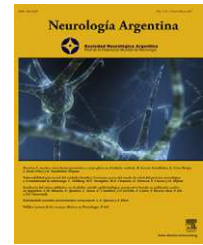




# Neurología Argentina

www.elsevier.es/neurolarg



## Artículo original

# Efecto de la posición del eje trasero de la silla de ruedas sobre la propulsión en personas con lesión medular cervical

Orestes Freixes\*, Sergio Anibal Fernandez, Marcos Jose Crespo, Marcelo Andres Gatti, Diana Muzio y Lisandro Emilio Olmos

FLENI Escobar, Buenos Aires, Argentina

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

#### Historia del artículo:

Recibido el 10 de mayo de 2011

Aceptado el 9 de junio de 2011

On-line el 7 de octubre de 2011

#### Palabras clave:

Lesión medular

Tetraplejía

Propulsión

Posición de eje trasero

Silla de ruedas

### R E S U M E N

**Diseño:** Observacional de mediciones repetidas.

**Lugar:** Pacientes atendidos en FLENI.

**Participantes:** Ocho personas con lesión medular motora C6 con más de un año de evolución con propulsión independiente dentro del hogar que hayan completado un programa de rehabilitación, incluyendo entrenamiento en silla.

**Métodos:** Los participantes propulsaron la silla de ruedas a máxima velocidad sobre un piso liso a lo largo de 10 m en 4 posiciones diferentes de eje trasero. Fueron estudiadas la velocidad y la aceleración. Los datos fueron analizados con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon y con la prueba de Friedman. Se consideró significativo un valor  $p \leq 0,05$ .

**Resultados:** En la posición 1 (eje adelante y arriba) las personas estudiadas alcanzaron la mayor velocidad, mientras que en la posición 3 (eje atrás y abajo) obtuvieron la menor velocidad y la menor aceleración.

**Conclusión:** Posiciones de eje trasero de la silla de ruedas anteriores y arriba favorecen la propulsión en personas con lesión medular motora C6.

© 2011 Sociedad Neurológica Argentina. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

## Wheelchair axle position effect on tetraplegic propulsion performance

### A B S T R A C T

#### Keywords:

Spinal cord injury

Tetraplegia

Propulsion

Axle position

Wheelchair

**Study design:** Repeated measures study.

**Setting:** Chronic Spinal Cord Injury Unit. FLENI Escobar.

**Objectives:** To assess the changes in speed and acceleration associated with different wheelchair axle positions in people with chronic C6 tetraplegia.

**Subjects:** 8 subjects with chronic C6 spinal cord injury who propel their wheelchairs at home.

**Methods:** The subjects propelled the instrumented wheelchair over a 10 m. section of smooth level vinyl floor at maximal speed. The speed and the acceleration were measured in four (4)

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: ofreixes@fleni.org.ar (O. Freixes).

1853-0028/\$ - see front matter © 2011 Sociedad Neurológica Argentina. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.  
doi:10.1016/j.neuarg.2011.06.010

different axle positions. Data were analyzed for significant statistical differences on the Wilcoxon signed rank test and Friedman test.

**Results:** Our study showed that up and forward axle position results in an improvement on the speed. In addition, down and backward axle position results in the lowest speed and acceleration.

**Conclusions:** The up and forward axle position showed to be the best setting for the wheelchair propulsion for subjects with chronic C6 spinal cord injury.

© 2011 Sociedad Neurológica Argentina. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

## Introducción

Las personas que sufren una lesión completa de la médula espinal cervical utilizan la silla de ruedas como medio de movilidad primario, transfiriendo toda su demanda de energía diaria a los miembros superiores<sup>1,2</sup>. La silla de ruedas motorizada y la silla de ruedas ultraliviana son las alternativas posibles en el momento de realizar la indicación de la misma<sup>3</sup>. Diversos factores como facilidad para el transporte, beneficios cardiorrespiratorios y accesibilidad hacen que la silla de ruedas manual sea la de elección para esta población<sup>4</sup>.

Las personas con tetraplejía C6 completa poseen inervación parcial de la musculatura del hombro y ausencia de inervación del tríceps braquial. Estas representan un subgrupo especial que, con el equipamiento adecuado y una apropiada configuración del mismo, pueden llegar a propulsar la silla dentro del hogar<sup>5</sup>.

Distintas investigaciones han estudiado variables como tamaño y comba de las ruedas traseras, diámetro del aro de impulso y posición del eje trasero analizando el gasto energético y la eficiencia mecánica de la propulsión<sup>6-9</sup>.

Estudios realizados en personas parapléjicas determinaron que los mayores cambios en la velocidad y en la aceleración se generan cuando la posición del eje trasero es anterior y hacia arriba. Esta posición de eje aumenta el ángulo de contacto de la mano con el aro, determina picos de fuerzas menores, genera menor frecuencia de empuje a velocidad constante y disminuye la resistencia al desplazamiento<sup>10</sup>.

Hasta el momento no hay publicaciones que comparen diferentes posiciones de eje trasero de silla en sujetos con lesión medular completa C6 ASIA A. En este grupo de personas es de particular importancia maximizar la eficiencia de la propulsión, ya que representan el último nivel de lesión cervical con posibilidades de usar silla de ruedas manual.

El objetivo del estudio es analizar la velocidad y la aceleración en 4 posiciones de eje trasero de la silla de ruedas. Nuestra hipótesis es que posiciones de eje adelante y arriba mejoran la velocidad y la aceleración, optimizando la propulsión de estas personas dentro del hogar.

## Métodos

Fueron evaluados 8 sujetos con lesión medular motora C6 ASIA A, de acuerdo a la clasificación de *American Spinal Injury Association* (ASIA)<sup>11</sup>. Todos ellos propulsaban la silla de ruedas en sus hogares. Las características de los mismos están descritas en la [tabla 1](#). Las personas fueron seleccionadas de la

base de datos de nuestra institución y aceptaron participar de este trabajo de forma voluntaria, dando su consentimiento. El presente estudio fue aprobado por el Comité de Ética Institucional.

### Criterios de inclusión

1. Sujetos con lesión medular C6 ASIA A.
2. Más de un año de evolución.
3. Que hayan completado un programa de rehabilitación, incluyendo entrenamiento en silla.
4. Propulsión independiente dentro del hogar.
5. ROM conservado en miembros superiores, tronco y pelvis.

### Criterios de exclusión

1. Dolor de hombro.
2. Contraindicaciones médicas tales como traumatismo de cráneo, demencia, abuso de drogas o alcohol, condición psiquiátrica, problemas cardiacos y/ o respiratorios, o cualquier otra limitación clínica que le impida participar del estudio.

### Laboratorio de análisis de movimiento

El estudio se realizó en el Laboratorio de análisis de movimiento de FLENI Escobar con las siguientes características: sistema de captura de movimiento Elite (BTS, Italia), 6 cámaras infrarrojas con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Marcadores reflectivos en: acromion derecho, apófisis espinosa de C7, esternón, respaldo de la silla a la altura de la segunda sacra, olécranon, estiloides radial, estiloides cubital, cabeza del tercer metacarpo, eje de la rueda derecha y dos marcadores radiales en la rueda. Para el cálculo de la cinemática angular del miembro superior se utilizó una adaptación del modelo descrito por Rab et al.<sup>12</sup>. Para el desarrollo del modelo y el cálculo de los parámetros cinemáticos se utilizó el programa SMART Analyzer (BTS, Italia).

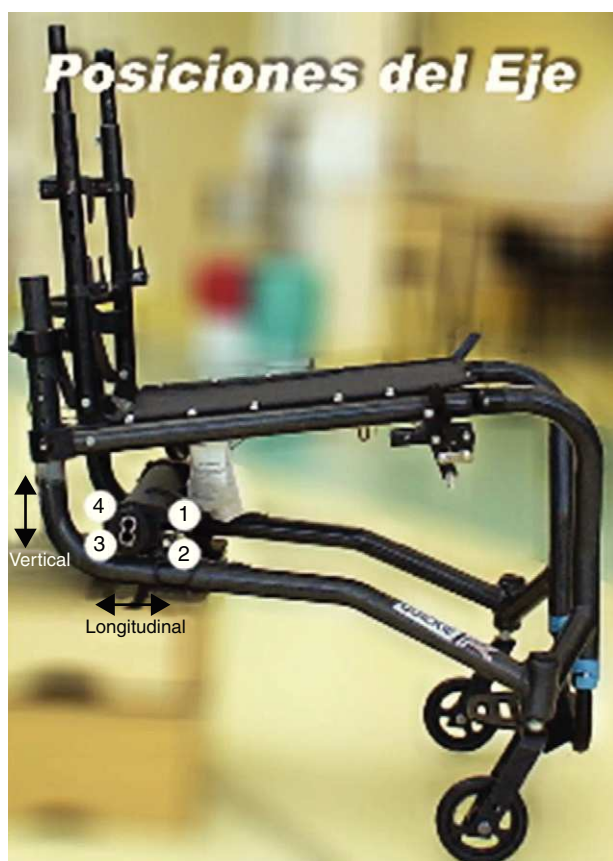
### Silla de ruedas

Se utilizó una silla de ruedas marca Quickie modelo R2 ultraliviana (Sunrise Medical, Longmont, CO, EE.UU.) con ruedas traseras neumáticas de 26 pulgadas (66 cm) y aro para empuje antideslizante de 23 pulgadas (59 cm), ruedas delanteras de poliuretano de 4 pulgadas (10 cm) de diámetro, ancho de asiento de 16 pulgadas (41 cm), profundidad de asiento de 16 pulgadas (41 cm), dos grados de comba en ruedas traseras y respaldo JAY 2 mediano. El eje de rueda trasera permitió ser desplazado en sentido longitudinal, mientras que el

**Tabla 1 – Características de los sujetos**

Participantes	Edad	Sexo	ASIA (nivel motor)	Peso (kg)	Altura (cm)	Tiempo de evolución (meses)
1	35	M	C6 A	90	180	20
2	23	M	C6 A	68	176	44
3	17	M	C6 A	82	182	28
4	27	M	C6 A	80	180	83
5	23	M	C6 A	70	175	52
6	33	M	C6 A	84	188	23
7	44	M	C6 A	73	173	12
8	57	M	C6 A	65	173	37

ASIA: American Spinal Injury Association



**Figura 1 – Posiciones del eje trasero de la silla de ruedas.**

desplazamiento en sentido vertical fue regulado a través de la altura posterior del asiento (fig. 1).

Fueron estudiadas 4 posiciones de eje trasero. Las mismas surgen de ser las más utilizadas por la Clínica de la silla de ruedas de nuestra institución.

Moviendo el eje hacia delante resulta en una posición sentada posterior relativa a la rueda trasera, y moviendo el eje hacia atrás resulta en una posición sentada anterior relativa a la rueda trasera. Moviendo el asiento hacia abajo resulta en una altura mayor de rueda trasera y desplazándolo hacia arriba resulta en una altura menor de ruedas trasera. El desplazamiento del eje fue realizado en dirección horizontal y vertical:

- Hacia delante 0,64 cm (0,25 pulgadas) y 4,48 cm (1,75 pulgadas) con respecto al respaldo.
- Hacia abajo 11,52 cm (4,5 pulgadas) y 16,64 cm (6,5 pulgadas) con respecto al asiento.

#### Recolección de datos

El sujeto realizó un calentamiento de 5 minutos. Posteriormente, se tomaron los datos mientras el sujeto propulsaba la silla de ruedas sobre un piso liso a lo largo de 10 m. En cada posición de eje el sujeto realizó 5 pasadas a máxima velocidad. Las primeras dos pasadas sirvieron para que el paciente se familiarizara con las condiciones de la prueba. Las tres últimas pasadas se utilizaron para el análisis de las variables a estudiar. Entre cada pasada el sujeto tuvo 5 minutos de descanso. Las diferentes posiciones de eje analizadas se eligieron de forma aleatoria para cada persona estudiada.

#### Análisis de datos

Fueron analizadas las variables de velocidad y aceleración. Las mismas fueron calculadas como el promedio de los valores instantáneos de cada pasada. La velocidad fue calculada como el valor promedio de la velocidad lineal del marcador sacro. La aceleración fue obtenida como la primera derivada temporal de la velocidad. El valor obtenido finalmente es el promedio de los ciclos de propulsión analizados en las tres pasadas que se realizaron en cada posición de eje estudiada. Los datos fueron analizados con la prueba de rangos con signo de Wilcoxon y con la prueba de Friedman. Se consideró significativo un valor  $p \leq 0,05$ .

## Resultados

### Velocidad media

La posición 1 muestra diferencias significativas con respecto a las demás posiciones, determinando que es la posición donde se alcanzó la mayor velocidad. La posición 3 resultó ser la más lenta, presentando diferencias significativas con el resto de las posiciones estudiadas (tablas 2 y 3).

### Aceleración media

En la posición 3 los sujetos alcanzaron la menor aceleración, presentando diferencias significativas con el resto de las

**Tabla 2 – Velocidad y aceleración en diferentes posiciones de eje**

Parámetros		Resultados				Test de Friedman	
		Posiciones de eje					
		1	2	3	4		
Velocidad (m/seg)	Mediana (Mín-max)	1,1 (0,97-1,34)	1,02 (0,91-1,3)	1,01 (0,83-1,13)	1,07 (0,95-1,22)	Chi <sup>2</sup>	18,6
Aceleración (m/seg <sup>2</sup> )	Mediana (Mín-max)	0,085 (0,07-0,38)	0,077 (0,05-0,25)	0,049 (0,03-0,09)	0,084 (0,07-0,12)	p	< 0,001 <sup>a</sup>
1: Eje adelante y arriba; 2: eje adelante y abajo; 3: eje atrás y abajo; 4: eje atrás y arriba.							
<sup>a</sup> Se consideró significativo un valor p ≤ 0,05.							

**Tabla 3 – Velocidad y aceleración en diferentes posiciones de eje**

Parámetros		Comparaciones múltiples relacionadas					
		Posiciones de eje					
		1 vs 2	1 vs 3	1 vs 4	2 vs 3	2 vs 4	3 vs 4
Velocidad	p	0,012 <sup>a</sup>	0,012 <sup>a</sup>	0,012 <sup>a</sup>	0,036 <sup>a</sup>	0,889	0,012 <sup>a</sup>
Aceleración	p	0,575	0,012 <sup>a</sup>	0,263	0,050 <sup>a</sup>	0,575	0,012 <sup>a</sup>
1: Eje adelante y arriba; 2: eje adelante y abajo; 3: eje atrás y abajo; 4: eje atrás y arriba. Prueba de rangos con Signo de Wilcoxon.							
<sup>a</sup> Se consideró significativo un valor p ≤ 0,05.							

posiciones. No se lograron ver diferencias significativas entre la posición 1, 2 y 4 (tablas 2 y 3).

## Discusión

La velocidad y la aceleración son variables fundamentales para la propulsión independiente dentro del hogar, debido a las cortas distancias que allí se recorren. Este estudio demuestra que la mayor velocidad se alcanza en la posición 1 (adelante y arriba) del eje trasero de la silla de ruedas. Al mismo tiempo, en la posición 3 (atrás y abajo) del eje trasero de la silla de ruedas se obtiene la menor velocidad y aceleración. Estos resultados están relacionados con estudios previos realizados en sujetos con lesión medular torácica, que determinaron que la posición del eje adelante y arriba decrece la resistencia al desplazamiento y mejora la biomecánica y la eficiencia de la propulsión<sup>7,8,13,14</sup>. Por el contrario, Kotajarvi estudió la propulsión en personas parapléjicas y determinó que diferentes posiciones de eje no generan cambios en la velocidad y en la frecuencia de empuje. Esta diferencia puede deberse a que dicho estudio se realizó sobre rodillos, lo que neutraliza la inercia que genera la silla de ruedas en movimiento<sup>9</sup>.

La posición de eje trasero también modifica el radio de giro; cuanto menor es la distancia entre el eje de las ruedas delanteras y el eje de las ruedas traseras menor será el radio de giro. Un radio de giro pequeño hace que la silla de ruedas sea más fácil de manejar y permite una mejor accesibilidad. Asimismo, genera inestabilidad posterior<sup>9</sup>.

Cabe destacar que en nuestro estudio todos los sujetos, en las diferentes posiciones de eje estudiadas, siguieron los parámetros descritos por Van der Woude. Él determinó que la altura ideal de la posición sentado es aquella en la cual el ángulo entre el brazo y el antebrazo está entre 100 y 120°,

estando la mano apoyada sobre la parte superior del aro de propulsión<sup>15</sup>.

Nuestro estudio está limitado al análisis de dos variables cinemáticas de la propulsión. Sería apropiado medir la actividad muscular específica de los músculos involucrados, el consumo de oxígeno de cada participante y el rango de movimiento del hombro. Con estos parámetros se podría medir la eficiencia de la propulsión en cada posición. Además, sugerimos en futuros estudios determinar si hay diferencias entre la población estudiada y la población con tetraplejia C7 que tiene inervación del tríceps, músculo determinante en la propulsión.

## Conclusión

Posiciones de eje trasero de la silla de ruedas anteriores y arriba favorecen la propulsión en personas con lesión medular motora C6. Por tal motivo, es determinante para este tipo de pacientes tener una silla de ruedas apropiada que les permita modificar la configuración acorde a sus necesidades.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Kulig K, Newsam CJ, Mulroy SJ, Rao S, Gronley JK, Bon-trager EL, et al. The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech.* 2001;16:744-51.

2. Mulroy SJ, Farookhi S, Newsam CJ, Perry J. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:925-34.
3. Seidel M. Ultralight or power? *Rehab Manag.* 2006;19:24-6.
4. Devillard X, Rimaud D, Roche F, Calmels P. Effects of training programs for spinal cord injury. *Ann Readapt Med Phys.* 2007;50:490-8, 480-9.
5. Richter WM. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. *Med Eng Phys.* 2001;23:707-12.
6. Rodgers MM, Keyser RE, Gardner ER, Russell PJ, Gorman PH. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 2000;37:283-95.
7. Brubaker CE. Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. *J Rehabil Res Dev.* 1986;23:19-26.
8. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair handrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81:608-13.
9. Kotajarvi BJ, Sabick MB, Kai-Nan An, Zhao KD, Kaufman KR, Basford JR. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41 3B:403-14.
10. Paralyzed Veterans of American Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals. *J Spinal Cord Med.* 2005;28:434-70.
11. Maynard Jr FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno Jr JF, Donovan WH, Ducker TB, et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury American Spinal Injury Association. *Spinal Cord.* 1997;35:266-74.
12. Rab G, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture.* 2002;15:113-9.
13. Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehabil Res Dev.* 1992;29:12-28.
14. Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD. Handrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:856-64.
15. Van der Woude LHV, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1989;26:31-50.