilar [18]. Se tomó un valor de 0.5 para la varianza, ya que es el valor más comúnmente utilizado cuando aún no se tiene un estimado del tamaño de muestra.

Al sustituir los valores previamente mencionados, se obtuvo un tamaño de muestra de 6.3 personas. Sin embargo, para tener un panorama más amplio de los resultados, se optó por duplicar el tamaño de muestra y dividirlo en 2 grupos, uno específicamente de hombres y otro de mujeres.

Para realizar las pruebas, se colocó el dispositivo de control en el vertex (punto más alto del cráneo del ser humano) por medio de una diadema, la cual sirvió como base de la placa.

Prueba 1

Consistió en realizar un movimiento de flexión del cuello durante 5 segundos para que el dispositivo de movilidad se desplazara a lo largo del eje $X+$, para el frenado se debe regresar la cabeza a posición erguida. Posteriormente se registra la distancia recorrida, los grados de inclinación de cabeza y el tiempo de respuesta del sensor.

Prueba 2

Consistió en realizar un movimiento de extensión del cuello durante 5 segundos para que el dispositivo de movilidad se desplazara a lo largo del eje X-, para el frenado se debe regresar la cabeza a posición erguida. Posteriormente se registra la distancia recorrida, los grados de inclinación de cabeza y el tiempo de respuesta del sensor.

Prueba 3

Se realizó un movimiento de flexión del cuello para que el dispositivo de movilidad se desplazara hasta llegar a una distancia de 2 metros, posteriormente se regresa la cabeza a posición erguida para frenar. Se registró el tiempo que tardó en hacer el recorrido y el tiempo de respuesta del sensor para el frenado.

Prueba 4

Se realizó un movimiento de extensión del cuello para que el dispositivo de movilidad se desplazara en retroceso hasta llegar a una distancia de 2 metros, posteriormente se regresa la cabeza a posición erguida para frenar. Se registró el tiempo que tardó en hacer el recorrido y el tiempo de respuesta del sensor para el frenado.

Prueba 5

Finalmente, se realizó un movimiento del cuello, que consistió en un cambio rápido en la aceleración para activar el sistema de frenado de emergencia. El objetivo era medir el tiempo de respuesta del sensor para realizar un frenado de emergencia y verificar si el sensor efectivamente ejecutaba dicho frenado. Si el dispositivo mostraba un frenado absoluto en respuesta al estímulo se colocaba un 1 y si la respuesta al estímulo era nula se colocaba un 0. Todo ello con el objetivo que el sistema diferenciara un movimiento de instrucción con un movimiento involuntario.

Resultados y discusión

Desarrollo de placas de circuito impreso e instrumentación

Como resultados se muestran las placas del circuito impreso manufacturado con los componentes de instrumentación ensamblados (Fig. 7.).

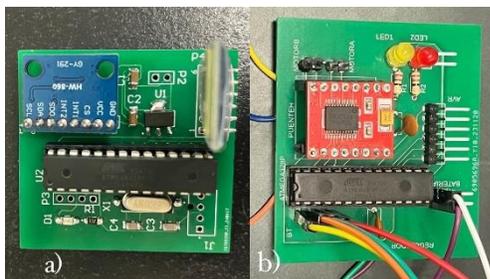


Fig. 7. a) PCB para el dispositivo de control. b) PCB para el dispositivo de movilidad.

En la Fig. 8. se puede observar el dispositivo de control montado en una diadema para colocarse en el vertex craneal.



Fig. 8. a) PCB para el dispositivo de control. b) PCB para el dispositivo de movilidad.

Diseño de dispositivo de movilidad

En la Fig. 9. Se muestra el dispositivo de movilidad que recibe la señal del dispositivo de control y se la envía a los motores para avanzar o retroceder dependiendo del movimiento. En la parte a) se enseña la vista superior y en la parte b) es una vista trasera del dispositivo de movilidad.

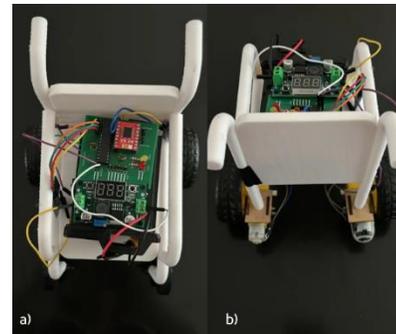


Fig. 9. Montaje de la PCB en el dispositivo de movilidad.

Pruebas de funcionalidad

Se reclutó una muestra de 12 usuarios (6 hombres y 6 mujeres), entre 21 y 25 años de edad, las mujeres con un promedio de edad de 23 años y una estatura promedio de 1.61 m; en el caso de los hombres se obtuvo una edad promedio de 22 años y una estatura promedio de 1.75 m.

Prueba 1

A lo largo de la primera prueba se obtuvo un ángulo promedio de 23. 91° de flexión. En la Fig. 10, se presentan los resultados de la Prueba 1 por grupo estudiado, donde se muestra la distancia recorrida en el eje X+ por la silla de ruedas durante 5 s.

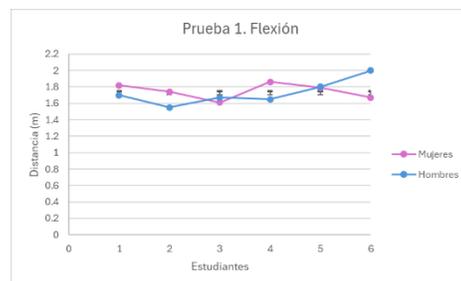


Fig. 10. Gráfica de distancia recorrida en el eje X+ por hombres y mujeres.

La distancia promedio en el eje X+ recorrida por la silla de ruedas al realizar el movimiento de flexión de cuello por las mujeres fue de 1.68 m, tomando en cuenta que el tiempo total recorrido era de 5 segundos, la velocidad promedio del primer grupo fue de 0.34 m/s. A diferencia de las mujeres, los hombres obtuvieron una distancia promedio de 1.79 m, lo que nos da una velocidad promedio de 0.36 m/s. Se calculó una desviación estándar de 0.086 para el grupo de mujeres y 0.142 para el grupo de los hombres, lo que nos indica que no existe una dispersión mayor de datos.

Es importante destacar que el tiempo de respuesta del sistema fue imperceptible al movimiento. Midiendo la seguridad con el tiempo de respuesta, podemos concluir la ausencia de un retardo significativo y, por otro lado, en todas las pruebas tuvimos un éxito ya que la silla de ruedas siempre se movió hacia adelante al detectar un grado de 23.91° de flexión.

Prueba 2

En esta prueba se volvieron a cronometrar 5 segundos y se obtuvo un ángulo promedio de extensión de 32.15° con el objetivo de que la silla de ruedas fuera de reversa en esta parte. A continuación (Fig. 11.), se presentan los datos recolectados.



Fig. 11. Gráfica de distancia recorrida en retroceso en 5 segundos de ambos grupos.

La distancia promedio en el eje X- recorrida por la silla de ruedas al realizar el movimiento de flexión de cuello por las mujeres fue de 1.56 m, y su velocidad promedio fue de 0.31 m/s. Los hombres obtuvieron una distancia promedio de 1.63 m, y una velocidad promedio de 0.33 m/s. Se calculó una desviación estándar de 0.05 para el grupo de mujeres y 0.06 para el grupo de los hombres, lo que nos indica que no existe una dispersión mayor de datos.

Se puede observar que hubo una mayor velocidad en el eje positivo que de reversa. La velocidad en reversa de los motores funciona más lentamente que en dirección positiva debido a la aplicación de la tercera ley de Newton, que establece que a toda acción hay una reacción igual y opuesta. Cuando un motor opera en reversa, está generando una fuerza contraria al movimiento habitual, lo que crea una resistencia adicional que debe superarse.

Los resultados obtenidos respaldan la efectividad del circuito diseñado para controlar la silla de ruedas a escala. También es importante recalcar que la efectividad en esta parte fue del 100%, ya que en ambas pruebas siempre existió una respuesta de la silla de ruedas ante la flexión y extensión del cuello.

Prueba 3

A lo largo de la prueba 3, que consistió en el cronometraje del tiempo que tardó el dispositivo de movilidad en recorrer 2 metros, podemos observar en la Fig. 12 los tiempos promedio de mujeres y hombres. El tiempo esperado para que el dispositivo realizara el recorrido fue de 6 segundos.

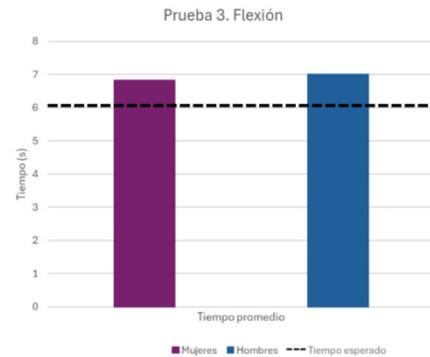


Fig. 12. Promedio del tiempo total en recorrer 2 metros en ejercicio de flexión.

Para el grupo de mujeres se obtuvo un tiempo promedio de 6.83 s, dado que el tiempo esperado fue de 6.00 s, el porcentaje de error fue de 14%; para el grupo de hombres el tiempo promedio fue de 7.00 s, siendo su porcentaje de error de 17%. Esto nos indica que no existe una gran diferencia en el promedio de tiempos entre ambos grupos y la efectividad que obtuvieron las mujeres y hombres fue de 86% y 83% respectivamente.

Prueba 4

A lo largo de la prueba 4, teniendo en cuenta que constaba en un ejercicio de extensión para mover la silla 2 metros, los resultados que detallan los tiempos promedio de cada grupo se muestran en la Fig. 13.

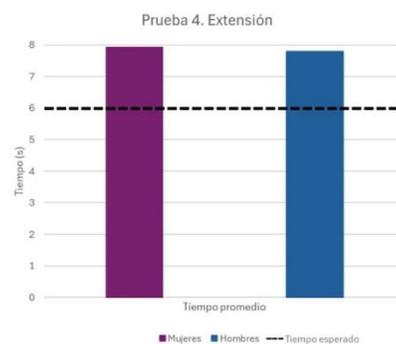


Fig. 13. Promedio del tiempo total en recorrer 2 metros en ejercicio de extensión.

En el grupo de mujeres se obtuvo un promedio de 7.92 s, teniendo en cuenta el tiempo esperado de 6.00 s se calcula el porcentaje de error de 32%, y un 68% de efectividad. Se analizó de la misma con el grupo de los hombres, en el cual

existió un promedio de 7.80 y su porcentaje de error de 30%, por lo que se determina un 70% de efectividad.

El tiempo promedio de ambos grupos es mayor al tiempo esperado de 6.00 s (Fig. 12 y 13). Comparando ambos grupos, las mujeres obtuvieron un tiempo promedio de flexión menor que el de extensión; mientras que para los promedios del grupo de los hombres fue al contrario. Sin embargo, podemos observar que el tiempo en la prueba de extensión (Fig. 13) fue mayor que el tiempo en la prueba de flexión (Fig. 12).

Prueba 5

En la Tabla 1 se presentan los resultados del porcentaje de efectividad del sistema de frenado de emergencia en el grupo de mujeres. En la Tabla 2 se presentan los resultados del porcentaje de efectividad del sistema de frenado de emergencia en el grupo de hombres.

Tabla 1: Porcentaje de efectividad de frenado en 3 intentos para cada mujer

Estudiantes	Sexo	Estatura (m)	Intento 1	Intento 2	Intento 3	% efectividad
1	F	1.62	1	1	1	100%
2	F	1.56	1	1	1	100%
3	F	1.68	1	1	1	100%
4	F	1.57	1	1	1	100%
5	F	1.58	1	1	1	100%
6	F	1.63	1	1	1	100%

Tabla 2: Porcentaje de efectividad de frenado en 3 intentos para cada hombre

Estudiantes	Sexo	Estatura (m)	Intento 1	Intento 2	Intento 3	% efectividad
1	M	1.77	1	0	1	67%
2	M	1.75	0	1	1	67%
3	M	1.67	1	1	1	100%
4	M	1.72	1	1	0	67%
5	M	1.80	1	1	1	100%
6	M	1.76	0	0	1	33%

En la Fig. 14. se observa la comparación entre hombres y mujeres sobre la efectividad del frenado.

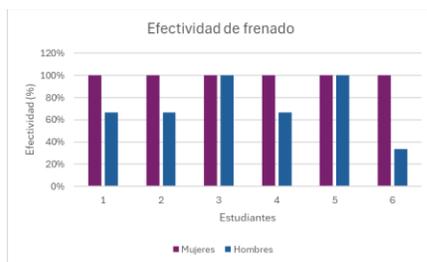


Fig. 14. Porcentaje de efectividad de frenado frente al estímulo en hombres y mujeres.

Estos resultados muestran que la mayoría de los estudiantes en ambos grupos lograron un alto porcentaje de efectividad en el frenado de emergencia, con valores que oscilan entre el 67% y el 100%. Sin embargo, se observa cierta variabilidad entre los estudiantes, lo que podría deberse a diferencias en la respuesta individual al estímulo de aceleración drástica.

Es importante destacar que, de acuerdo con un estudio sobre la movilidad cervical, los valores medios de grados de movimiento son: a) flexión, 52°; b) extensión, 71°; c) rotación, 72°, y d) flexión lateral, 43°. Además, este estudio resalta que la mayoría de las referencias bibliográficas establecen que las mujeres presentan una mayor movilidad cervical que los hombres. Sin embargo, las diferencias son entre 2° y 4° y, generalmente, no son estadísticamente significativas [19, 20]. A la fecha, se desconocen los grados de flexión y extensión máximos alcanzables para una persona con tetraplejia, debido a que las pruebas se realizaron con pacientes no tetrapléjicos; sin embargo, estos pueden variar según el nivel de lesión cervical y las características físicas del paciente, por lo que se ha considerado que el sistema sea adaptable a los grados de flexión y extensión que el paciente logre alcanzar.

Conclusiones, perspectivas y recomendaciones

Se observó que los resultados de las pruebas indican una respuesta efectiva del sistema de control de la silla de ruedas a los diferentes movimientos del cuello, con velocidades y tiempos de respuesta consistentes y adecuados para garantizar la seguridad y la funcionalidad del prototipo.

Por este motivo, se concluye que desarrollar dicho sistema es útil para que el paciente con tetraplejia pueda mover su silla de ruedas en movimientos unidireccionales mediante el movimiento del cuello y con ayuda de los instrumentos implementados.

Las recomendaciones que se plantean a futuro incluyen implementar comandos en el código de programación que permitan al usuario mantener el desplazamiento de la silla de ruedas sin tener que mantener el cuello en flexión o extensión y realizar los ajustes necesarios para que el sistema pueda ser probado en una silla de ruedas eléctrica real.

Referencias

- [1] “Diccionario de cáncer del NCI,” Instituto Nacional Del Cáncer.
<https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/medula-espinal>
- [2] “Spinal cord injury,” National Institute of Neurological Disorders and Stroke. <https://www.ninds.nih.gov/health-information/disorders/spinal-cord-injury>
- [3] “La médula espinal - Labster.” https://theory.labster.com/es/nervous_system_spinalcord/
- [4] “Spinal cord injury,” Stanford Medicine Children’s Health.
[https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=spinal-cord-injury-85-P04278#:~:text=Las%20SCI%20se%20clasifican%20seg%C3%BAAn,los%20brazos%20y%20las%20piernas\).](https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=spinal-cord-injury-85-P04278#:~:text=Las%20SCI%20se%20clasifican%20seg%C3%BAAn,los%20brazos%20y%20las%20piernas).)
- [5] A. Monasterio, “LA TRANSFERENCIA DE NERVIOS EN LA LESIÓN MEDULAR,” Blog De Fisioterapia.
<https://www.blogdefisioterapia.com/la-transferencia-de-nervios-en-la-lesion-medular/>
- [6] World Health Organization: WHO, “Lesiones medulares,” Nov. 19, 2013. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
- [7] “Población. discapacidad.”, INEGI. <https://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx>
- [8] B. B. Lee, R. Cripps, M. Fitzharris, and P. Wing, “The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate,” *Spinal Cord*, vol. 52, no. 2, pp. 110–116, Feb. 2013, doi: 10.1038/sc.2012.158.
- [9] J. Robles, J. González, Y. Saborit, L. Machado, and D. Jaca, “Epidemiología de la lesión medular traumática,” *Revista Cubana De Medicina Física Y Rehabilitación*, 2012.
<https://revrehabilitacion.sld.cu/index.php/reh/article/download/68/48>
- [10] F. Montero, “Actualización sobre la situación de la lesión medular en América Latina: retos y oportunidades en su atención,” *Asociación Colombiana De Medicina Física Y Rehabilitación*, 2022.
<https://revistacmfr.org/index.php/rcmfr/article/download/360/393/1689>
- [11] “¿Qué es tetraplejía?”, *Diccionario Médico - Clínica U. Navarra*. <https://www.cun.es/diccionario-medico/terminos/tetraplejia>
- [12] C. C. M. Professional, “Quadriplegia,” *Cleveland Clinic*. <https://my.clevelandclinic.org/health/symptoms/23974-quadruplegia-tetraplegia>
- [13] «Assistive Technology 101», *LD OnLine*. <https://www.ldonline.org/ld-topics/assistive-technology/assistive-technology-101>
- [14] E. Michael, T. Sytsma, y R. Cowan, «Guía para médicos de atención primaria sobre la prescripción de sillas de ruedas para personas con lesión de la médula espinal», *American Spinal Injury Association*, 2020. <https://asia-spinalinjury.org/wp-content/uploads/2020/07/la-prescripción-de-sillas-de-ruedas-para-personas-con-lesión-de-la-médula-espinal.pdf>.
- [15] S. Delgado y J. Solís, «Propuesta de sistema eléctrico para silla de ruedas económicas para pacientes parapléjicos», *Dialnet*, noviembre de 2021. <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/8326164.pdf>
- [16] P. Herrera-Saray, I. Peláez-Ballestas, L. R. Lira, D. Sánchez-Monroy, y R. Burgos-Vargas, «Problemas con el uso de sillas de ruedas y otras ayudas técnicas y barreras sociales a las que se enfrentan las personas que las utilizan. Estudio cualitativo desde la perspectiva de la ergonomía en personas discapacitadas por enfermedades reumáticas y otras condiciones», *Reumatología Clínica*, vol. 9, n.o 1, pp. 24-30, ene. 2013, doi: 10.1016/j.reuma.2012.05..
- [17] «Módulo Sensor Acelerómetro ADXL345», *VISTRONICA S.A.S*. <https://www.vistronica.com/sensores/imu/modulo-sensor-acelerometro-adxl345-detail.htm>
- [18] S. Aguilar. “Fórmulas para el cálculo de la muestra en investigaciones de salud”, 2005. *Salud en Tabasco*, 11(1-2),333-338. ISSN: 1405-2091. Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=48711206>
- [19] J. Chen, A. B. Solinger, J. F. Poncet, and C. A. Lantz, “Meta-Analysis of Normative cervical Motion,” *Spine (Philadelphia, Pa. 1976)/Spine*, vol. 24, no. 15, p. 1571, Aug. 1999, doi: 10.1097/00007632-199908010-00011.
- [20] T. Prushansky and Z. Dvir, “La prueba de la movilidad cervical: metodología e implicaciones clínicas,” *Osteopatía Científica/Osteopatía Científica*, vol. 3, no. 3, pp. 108–114, Dec. 2008, doi: 10.1016/s1886-9297(08)75759-x.