



# RESNA

Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America

---

**Posición de RESNA sobre el uso de Sillas de Ruedas Manuales Ultraligeras**

Septiembre 11 - 2018

Sociedad de Ingeniería de Rehabilitación y Tecnología Asistencial de América del Norte

1560 Wilson Blvd, Suite 850  
Arlington, VA 22209  
Teléfono: 703-524-6686  
Fax: 703-524-6630

Aprobado por la Junta Directiva de RESNA 27 de marzo de 2012

## Resumen

Desde su comienzo, la industria de sillas de ruedas manuales ha hecho la transición de dispositivos con ruedas que requerían que la persona se adaptara al dispositivo, a una época en que el dispositivo está diseñado para adaptarse a la persona y al estilo de vida del individuo. Las primeras sillas de ruedas manuales eran esencialmente sillas de madera con ruedas. En 1930 y 40, la silla de ruedas con plegado en X-frame fue desarrollada por Herbert A. Everest y Harry C. Jennings. Una revolución del diseño se produjo durante los años 70 y 80, lo que incorporó avances en el diseño y fabricación de la silla de ruedas, incluida la disminución del peso de la silla, aumentando la maniobrabilidad y la disminución del desgaste de las personas que usan la silla de ruedas. Los avances más recientes en los años 1990 y 2000 están en el sector manufacturero, que permite a las personas que utilizan una silla de ruedas, obtener una silla personalizada que coincide con sus dimensiones anatómicas específicas, brindan movilidad para realizar una amplia gama de actividades.<sup>1-3</sup>

Una gama de sillas de ruedas manuales está actualmente disponibles con características que varían en el diseño del marco y configuración, peso, durabilidad, ajustabilidad, personalización y accesorios. Estas características se pueden personalizar para cumplir con el uso previsto y la esperanza de vida esperada de la silla de ruedas. La silla de ruedas manual ideal es tan ligera como sea posible, duradera para el uso continuo a largo plazo y configurada a medida para cumplir la movilidad y las necesidades posturales específicas del usuario previsto.

La posición de RESNA sobre el uso de las sillas de ruedas manuales es que éstas sean completamente personalizables, tan livianas como sea posible, durables para uso continuo a largo plazo, con ruedas traseras y asientos personalizables, considera que son la única opción aceptable para personas que dependen de sillas de ruedas manuales para su movilidad.

Actualmente, estas sillas de ruedas se identifican como sillas de ruedas manuales ultraligeras. El propósito de este documento es proporcionar evidencia externa, como parte de la práctica basada en la evidencia, que incluye principios de rehabilitación e ingeniería para apoyar la aplicación apropiada de las sillas de ruedas manuales completamente personalizables. Siempre que sea posible, este documento utiliza la terminología del estándar RESNA para Sillas de ruedas - Volumen 1: Requisitos y métodos de prueba para sillas de ruedas (incluidos Scooters) - Sección 26: Vocabulario.<sup>4</sup>

El propósito de este documento es compartir aplicaciones clínicas típicas y proporcionar evidencia de la literatura que respalda la aplicación de esta Tecnología de Intervención Asistencial, para ayudar a los profesionales en la toma de decisiones y la justificación. La intención es reemplazar el juicio clínico relacionado con las necesidades específicas del cliente.

## Alcance

Para los propósitos de este documento, una silla de ruedas manual ultraligera (ULWC) se define como una silla de ruedas totalmente configurable y/o ajustable que es tan liviana como sea posible, está diseñado como el dispositivo de movilidad principal de un individuo y no incluye características tales como inclinación o reclinación. Dependiendo de la fuente, una silla de ruedas ultraligera ha sido definido con menos de 30 lbs.<sup>5</sup>, (13,61 kg).<sup>6</sup> O menos de 25 lbs, (11.34 kg).<sup>2</sup> Dado que la intención de este documento como una guía para la aplicación del producto específico, no se utilizará para definir las recomendaciones hechas en esta posición. Actualmente, numerosas sillas de ruedas pesan menos de 20

lbs. (9.07 kg). Promoverlas anticipa una reducción de peso a medida que la tecnología continúa avanzando.

El peso de un ULWC depende de numerosas características incorporadas en el conjunto del diseño de la silla de ruedas, e incluye asientos y cualquier otro accesorio agregado. Estas características y accesorios adicionales, a menudo incorporados en el sistema de asiento (asiento cojín y respaldo), son necesarios para cumplir con el soporte postural único requisitos del individuo con una discapacidad. En consecuencia, el peso total final del sistema (silla de ruedas, cojín del asiento, soporte de la espalda y soportes posturales) puede variar. Por lo tanto, el enfoque de este documento está en sillas de ruedas que son lo más livianas posible.

### **Ergonomía**

La silla de ruedas manual más apropiada para personas con discapacidades que utilizarán la silla de ruedas durante un período prolongado es una configuración a medida, una silla de ruedas completamente configurable, del peso más ligero como sea posible. Los principios ergonómicos requieren que el dispositivo de al individuo un nivel específico de habilidad, ambiente y actividad. Por lo tanto, la silla de ruedas manual apropiada debe tener características que pueden ser especificadas para que coincida con las dimensiones anatómicas del individuo, así como la habilidad funcional del individuo. Es decir, la persona no debe ajustarse a la silla de ruedas, la silla de ruedas debe ajustarse al individuo. Los principios del diseño centrado<sup>7</sup> en el usuario y el diseño universal<sup>8</sup> prescriben este hecho. Para cumplir con estos principios, la silla de ruedas manual debe, como mínimo, tener las siguientes características configuradas para mediciones específicas y/o posiciones para cada individuo en el momento de la adquisición.

### **Funciones de la silla de ruedas<sup>9, 10, 11, 12, 13</sup>**

- Altura de la superficie del asiento en el borde delantero
- Altura de la superficie del asiento en el borde trasero
- Ángulo del plano del asiento
- Ancho del asiento
- Profundidad del asiento
- Altura del soporte trasero
- Ángulo de soporte del asiento hacia atrás
- Soporte de los pies para la longitud del asiento
- Ángulo de la superficie de la pata al asiento
- Posición horizontal y vertical del eje de la rueda trasera
- Camber de la rueda trasera
- Tipo y tamaño de rueda

Las características de una silla de ruedas manual afectarán significativamente el rendimiento del silla de ruedas en términos de soporte postural, estabilidad de la silla de ruedas, maniobrabilidad de la silla, y facilidad de propulsión. Numerosos autores han abordado el efecto de estas características funcionales de la silla de ruedas.<sup>14-18</sup> Una guía para la medición de las dimensiones de la silla de ruedas se pueden encontrar en el Capítulo 2 de "Selección y configuración de sillas de ruedas",<sup>13</sup> en línea en el Greater Metropolitan Clinical Taskforce (GMCT) NSW State Spinal Cord Sitio web de educación del Servicio de Lesiones (SSCIS) para asientos y movilidad con ruedas,<sup>19</sup> o a través de los Estándares de RESNA.<sup>20</sup>

#### **Características funcionales<sup>9, 10, 11, 12, 13</sup>**

- Resistencias de rodadura
- Tendencia de giro cuesta abajo
- Control del eje de guiñada (es decir, facilidad de giro, maniobrabilidad)
- Control del eje de tono (es decir, obstáculos que atraviesan)
- Eficiencia de propulsión
- Estabilidad estática
- Transportabilidad
- Huella

#### **Efecto de una silla de ruedas altamente personalizable en las características funcionales**

##### **ASIENTO A LA ALTURA DEL PISO**

La altura de la superficie del asiento en el borde delantero es necesaria para que coincida con las dimensiones anatómicas de la parte inferior de la pierna junto con la longitud del soporte del pie, así como para asegurar el acceso. Una altura apropiada también acomodará el cojín de la silla de ruedas requerido por el individuo. Una altura adecuada de la superficie del asiento en el borde frontal proporciona un soporte adecuado de la parte inferior de la pierna y de los muslos dentro del sistema del asiento. La altura de la superficie del asiento en el borde posterior es necesario para un acceso apropiado al soporte manual y soporte postural de los muslos con respecto a la altura de la superficie del asiento en el borde delantero. Muchas personas con problemas de salud han obtenido un beneficio en el control del tronco al tener la altura del asiento delantero más alta que la trasera para proporcionar mayor soporte para la estabilidad ... La altura de la superficie del asiento tanto para la parte delantera como trasera son importantes para la ubicación debajo de las mesas, el espacio libre sobre los umbrales y facilitar transferencias.

##### **ÁNGULO DE PLANO DE ASIENTO**

El ángulo del plano del asiento (también conocido como inclinación del asiento) es importante para sostener adecuadamente los muslos, y minimizar la fricción de la superficie del asiento necesaria para mantener la posición de un individuo dentro del marco. El aumento del ángulo del plano del asiento puede reducir la tendencia del individuo a deslizarse fuera de la silla de ruedas, siempre y cuando el individuo tenga suficiente rango de movimiento en las caderas y rodillas. Por el contrario, aumentar el ángulo del plano del asiento puede dificultar las transferencias.

## ANCHO DEL ASIENTO

Lograr el ancho del asiento es fundamental en el soporte postural y la eficiencia de la propulsión. En términos de soporte postural, si el ancho del asiento es demasiado estrecho, causa la compresión del tejido por los 4 protectores de la ropa o apoyabrazos, lo que puede causar el desarrollo de una úlcera por presión. Si no hay protectores de ropa o apoyabrazos, el tejido del individuo puede interferir con las ruedas, causando rasguños y otras lesiones relacionadas con el corte. Si el ancho del asiento es más grande de lo necesario, los aros de mano serán de difícil acceso,<sup>10</sup> colocando las extremidades superiores en posiciones potencialmente dañinas. Específicamente, el aumento de la flexión de la muñeca y la abducción del hombro pueden provocar lesiones secundarias a largo plazo en las articulaciones.<sup>21</sup> Además, puede limitar el acceso del individuo al medio ambiente al ser demasiado ancho para maniobrar a través de algunas puertas, así como para disminuir la facilidad general de maniobrabilidad y propulsión.

## PROFUNDIDAD DEL ASIENTO

La profundidad adecuada del asiento es fundamental para proporcionar un soporte postural adecuado y un peso adecuado distribuido sobre la base. La profundidad del asiento no solo afecta la longitud de la superficie de soporte, sino también la longitud total del marco de la silla de ruedas. Una profundidad de asiento demasiado corta no proporciona una superficie adecuada para la redistribución de la presión ni una postura correcta soporte de los muslos y las nalgas. Una superficie inadecuada para la redistribución de la presión puede conducir al dolor y la incomodidad. Una profundidad de asiento corta aumenta la carga que debe ser compatible por las nalgas, lo que aumenta el riesgo de desarrollar úlceras por presión bajo el sacro y/o tuberosidades isquiáticas. Una profundidad de asiento corta también acorta la longitud del marco, que aumenta el porcentaje de peso transportado por las ruedas. El objetivo es maximizar el peso en las ruedas traseras para aumentar la eficiencia de propulsión y la maniobrabilidad (facilidad) de giro y la facilidad de superar obstáculos, como los umbrales de las puertas).

Una profundidad de asiento demasiado larga interferirá con el soporte adecuado de la parte inferior de las extremidades. Una posible consecuencia es que el individuo podría desarrollar úlceras por presión en la fosa poplíteica. Esto causa problemas múltiples. Puede hacer que el individuo se deslice hacia adelante en el asiento, aumentando la inclinación pélvica posterior y colocando una carga indebida en el sacro que puede producir una llaga por presión. Sentarse en esta posición por un tiempo prolongado puede llevar a la tensión muscular y las asimetrías posturales, como cifosis, cabeza hacia adelante y hombros redondeados. Inducir una inclinación pélvica posterior también pone al individuo en una posición mecánica desventajosa para la propulsión, haciendo el acceso a las herramientas manuales más difícil. Finalmente, también existe la posibilidad de que una persona podría deslizarse por la parte delantera de la silla de ruedas.

## ALTURA DE RESPALDO

La altura adecuada de la parte posterior de la espalda es importante para proporcionar el soporte postural apropiado de la pelvis posterior y el tronco para la estabilidad, así como para facilitar la función de la extremidad superior. Si la altura del soporte de la espalda es demasiado alta, podría limitar la excursión escapular y rango gleno-humeral durante el movimiento de las extremidades superiores, lo que perjudica el movimiento del rango superior de las extremidades requerido para una propulsión eficiente. Esto lleva a una disminución de la maniobrabilidad y el control de acceso del tono. Si la altura

del soporte de la espalda es demasiado baja, el soporte de la espalda no es adecuado, lo que resulta en la inestabilidad del tronco. Esto podría hacerlo muy difícil para que el individuo use sus extremidades superiores para propulsar la silla de ruedas. En cambio, el individuo usará sus extremidades superiores para mantener su equilibrio. Algunas personas con un respaldo demasiado bajo pueden deslizarse hacia adelante en su asiento para ganar estabilidad, lo que resulta en las preocupaciones de profundidad de asiento corto previamente anotadas. Demasiado bajo el respaldo también puede provocar el desarrollo o el empeoramiento de las deformidades posturales debido a un apoyo inadecuado del tronco.

#### ÁNGULO DEL SOPORTE DEL ASIENTO TRASERO

El ángulo de apoyo del respaldo es importante para garantizar el correcto posicionamiento en la silla de ruedas para la propulsión. Un ángulo de apoyo de respaldo del asiento de menos de 90 grados "bloqueará" la pelvis en una inclinación pélvica anterior o neutra, creando una base postural estable. Sin embargo, si el ángulo de soporte del asiento es demasiado pequeño para un individuo dado su rango de flexión de cadera no cabe en el sistema de asiento. Esto hará que se deslice hacia adelante en el sistema para quitar la presión de la cadera y/o la espalda. Un ángulo de soporte de asiento a respaldo más de 90 grados puede mejorar el equilibrio de sentado para algunas personas con disminución del control del tronco o Individuos con asimetrías posturales como una pelvis inclinada hacia atrás o la cifosis a menudo requerirá un ángulo entre el asiento y la espalda mayor de 90 grados para acomodar su postura. Un ángulo de soporte de asiento que es demasiado grande puede promover un ángulo posterior de inclinación pélvica y postura del tronco cifótica y cambiará la línea de visión hacia arriba.

#### APOYO DEL PIE A LA LONGITUD DEL ASIENTO

El apoyo del pie a la longitud del asiento (también conocido como longitud del reposapiernas) es importante para proporcionar soporte postural para las extremidades inferiores. Si la longitud es demasiado corta, puede levantar las rodillas y causar posibles problemas de interferencia con objetos (por ejemplo, tablas) en el entorno. Esta también inhibirá la redistribución correcta de la presión, concentrando la presión en el isquion, tuberosidades y sacro, que conducen al posible desarrollo de heridas por presión. Además, las rodillas levantadas reducirán la efectividad del sistema de asiento ya que los muslos no serán soportados adecuadamente por la mitad delantera del cojín del asiento. Dependiendo de la amplitud de movimiento de la flexión de la cadera del individuo, levantando las rodillas puede causar una inclinación pélvica, que tiene implicaciones significativas en el desarrollo potencial de la presión en úlceras, las tuberosidades isquiáticas y el sacro. Alternativamente, si la longitud del soporte del pie para sentarse es demasiado larga, los pies no se apoyarán correctamente, lo que puede disminuir el equilibrio de la posición sentada. Una persona puede deslizarse hacia adelante en el sistema de asientos, lo que conduce a la falta de un adecuado soporte postural para movilidad y función. Los pies también pueden tener una tendencia a caerse de los reposapiés poniéndolos en riesgo de arrastrar en el piso o interferir con el ruedas. Además, si la longitud es demasiado larga, entonces los reposapiés pueden interferir con distancia al suelo, lo que hace imposible atravesar umbrales, rampas, bordillos y otras superficies desiguales.

#### ÁNGULO DE LA PIERNA EN SUPERFICIE DEL ASIENTO

El ángulo de la superficie de la pierna con el asiento es importante para proporcionar un soporte postural apropiado para las extremidades inferiores. Si el ángulo no coincide con el rango de movimiento pasivo disponible de la rodilla para el individuo, tiene el potencial de causar que la persona

se deslice fuera del silla de ruedas o causar úlceras por presión en la cara posterior de las pantorrillas. Además, el ángulo de la superficie entre la pata y el asiento tiene un efecto significativo en la altura y profundidad total como parte de la huella total de la silla de ruedas.

#### POSICIÓN DEL EJE DE LA RUEDA TRASERA

La posición horizontal y vertical del eje de la rueda trasera tiene un impacto significativo en todas las características funcionales de la silla de ruedas, incluida la estabilidad, distribución del peso, y radio de giro, así como el estilo de propulsión del individuo, la eficiencia de propulsión y acceso al medio ambiente. Debido al impacto en la capacidad de un individuo para obtener acceso a su entorno y posibles daños físicos por colocación incorrecta, toda sillas de ruedas manual diseñada para uso a largo plazo, debe tener la opción de prescribir específicamente la colocación del eje de la rueda trasera, ya sea en el momento en que se ordena la silla de ruedas al fabricante, o durante el proceso de implementación.

Con respecto a la posición horizontal del eje de la rueda trasera, si está demasiado hacia atrás, la silla será más estable, pero el individuo tendrá que colocar sus extremidades superiores en una posición menos eficiente y potencialmente perjudicial para acceder a la propulsión. Mover el eje hacia atrás aumenta la resistencia a la rodadura, haciendo que la silla sea más difícil de impulsar, colocando un mayor porcentaje del peso en las ruedas, requiriendo usuario para trabajar más duro para propulsar la silla. Mover el eje hacia atrás también aumenta la fuerza necesaria para girar la silla de ruedas y el esfuerzo requerido para mantener una línea recta de viaje en una pendiente lateral. Mover el eje demasiado hacia atrás lo hace más difícil para reducir el peso de las ruedas para realizar un caballito transitorio, que es necesario atravesar obstáculos. Finalmente, mover el eje demasiado hacia atrás aumenta el radio de giro y longitud de la huella de la silla de ruedas, por lo que es difícil maniobrar en espacios reducidos.

Si el eje está demasiado adelantado, la estabilidad trasera de la silla de ruedas puede ser comprometida. Esto puede aumentar el riesgo de que la silla vuelque hacia atrás causando lesión o daño al usuario. La mejor práctica es posicionar el eje lo más adelante posible sin comprometer la estabilidad trasera o interferir con las ruedas. Al considerar la posición vertical del eje de la rueda trasera, si es demasiado alto o demasiado bajo entonces el individuo tendrá dificultades para acceder a los aros para una propulsión eficiente y esto puede colocar las extremidades superiores en una posición potencialmente perjudicial. Además, si la posición vertical no está configurada apropiadamente para las personas que impulsen la silla de ruedas con sus extremidades inferiores, no podrán propulsar silla de ruedas. Finalmente, la posición vertical afecta el asiento trasero a la altura del piso y el ángulo del asiento, que se han discutido previamente.

#### INCLINACIÓN DE LA RUEDA TRASERA

Elegir el ángulo de inclinación correcto para las ruedas traseras puede ser crítico para proporcionar una adecuada estabilidad lateral y promoción de la capacidad de respuesta con una propulsión eficiente. Agregar ruedas traseras ampliará la base de la silla para aumentar la estabilidad lateral, así como acercar la parte superior de las ruedas al usuario para un empuje eficiente. Para algunos usuarios, cuando no hay ruedas traseras(0 grados) o mínimo (1-2 grados), la estabilidad lateral de la silla de ruedas se ve afectada y pueden tener dificultades para mantener una posición erguida, cuando realiza tareas que requieren apoyarse fuera de la huella de la silla de ruedas. Si el grado de inclinación es demasiado

grande, entonces el individuo puede tener dificultades para maniobrar a través de las puertas, ya que esto aumentará el ancho de la silla de ruedas.

#### TIPO Y TAMAÑO DE LA RUEDA

En términos de tipo y tamaño de rueda, las ruedas son importantes para minimizar el balanceo, disminuir el peso y aumentar la confiabilidad del sistema. Un mayor diámetro de la rueda tiene una menor resistencia a la rodadura, sin embargo, si la rueda es demasiado grande, entonces la altura entre el asiento y el piso puede verse comprometida. Además, el neumático de mayor diámetro puede interferir con el lanzador, y aumentará la longitud de la huella de la silla de ruedas. Del neumático se considera que, cuando se inflan adecuadamente, generalmente tienen un balance significativamente menor que los neumáticos sólidos o neumáticos con inserciones planas.

#### TIPO Y TAMAÑO DE RUEDA DELANTERA

En términos del tipo y tamaño de la rueda delantera, son importantes para la estabilidad, resistencia a la rodadura y maniobrabilidad. Si las ruedas delanteras son demasiado grandes, entonces puede interferir con los reposapiés y las ruedas traseras, y afectará la altura del asiento y ángulo del asiento. Si son demasiado pequeños y un individuo no puede realizar un montaje parcial o completo, entonces la persona puede no ser capaz de atravesar obstáculos o terrenos ásperos. Las grandes horquillas giratorias crean un camino de colada más grande que las horquillas más pequeñas. Si el camino de las ruedas delanteras es demasiado largo, entonces la ruedecilla puede interferir con la plataforma y la rueda trasera. El camino de lanzamiento corto aumentará la maniobrabilidad pero potencialmente compromete la estática directa estabilidad cuando las ruedas están en una orientación principal

#### **Adquisición de Propulsión Biomecánica y Habilidades para la Silla de Ruedas:**

Las características personalizables de los ULWC permiten a un profesional combinar de manera óptima la geometría de la silla de ruedas para las necesidades actuales y futuras del usuario final. Al seleccionar y configurar correctamente un ULWC, el usuario final puede propulsar de manera más efectiva. Por ejemplo, la capacidad de seleccionar una altura de asiento y una geometría de silla de ruedas apropiadas contribuye a la estabilidad sentada, el soporte postural y la capacidad de transferir de forma independiente las superficies tales como un equipo de cama, automóvil y baño.

Los ULWC abordan específicamente el dolor y las lesiones en las extremidades superiores en función de la siguiente evidencia:

- Una posición más delantera del eje disminuye la resistencia a la rodadura y, por lo tanto, aumenta eficiencia de propulsión.<sup>16</sup>
- Una colocación hacia adelante del eje trasero disminuye el radio de giro, girando hacia abajo la rueda delantera.<sup>25</sup>
- Se ha encontrado que una posición más delantera del eje aumenta el ángulo de contacto de la mano o cantidad de fuerza utilizada por el individuo.<sup>26</sup> También se asocia con menos esfuerzo muscular, excursiones articulares más suaves y frecuencias de carrera más bajas.<sup>16</sup>



- Una posición más baja del asiento o un eje trasero más alto mejora la biomecánica de empuje. Una baja la posición del asiento se ha asociado con mayores movimientos de las extremidades superiores, mayor mano ángulos de contacto, frecuencia más baja y mayor eficiencia mecánica.
- Configuración personalizada de la silla de ruedas que permite que la silla actúe como dispositivo ortopédico y proporciona el soporte postural necesario que es fundamental para una óptima función. Las características ajustables y/o seleccionables inherentes a las sillas de ruedas ultraligeras son necesarias para proporcionar soporte postural individualizado.<sup>25-27</sup>
- Una colocación hacia delante del eje trasero desplaza el centro de gravedad del usuario de la silla de ruedas más cerca del centro de la rotación de la rueda trasera, lo que aumenta la capacidad del usuario para realizar la habilidad caballito.<sup>29</sup> Esta posición se puede utilizar para prevenir o reducir deficiencias y son la base de muchas otras habilidades clave. Simplemente inclinando al revés, las presiones de sentado se pueden reducir, se pueden ver objetos elevados sin extender el cuello, y la incidencia de lesiones se puede reducir. La más valiosa aplicación de esta habilidad implica navegar por terreno irregular, bordillos y otros obstáculos, así como aumentar la participación del usuario.<sup>30</sup>
- Los usuarios de sillas de ruedas pediátricas pueden impulsar distancias más largas de forma independiente cuando usan ULWC en comparación con sillas de ruedas livianas. Sus padres también están más satisfechos al usar ULWC en comparación con sillas de ruedas livianas.<sup>31</sup>

### **Dolor y lesión en la extremidad superior**

Los usuarios de sillas de ruedas manuales experimentan una alta incidencia de dolor en las extremidades superiores y disfunción. La incidencia del síndrome del túnel carpiano (CTS) en usuarios de sillas de ruedas manuales está entre 49-73%,<sup>32-35</sup> mientras que el dolor se ha informado en hasta el 59% de las personas con lesión de la médula espinal (LME) y se vuelve más frecuente como el número de años que utilizan la movilidad manual aumenta.<sup>36-37</sup> Estas lesiones ortopédicas de las extremidades superiores, incluido el CTS y los problemas del manguito rotador resultan en la necesidad de costosas intervenciones médicas, pérdida de función y disminución de la capacidad de realizar de forma independiente las actividades de la vida diaria (ADL).<sup>38</sup> El dolor se ha correlacionado con puntuaciones de calidad de vida más bajas. Ha sido identificado como una de las principales razones para la disminución de la función en personas con lesión medular que requieren más asistencia desde la lesión inicial, lo que resulta en una mayor dependencia del cuidado personal asistentes y limitaciones a la independencia.<sup>39-42</sup> El dolor y la lesión de las extremidades superiores también causan interrupciones en las actividades laborales, educativas y sociales, lo que contribuye aún más al deterioro de la calidad de vida. El dolor crónico en las extremidades superiores puede, en última instancia, dirigir una transición a una silla de ruedas eléctrica más costosa.

Debido a la alta incidencia de dolor en las extremidades superiores y lesiones en individuos con lesiones en la médula espinal, numerosos investigadores han revisado estos problemas. Dos documentos que resumen la información en esta área y proporcionan recomendaciones clínicas son "Preservación de la función de la extremidad superior después de la lesión de la médula espinal: Guía clínica y práctica para profesionales de la salud".<sup>43</sup> y "Biomecánica y prevención de lesiones en la médula espinal: recomendaciones basadas en CULP-SCI investigaciones".<sup>44</sup> El documento de la guía de práctica clínica (GPC) fue formulado por 10 miembros del panel de expertos y fue revisado por 38 expertos adicionales.

Varios de las recomendaciones presentadas en estas guías clínicas pueden aplicarse específicamente a la provisión de sillas de ruedas con respecto a la prevención del dolor y lesiones en las extremidades superiores. Siguiendo la publicación de esta guía, que hace referencia a artículos anteriores a 2004, Boninger, Koontz, et al. (2005)<sup>44</sup> publicaron sus recomendaciones que refuerzan la guía clínica y práctica. Aunque ambos documentos están escritos para la población de personas con lesión de la médula espinal, la información tiene una aplicación universal para cualquier persona que utiliza una silla de ruedas manual para su modo principal de movilidad. Finalmente, Berner, DiGiovine y Roesler proporcionaron una actualización sobre la evidencia de cuando el CPG era publicado en 2003, generando una revisión de la literatura de sillas de ruedas basada en recomendaciones enumeradas en la GPC. La actualización se centró en las categorías de ergonomía, selección de equipos, capacitación y adaptaciones ambientales.<sup>45</sup>

Con respecto a una silla de ruedas altamente ajustable y configurable que es liviana el resumen de las recomendaciones dentro de estos dos documentos se enfoca en tres áreas: Ergonomía, selección de equipos y capacitación. Las recomendaciones ergonómicas incluyen minimizar la frecuencia de las brazadas, minimizar las fuerzas generadas durante la propulsión y la minimización de posiciones extrema o potencialmente perjudiciales. La configuración adecuada de una silla de ruedas ultraligera directamente aborda estas tres recomendaciones. Las recomendaciones han sido apoyadas en la literatura de numerosos investigadores.<sup>38, 46-56</sup>

Las recomendaciones de selección de equipos incluyen "proporcionar una alta resistencia a la silla de ruedas manual, fabricada con material más ligero posible, ajustando el eje trasero lo más adelante posible sin comprometer la estabilidad, y colocar el eje trasero, de modo que cuando la mano se coloca en la posición superior del centro muerto, el ángulo entre la parte superior del brazo y el antebrazo está entre 100 y 120 grados, las recomendaciones han sido apoyadas en la literatura por numerosos investigadores.<sup>31, 57-70</sup>

Finalmente, las recomendaciones de entrenamiento incluyen el uso de golpes largos y suaves en un patrón semicircular, promueven la postura sentada y la estabilización apropiadas. Una vez más la configuración adecuada de una silla de ruedas ultraligera, específicamente la colocación vertical y horizontal de la rueda trasera, se dirige directamente a la capacidad de usar trazos semicirculares largos y lisos. La configuración de la silla de ruedas, ya que esto es la base del sistema del asiento, independientemente del cojín del asiento y el respaldo, es crítico para promover una postura sentada y estabilización apropiada. Estas recomendaciones han sido apoyadas en la literatura por numerosos investigadores.<sup>71-73</sup>

Otros tipos de sillas de ruedas no pueden abordar de manera segura y efectiva las recomendaciones para ergonomía, selección de equipos y entrenamiento porque no son ajustables para cumplir las dimensiones antropométricas únicas, los requisitos posturales y las habilidades funcionales del individuo. El peso significativamente más bajo de los ULWC (algunos pesan menos de 15 libras) y los componentes y configuraciones seleccionables, pueden disminuir el riesgo de lesiones por esfuerzo repetitivo al limitar las fuerzas en la muñeca y el hombro durante la silla de ruedas.<sup>15, 16, 36</sup> El riesgo de lesión de la extremidad superior también se minimiza cuando el individuo maneja la silla de ruedas, como en el caso de guardar la silla de ruedas en un vehículo.

Los ULWC abordan específicamente el dolor y las lesiones en las extremidades superiores, tal como lo respalda la siguiente evidencia de investigación:

- Los ULWC tienen una resistencia a la rodadura reducida debido a una disminución del peso y una mayor calidad en los componentes (por ejemplo, neumáticos, ruedas, cojinetes) y la configuración adecuada de la silla de ruedas, lo que se correlaciona con una menor fuerza necesaria en la muñeca para iniciar y continuar la propulsión.<sup>36, 15, 16</sup>
- Las personas que usan sillas de ruedas más ligeras empujan más rápido, viajan más y usan menos energía, lo que significa menos fatiga durante el día y en el tiempo. En adultos mayores usando sillas de ruedas que no tienen lesiones de la médula espinal, el peso disminuido también da como resultado una velocidad mejorada, una mayor longitud de carrera y una disminución de la resultante y fuerza tangencial.<sup>74, 75</sup> Disminución del peso de la silla de ruedas también resulta en una disminución en frecuencia de empuje.<sup>25, 76</sup>
- Una posición ajustable del eje es crítica para asegurar la posición correcta de las ruedas para máxima eficiencia de propulsión.<sup>29</sup> En tetrapléjicos, cuanto más adelante y más alto se coloque el eje, mejorará la capacidad de comenzar a propulsar sus silla.<sup>77</sup>
- Una posición de asiento más baja brinda un mejor acceso a las ruedas. Se correlaciona con un mejor movimiento de la extremidad superior y menor frecuencia de empuje. Sin embargo, esta posición puede ser demasiado bajo, ya que el ángulo ideal es entre 100 y 120 grados de flexión del codo cuando la mano se coloca en el empuje.<sup>25, 27</sup>
- Un ULWC requiere menos fuerza de la extremidad superior para subir y bajar de un vehículo.

#### **Durabilidad y Rentabilidad:**

Los interesados demandan constantemente que los equipos duren más y proporcionen beneficios en una variedad de configuraciones. Los materiales utilizados para fabricar ULWC tienen alta relación de fuerza a peso. Los ejemplos incluyen aluminio de grado aeroespacial, acero cromado y titanio. Por lo tanto, son más duraderos y son resistentes a la fatiga y corrosión. El aumento de la durabilidad ayuda a garantizar que el usuario final obtenga un uso más prolongado de el ULWC con menos necesidad de costosas reparaciones o reemplazos. Se ha comprobado que ULWC es la silla de ruedas manual más duradera y económica según la siguiente evidencia:

- ULWC's ha demostrado durar 13.2 veces más que el manual estándar sillas de ruedas y costar alrededor de 3,5 veces menos para operar.<sup>78</sup>
- En comparación con las sillas de ruedas livianas, que pesan entre 34 y 36 libras según lo definido por Medicare, los ULWC's duraron 4.8 veces más y fueron 2.3 veces menos costoso de operar.<sup>79-</sup>  
<sup>80</sup> Cuando se probaron para el fracaso, ULWC tuvo la más larga tasa de supervivencia y menos fallas catastróficas que tanto las sillas estándar como ligeras.<sup>81</sup>

#### **Resumen:**

- Un ULWC es una silla de ruedas configurable y altamente ajustable que es tan liviana y puede cumplir con los requisitos únicos del individuo hoy y en el futuro.
- La propulsión segura y funcional de la silla de ruedas manual requiere una configuración adecuada del equipo. Todas las partes interesadas deben considerar las características del ser humano, la actividad, la tecnología de asistencia y el contexto (modelo HAAT).<sup>82</sup> Las directrices

clínicas, junto con los artículos actuales revisados por pares, recomiendan una silla de ruedas totalmente personalizable hecha de materiales altamente resistentes. La evidencia sobre el dolor y la lesión en las extremidades superiores en población de usuarios de sillas de ruedas manuales sugiere que la selección y configuración adecuada de ULWC puede reducir significativamente las complicaciones secundarias asociado con síndromes de uso excesivo. Estos incluyen, pero no están limitados a, dolor en la extremidad superior, la pérdida de la función independiente, los costos asociados con la pérdida de trabajo, aislamiento social y depresión, la necesidad de hacer la transición a movilidad de poder y costosas intervenciones quirúrgicas.

### **Caso uno:**

El Sr. Simmons es un padre de dos hijos pequeños de 45 años. Él sostuvo un T8 completo lesión de la médula espinal (SCI) ASIA A como resultado de un accidente automovilístico. Antes de su lesión no tenía problemas médicos y era muy activo y saludable. Regresó a casa desde su rehabilitación como paciente interno y pudo reanudar su estilo de vida activo. Él usa una silla de ruedas manual como su único medio de movilidad. El Sr. Simmons trabaja a tiempo completo fuera de la casa y es el cuidador principal de sus dos hijos. Él conduce un automóvil y está obligado a realizar varias transferencias dentro y fuera de su automóvil diariamente. Su equipo actual incluye una silla de ruedas estándar con tapicería de cabestrillo y asientos adecuados.

En los últimos dos años, el Sr. Simmons ha experimentado un aumento de dolor en el hombro derecho y muñecas bilaterales que limitan su capacidad para realizar tareas tales como transferencias y alcanzar objetos. Ha encontrado que al final del día tiene dificultades para completar en su hogar las tareas de administración y cuidado de los niños, ya que sus brazos están doloridos y tiene dificultad para propulsarse. Él actualmente omite las actividades en las que participaría debido a la incomodidad en su espalda. Estas limitaciones afectan su capacidad para completar actividades instrumentales de vida (IADL) incluyendo cocinar, ir de compras y otras tareas relacionadas con el cuidado de su niños. El Sr. Simmons informa que se fatiga fácilmente durante el día y necesita transferir de su silla por "períodos de descanso" extendidos.

La silla de ruedas del Sr. Simmons necesitaba reparaciones repetidas, por lo que se sugirió que buscara una nuevo marco. Fue a la clínica de asientos local para obtener una evaluación donde se le mostró muchos estilos de marcos disponibles. Participó en exámenes musculoesqueléticos para identificar el causa de su dolor y se determinó que la instalación de su silla y la propulsión método que utilizó fueron inadecuados. Él evaluó el equipo y completó una propulsión análisis y varias pruebas de habilidades en silla de ruedas. Después de la prueba con una silla de ruedas ultraligera con el eje de la rueda trasera ajustado apropiadamente para la propulsión eficiente, el Sr. Simmons informó una disminución en la parte superior dolor en las extremidades y fatiga El ajuste personalizado del nuevo marco permite una mejor posición estabilidad y control postural durante la realización de sus ADL diarias. Como él experimentó, estos resultados no se pudieron lograr con una silla de ruedas estándar. El uso de un ultra la ligera silla de ruedas manual ha tenido un impacto significativo en la capacidad del Sr. Simmons para funcionar independientemente y mantener una alta calidad de vida.

Después de que recibió su silla y participó en los ajustes del asiento con el equipo de la clínica, comenzó a aplicar los principios que aprendió junto con la configuración de su nuevo marco. Los datos recogidos de su evaluación de resultados de seguimiento indicó que su dolor en los hombros se redujo

significativamente y que ya no tuvo ninguna interrupción en el acceso a su ambiente para llevar a cabo las actividades que necesitaba y quería hacer.

### **Caso dos:**

Joshua es un niño de 5 años quien tiene una cuadriplejía C6 funcional debido a una mielitis transversa cuando tenía dos años de edad. Está muy motivado para ser independiente, practicar deportes y hacer todas las actividades de un niño de su edad. La silla de ruedas actual de Joshua es una silla de ruedas ligera con una cantidad significativa de dispositivos de soporte postural (por ejemplo, soportes de tronco lateral, soporte lateral de la pierna y soporte medial de la parte superior de la pierna) y un centro de gravedad mal ajustado. El peso de los dispositivos de soporte postural y la silla de ruedas liviana pesan tanto como Joshua.

Anteriormente, tenía una silla de ruedas ultraligera y solo había recibido una nueva debido a su crecimiento. Desde que recibió esta silla de ruedas, él y sus padres informan que no puede impulsarla independientemente durante todo el día debido a la fatiga. Después de una prueba de una silla de ruedas ultraligera ajustada correctamente con un peso más ligero en los dispositivos de soporte postural que juntos eran más de diez libras más ligero que su actual configuración de la silla de ruedas, se determinó que Joshua podría ser más independiente y funcional con este tipo de equipo. En consecuencia, se le proporcionó una silla de ruedas ultraligero con el equipo de posicionamiento apropiado. En el momento, la silla de ruedas estaba ajustado adecuadamente a él para maximizar su capacidad de propulsión.

Desde que se le proporcionó la nueva silla de ruedas, su madre informa que él es independiente durante todo el día y que ahora participa en deportes de silla de ruedas. Él y su madre informa que su calidad de vida ha mejorado significativamente como resultado de la nueva silla de ruedas ultraligera debidamente configurada.

### Autores:

*Carmen DiGiovine, PhD, RET, ATP, Lauren Rosen, PT, MPT, MSMS, ATP/SMS, Theresa Berner, OTR/L, ATP, Kendra Betz, MPT, ATP, Tina Roesler, PT, MS, ABDA, and Mark Schmeler, PhD, OTR/L, ATP*

RESNA, la Sociedad de Ingeniería de Rehabilitación y Tecnología de Asistencia de América del Norte, es la principal organización profesional dedicada a promover la salud y el bienestar de las personas con discapacidades a través de un mayor acceso a soluciones tecnológicas. RESNA avanza en el campo ofreciendo certificación, educación continua y desarrollo profesional; para desarrollar estándares de tecnología asistencial; promover la investigación y la política pública; y foros de patrocinio para el intercambio de información e ideas para satisfacer las necesidades de nuestra comunidad multidisciplinaria.

*Desarrollado a través del Grupo de Interés Especial de RESNA en Asientos y Movilidad con Ruedas.*

### **Referencias:**

1. Trefler E, Hobson D, Taylor S, Monahan LC, Shaw G. Seating and Mobility for persons with Physical Disabilities. 1993.

2. Cooper RA. A perspective on the ultralight wheelchair revolution. *Technology and Disability* 1996;5:383 - 92.
3. Cook AM, Polgar JM. Technologies that Enable Mobility. *Cook & Hussey's Assistive Technologies: Principles and Practice*. 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby, Inc.; 2008.
4. (RESNA) REAATSoNA. Requirements and Test Methods for Wheelchairs (Including Scooters) - Vocabulary. *American National Standard for Wheelchairs* 2009;1(26):1-62.
5. Manual Wheelchair Bases - Policy Article - Effective October 2009 (A47082) 2009 [cited 2012 1/17/2012]. Available from: URL: <http://apps.ngsmedicare.com/applications/Content.aspx?DOCID=20508&CatID=3&RegID=51&ContentID=34387>.
6. Hastings JD. Seating assessment and planning. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2000;11(1):183-207, x.
7. Pheasant S, Haslegrave CM. *Bodyspace: Anthropometry, Ergonomics, and the Design of Work*. 3rd ed. Baton Raton, FL: CRC Press; 2006.
8. Story MF, Mueller JL, Mace RL. *The Universal Design File: Designing for People of All Ages and Abilities*. Raleigh, N.C.: NC State University, The Center for Universal Design; 1998.
9. van Roosmalen L, Bertocci GE, Hobson DA, Karg P. Preliminary evaluation of wheelchair occupant restraint system usage in motor vehicles. *J Rehabil Res Dev* 2002;39(1):83-93.
10. Walter JS, Sacks J, Othman R, Rankin AZ, Nemchausky B, Chintam R et al. A database of self-reported secondary medical problems among VA spinal cord injury patients: its role in clinical care and management. *J Rehabil Res Dev* 2002;39(1):53-61.
11. Bardsley G. European standards for wheelchairs. Complying with the medical devices directive. *IEEE Eng Med Biol Mag* 1998;17(3):42-4.
12. Aisen ML. Judging the judges: keeping objectivity in peer review. *J Rehabil Res Dev* 2002;39(1):vii-viii.
13. Andrich R, Besio S. Being informed, demanding and responsible consumers of assistive technology: an educational issue. *Disabil Rehabil* 2002;24(1-3):152-9.
14. McLaurin CA, Brubaker CE. Biomechanics and the wheelchair. *Prosthetics & Orthotics International* 1991;15(1):24-37.
15. Brubaker C. Ergonomic considerations. *Journal of Rehabilitation Research & Development - Clinical Supplement* 1990(2):37-48.
16. Brubaker CE. Wheelchair prescription: an analysis of factors that affect mobility and performance. *J Rehabil Res Dev* 1986;23(4):19-26.
17. Cooper RA. *Rehabilitation Engineering: Applied to Mobility and Manipulation*. Philadelphia: Institute of Physics Publishing; 1995.
18. Cooper RA. *Wheelchair Selection and Configuration*. New York: Demos Medical Publishing, Inc.; 1998.

19. Aissaoui R, Boucher C, Bourbonnais D, Lacoste M, Dansereau J. Effect of seat cushion on dynamic stability in sitting during a reaching task in wheelchair users with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(2):274-81.
20. Janssen-Potten YJ, Seelen HA, Drukker J, Reulen JP. Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(4):401-8.
21. Kirby RL, Ackroyd-Stolarz SA, Brown MG, Kirkland SA, MacLeod DA. Wheelchair-related accidents caused by tips and falls among noninstitutionalized users of manually propelled wheelchairs in Nova Scotia. *Am J Phys Med Rehabil* 1994;73(5):319-30.
22. Meyers AR, Andresen EM. Enabling our instruments: accommodation, universal design, and access to participation in research. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(12 Suppl 2):S5-9.
23. Stineman M. Assistive technology outcomes: commodity or a therapy? *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81(8):636-7.
24. Law M, Baptiste S, McColl M, Opzoomer A, Polatajko H, Pollock N. The Canadian occupational performance measure: an outcome measure for occupational therapy. *Can J Occup Ther* 1990;57(2):82-7.
25. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81(5):608-13.
26. Hughes CJ, Weimar WH, Sheth PN, Brubaker CE. Biomechanics of wheelchair propulsion as a function of seat position and user-to-chair interface. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73(3):263-9.
27. van der Woude LH, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev* 1989;26(4):31-50.
28. Hastings JD, Fanucchi ER, Burns SP. Wheelchair configuration and postural alignment in persons with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84(4):528-34.
29. Kauzlarich JJ, Thacker JG. A theory of wheelchair wheelie performance. *J Rehabil Res Dev* 1987;24(2):67-80.
30. Kirby RL, Smith C, Seaman R, Macleod DA, Parker K. The manual wheelchair wheelie: a review of our current understanding of an important motor skill. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2006;1(1-2):119-27.
31. Meiser MJ, McEwen IR. Lightweight and ultralight wheelchairs: propulsion and preferences of two young children with spina bifida. *Pediatr Phys Ther* 2007;19(3):245-53.
32. Aljure J, Eltorai I, Bradley WE, Lin JE, Johnson B. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Paraplegia* 1985;23(3):182-6.
33. Gellman H, Chandler DR, Petrusek J, Sie I, Adkins R, Waters RL. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70(4):517-9.
34. Tun CG, Upton J. The paraplegic hand: electrodiagnostic studies and clinical findings. *J Hand Surg Am* 1988;13(5):716-9.

35. Davidoff G, Werner R, Waring W. Compressive mononeuropathies of the upper extremity in chronic paraplegia. *Paraplegia* 1991;29(1):17-24.
36. Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair pushrim kinetics: body weight and median nerve function. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(8):910-5.
37. Law M, Polatajko H, Pollock N, McColl MA, Carswell A, Baptiste S. Pilot testing of the Canadian Occupational Performance Measure: clinical and measurement issues. *Can J Occup Ther* 1994;61(4):191-7.
38. Yang J, Boninger ML, Leath JD, Fitzgerald SG, Dyson-Hudson TA, Chang MW. Carpal Tunnel Syndrome in Manual Wheelchair Users with Spinal Cord Injury: A CrossSectional Multicenter Study. *Am J Phys Med Rehabil* 2009.
39. Gerhart KA, Bergstrom E, Charlifue SW, Menter RR, Whiteneck GG. Long-term spinal cord injury: functional changes over time. *Arch Phys Med Rehabil* 1993;74(10):1030-4.
40. Dalyan M, Cardenas DD, Gerard B. Upper extremity pain after spinal cord injury. *Spinal Cord* 1999;37(3):191-5.
41. Lundqvist C, Siosteen A, Blomstrand C, Lind B, Sullivan M. Spinal cord injuries. Clinical, functional, and emotional status. *Spine* 1991;16(1):78-83.
42. Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalences and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. *Journal of Spinal Cord Medicine* 1994;18:9-13.
43. Medicine CfSC. Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: A Clinical Practice Guideline for Healthcare Professionals. Paralyzed Veterans of America 2005.
44. Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Dyson-Hudson TA, Chang M, Price R et al. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(3 Suppl 1):9-20.
45. Berner TF, DiGiovine CP, Roesler TL. Manual Wheelchair Configuration and Training: An Update on the Evidence. 26th International Seating Symposium. Vancouver, British Columbia; 2010. p 180-5.
46. Van Drongelen S. Upper Extremity Load during wheelchair related tasks in subjects with spinal cord injury. Amsterdam; 2005.
47. Van Drongelen S, Van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(6):1214-20.
48. van Drongelen S, van der Woude LH, Janssen TW, Angenot EL, Chadwick EK, Veeger DH. Glenohumeral contact forces and muscle forces evaluated in wheelchairrelated activities of daily living in able-bodied subjects versus subjects with paraplegia and tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(7):1434-40.
49. Collinger JL, Boninger ML, Koontz AM, Price R, Sisto SA, Tolerico ML et al. Shoulder biomechanics during the push phase of wheelchair propulsion: a multisite study of persons with paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89(4):667-76.



50. Desroches G, Aissaoui R, Bourbonnais D. The effect of resultant force at the pushrim on shoulder kinetics during manual wheelchair propulsion: a simulation study. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008;55(4):1423-31.
51. Desroches G, Aissaoui R, Bourbonnais D. Relationship between resultant force at the pushrim and the net shoulder joint moments during manual wheelchair propulsion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89(6):1155-61.
52. Finley MA, Rasch EK, Keyser RE, Rodgers MM. The biomechanics of wheelchair propulsion in individuals with and without upper-limb impairment. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(3B):385-95.
53. Bregman DJ, Drongelen SV, Veeger HE. Is effective force application in handrim wheelchair propulsion also efficient? *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008.
54. Aissaoui R, Desroches G. Stroke pattern classification during manual wheelchair propulsion in the elderly using fuzzy clustering. *J Biomech* 2008.
55. Brose SW, Boninger ML, Fullerton B, McCann T, Collinger JL, Impink BG et al. Shoulder ultrasound abnormalities, physical examination findings, and pain in manual wheelchair users with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89(11):2086-93.
56. Impink BG, Boninger ML, Walker H, Collinger JL, Niyonkuru C. Ultrasonographic median nerve changes after a wheelchair sporting event. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(9):1489-94.
57. Faupin A, Campillo P, Weissland T, Gorce P, Thevenon A. The effects of rearwheel camber on the mechanical parameters produced during the wheelchair sprinting of handibasketball athletes. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(3B):421-8.
58. Sawatzky BJ, Miller WC, Denison I. Measuring energy expenditure using heart rate to assess the effects of wheelchair tyre pressure. *Clin Rehabil* 2005;19(2):182-7.
59. Algood SD, Cooper RA, Fitzgerald SG, Cooper R, Boninger ML. Effect of a pushrim-activated power-assist wheelchair on the functional capabilities of persons with tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(3):380-6.
60. Gutierrez DD, Mulroy SJ, Newsam CJ, Gronley JK, Perry J. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 2. An electromyographic analysis. *J Spinal Cord Med* 2005;28(3):222-9.
61. Mulroy SJ, Newsam CJ, Gutierrez DD, Requejo P, Gronley JK, Haubert LL et al. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis. *J Spinal Cord Med* 2005;28(3):214-21.
62. Hughes B, Sawatzky BJ, Hol AT. A comparison of spinergy versus standard steel-spoke wheelchair wheels. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(3):596-601.
63. Richter WM, Axelson PW. Low-impact wheelchair propulsion: Achievable and acceptable. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(3 Suppl 1):21-34.
64. Perdios A, Sawatzky BJ, Sheel AW. Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. *J Rehabil Res Dev* 2007;4(3):459-66.

65. Kirby RL, Corkum CG, Smith C, Rushton P, MacLeod DA, Webber A. Comparing performance of manual wheelchair skills using new and conventional rear anti-tip devices: randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89(3):480-5.
66. Koontz AM, Yang Y, Boninger DS, Kanaly J, Cooper RA, Boninger ML et al. Investigation of the performance of an ergonomic handrim as a pain-relieving intervention for manual wheelchair users. *Assist Technol* 2006;18(2):123-43; quiz 45.
67. Hunt PC, Boninger ML, Cooper RA, Zafonte RD, Fitzgerald SG, Schmeler MR. Demographic and socioeconomic factors associated with disparity in wheelchair customizability among people with traumatic spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(11):1859-64.
68. Samuelsson KA, Tropp H, Nylander E, Gerdle B. The effect of rear-wheel position on seating ergonomics and mobility efficiency in wheelchair users with spinal cord injuries: A pilot study. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(1):65-74. 69. Kotajarvi BR, Sabick MB, An KN, Zhao KD, Kaufman KR, Basford JR. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(3B):403-14.
70. van der Woude LH, Bouw A, van Wegen J, van As H, Veeger D, de Groot S. Seat height: effects on submaximal hand rim wheelchair performance during spinal cord injury rehabilitation. *J Rehabil Med* 2009;41(3):143-9.
71. Boninger ML, Impink BG, Cooper RA, Koontz AM. Relation between median and ulnar nerve function and wrist kinematics during wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(7):1141-5.
72. Fay BT, Boninger ML, Fitzgerald SG, Souza AL, Cooper RA, Koontz AM. Manual wheelchair pushrim dynamics in people with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(6):935-42.
73. Koontz AM, Roche BM, Collinger JL, Cooper RA, Boninger ML. Manual wheelchair propulsion patterns on natural surfaces during start-up propulsion. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(11):1916-23.
74. Cowan RE. *Manual Wheelchair Propulsion in Older Adults [Doctoral Thesis]*. Pittsburgh: University of Pittsburgh; 2007.
75. Cowan RE, Nash MS, Collinger JL, Koontz AM, Boninger ML. Impact of Surface Type, Wheelchair Weight, and Axle Position on Wheelchair Propulsion by Novice Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(7):1076 - 83.
76. Beekman CE, Miller-Porter L, Schoneberger M. Energy cost of propulsion in standard and ultralight wheelchairs in people with spinal cord injuries. *Phys Ther* 1999;79(2):146-58.
77. Freixes O, Fernandez SA, Gatti MA, Crespo MJ, Olmos LE, Rubel IF. Wheelchair axle position effect on start-up propulsion performance of persons with tetraplegia. *J Rehabil Res Dev*;47(7):661-8.
78. Cooper RA, Robertson RN, Lawrence B, Heil T, Albright SJ, VanSickle DP et al. Life-cycle analysis of depot versus rehabilitation manual wheelchairs. *J Rehabil Res Dev* 1996;33(1):45-55.
79. Cooper RA, Gonzalez J, Lawrence B, Renschler A, Boninger ML, VanSickle DP. Performance of selected lightweight wheelchairs on ANSI/RESNA tests. American National Standards Institute-Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78(10):1138-44.

80. Cooper RA, DiGiovine CP, Rentschler A, Lawrence BM, Boninger ML. Fatiguelife of two manual wheelchair cross-brace designs. Arch Phys Med Rehabil 1999;80(9):1078-81.

81. Fitzgerald SG, Cooper RA, Boninger ML, Rentschler AJ. Comparison of fatigue life for 3 types of manual wheelchairs. Arch Phys Med Rehabil 2001;82(10):1484-8.

82. Cook AM, Polgar JM. Introduction and Framework. Cook & Hussey's Assistive Technologies: Principles and Practice. 3rd ed. St. Louis, MO: Mosby, Inc.; 2008. p 3-33.