

Factores de riesgo del síndrome de túnel del carpo en usuarios de sillas de ruedas

Risk factors and adaptations of carpal tunnel syndrome and wheelchairs

Leonado Arce Gálvez^{1*} <https://orcid.org/0000-0002-489-2445>

Alexander Benavides Ramírez¹ <https://orcid.org/0000-0003-1036-5292>

Juan Martin Mancera Álzate¹ <https://orcid.org/0000-0001-7780-7839>

Eduardo Velásquez Girón² <https://orcid.org/0000-0002-4840-6136>

¹Departamento de Medicina Física y Rehabilitación. Universidad del Valle. Cali, Colombia.

²Departamento de Ortopedia y Traumatología - Miembro superior y mano. Universidad del Valle. Cali, Colombia.

*Autor para la correspondencia: leonardo.arce@correounivalle.edu.co

RESUMEN

Introducción: El síndrome de túnel de carpo es una neuropatía del nervio mediano muy frecuente en la población. Para los usuarios de sillas de ruedas hay mayor riesgo biomecánico por utilizar reiteradamente la muñeca en la propulsión de este vehículo.

Objetivo: Analizar los factores biomecánicos de la silla de ruedas que inciden en el desarrollo del síndrome de túnel del carpo.

Métodos: Se realizó una revisión sistemática con términos Mesh en bases de datos como Embase, Pubmed, Google Acedemics, Scielo desde 1988 hasta 2021. Se revisaron más de 200 artículos y por su impacto clínico, se seleccionaron 52 para la revisión.

Resultados: El 43 % de los usuarios de silla de ruedas presentan dolor en la muñeca y prevalece como diagnóstico el síndrome de túnel del carpo. La posición de la muñeca en la propulsión genera un aumento de presión en el túnel carpiano lo que condiciona la lesión del nervio mediano. Existen factores de riesgo como el género femenino, las pendientes, el terreno irregular, la vibración, la altura del asiento y el peso del paciente. Entender correctamente las fases de la autopropulsión con sus cuatro patrones, más una

prescripción adecuada y los aditamentos necesarios para la silla de ruedas pueden disminuir el riesgo de padecer el síndrome de túnel del carpo.

Conclusión: Es importante involucrar de manera activa a los profesionales de la salud en la implementación de estrategias para el entrenamiento, prescripción y uso correcto de la silla de ruedas y con ello prevenir el padecimiento de el síndrome de túnel carpiano.

Palabras clave: silla de ruedas; túnel del carpo; dispositivo; prevención; propulsión.

ABSTRACT

Introduction: Carpal tunnel syndrome is a very common neuropathy of the median nerve in the population. For wheelchair users, there is a greater biomechanical risk for repeatedly using the wrist to propel this vehicle. Objective: To analyze the biomechanical factors of the wheelchair affecting the development of carpal tunnel syndrome.

Methods: A systematic review with Mesh terms was carried out in databases such as Embase, Pubmed, Google Acedemics, Scielo from 1988 to 2021. More than 200 articles were reviewed and due to their clinical impact, 52 were selected for the review.

Results: 43% of wheelchair users have wrist pain and carpal tunnel syndrome prevails as a diagnosis. The position of the wrist in the propulsion generates an increase in pressure in the carpal tunnel conditioning the injury of the median nerve. There are risk factors such as female gender, angles, uneven terrain, vibration, seat height and patient weight. Proper understanding the phases of self-propulsion with its four patterns, plus correct prescription and necessary wheelchair attachments can decrease the risk of carpal tunnel syndrome.

Conclusion: It is important to actively involve health professionals in the implementation of strategies for training, prescription and correct use of the wheelchair and thereby prevent carpal tunnel syndrome.

Keywords: wheelchair; carpal tunnel; device; prevention; propulsion.

Recibido: 05/10/2021

Aceptado: 14/12/2021

Introducción

El síndrome de túnel del carpo (STC) afecta a la población general adulta entre un 2,7 y un 5,8 %, ^(1,2) con una incidencia anual de 329 casos por 100 000 personas/año; esto lo convierte en la neuropatía por atrapamiento más frecuente. ⁽³⁾ Entre los factores de riesgo se encuentran la edad (mayor de 40 años), el sexo femenino, la obesidad, la diabetes mellitus, la artritis reumatoide, la gota y el síndrome de *Reynaud*; ⁽⁴⁾ otras causas individuales y laborales que se asocian a este síndrome son las tareas repetitivas vinculadas a cambios de fuerza, postura y vibración. ⁽⁵⁾

En el caso de los pacientes con lesión medular (LM), cuya expectativa de vida cada vez es mayor, si preservan la funcionalidad de los miembros superiores y mantienen un sobreesfuerzo de los mismos debido al uso de sillas de ruedas con mecanismos de autopropulsión; ⁽⁶⁾ están predispuestos a sufrir patologías musculoesqueléticas y neurológicas crónicas. ⁽⁷⁾ Por ello el interés de investigar las diferentes afecciones del miembro superior en usuarios de sillas de ruedas activas va en aumento.

Kentar y otros realizaron un estudio para medir la prevalencia de las diferentes afecciones dolorosas en las extremidades superiores en una población de 451 pacientes con paraplejía; el 81 % de los participantes reportó dolor: el 61 % en el hombro, el 33 % en el codo y el 43 % en la muñeca; ⁽⁸⁾ para estos últimos el diagnóstico principal fue STC y se determinó una relación directa con la edad y el tiempo de la lesión medular. ⁽⁸⁾

La prevalencia de STC en los pacientes con LM se ha intentado estimar en algunos reportes; por ejemplo, *Aljure* junto a otros especialistas trató a 47 pacientes con LM de un nivel neurológico T2 o inferior, y un tiempo de lesión superior a 3 meses, y se encontró evidencia electromiográfica de STC en 30 de ellos. ⁽⁹⁾ *Akbar* y colaboradores estudiaron a 56 pacientes con paraplejía por más de 25 años y reportaron evidencia clínica, por historia y examen físico, de STC en el 65 % de los participantes. ⁽¹⁰⁾

Asimismo, *Asheghan* y otros investigadores, en un análisis a 297 pacientes masculinos con LM por más de 5 años que usaban sillas de ruedas, obtuvieron evidencia electrofisiológica de STC en 212: 192 de ellos sintomáticos, 158 tenían compromiso bilateral y tan solo 20 eran asintomáticos. ⁽¹¹⁾ Basados en estos datos, se requieren estudios con mayor número de participantes para determinar de manera precisa la prevalencia del STC asociado al uso de silla de ruedas; así como investigaciones que incluyan a regiones del mundo como Latinoamérica. El objetivo de esta revisión fue

analizar los factores biomecánicos de la silla de ruedas que inciden en el desarrollo del síndrome de túnel del carpo.

Métodos

Se realizó una exploración sistemática en bases de datos como Embase, Pubmed, Google Acedemics, Scielo, tanto en inglés como en español, con términos Mesh que incluían silla de ruedas, túnel del carpo, adaptaciones y rehabilitación. La búsqueda incluyó artículos desde 1988 hasta 2021; se revisaron más de 200 publicaciones y fueron seleccionadas 52 para esta revisión a partir de su impacto clínico en la determinación del síndrome del túnel del carpo en pacientes usuarios de sillas de ruedas.

Análisis de la información

- Fisiopatología

En términos anatómicos, el túnel del carpo es una salida osteofibrosa, cuyo techo está conformado por el retináculo flexor y su punto de inserción son los huesos del carpo.⁽⁹⁾ Por dicho túnel pasan los cuatro tendones de los músculos flexores superficiales, los cuatro tendones de los flexores profundos y el tendón del flexor largo del pulgar; además del nervio mediano (NM), cuyas fibras dan inervación motora a los músculos de la eminencia tenar (a excepción de una de las cabezas del flexor corto del pulgar y el aductor corto) e inervación sensitiva a los dedos segundo, tercero y el borde lateral del cuarto.⁽¹²⁾

La neuropatía por atrapamiento del NM combina la compresión y la tracción,⁽¹²⁾ estas son causadas por actividades repetitivas y conllevan a microtraumas en las estructuras tendinosas que discurren por el túnel; también generan fenómenos inflamatorios que finalmente ocasionan engrosamiento a nivel del nervio periférico. Con el tiempo se incrementa la presión del compartimento y de manera secundaria se comprime el nervio hasta generar una lesión axonal.⁽¹³⁾ Además del efecto mecánico sobre el nervio, existen cambios en la microcirculación del epineuro de carácter isquémico por ruptura de los vasos que ocasionan un flujo de líquido al compartimento endoneural, aumenta la presión en este nivel y ocasiona lesión de las fibras nerviosas internas.⁽¹⁴⁾

Se ha comparado la presión del túnel del carpo en pacientes parapléjicos y sin paraplejía, y en los primeros hay un aumento significativo de la presión en comparación con los segundos.⁽¹⁵⁾ De igual manera en la ecografía del NM de pacientes parapléjicos después de una actividad deportiva, se ha evidenciado un decremento del área de corte transversal del 4 %; se considera que la propulsión en silla de ruedas manual ocasiona cambios agudos en el NM que se pueden visualizar a nivel ecográfico.⁽¹⁶⁾

Hay posturas de la muñeca durante el empuje de la silla que aumentan la presión en el túnel carpiano. Algunos estudios han descrito que una orientación de la muñeca más allá de los 48,6° de flexión, de los 32,7° de extensión, de los 21,8° de desviación radial o de los 14,5° de desviación cubital puede elevar la presión en el túnel del carpo a más de 30 mmHg que es el umbral crítico para generar lesión del NM si ocurre de manera repetitiva.⁽¹⁷⁾

- Factores de riesgo para STC en LM

La asociación de los diferentes factores de riesgo para desarrollar STC en pacientes con LM aún no está bien definida porque no hay estudios a gran escala en esta población; sin embargo, además de las causas ya conocidas en la población general sana, se suman otras inherentes a su condición de discapacidad:

1. Género femenino: los hombres tienen un 62-96 % más torque durante la propulsión de la silla de ruedas que las mujeres, lo que las expone a traumas por sobreesfuerzo de la extremidad.⁽¹⁸⁾
2. Técnica de propulsión de la silla de ruedas: al analizar en 3D el movimiento de la muñeca en personas con paraplejía, se ha encontrado que realiza una desviación cubital-radial, flexión y extensión, es decir, se combinan los 3 planos de movimiento, lo cual biomecánicamente incrementa el riesgo a desarrollar STC.⁽¹⁹⁾
3. Transitar por barreras arquitectónicas como rampas y pendientes: si se transita por una inclinación mayor a 2,9°, aumenta de manera significativa la actividad en los músculos del hombro y el antebrazo, principalmente la flexión de hombro y la pronosupinación de la muñeca.⁽²⁰⁾
4. Vibración ocasionada por la propulsión de la silla de ruedas: la vibración transmitida por la silla de ruedas al individuo puede producir fatiga lo que podría conllevar a malas técnicas de propulsión y generar problemas musculoesqueléticos en las extremidades.⁽²¹⁾

5. Velocidad: los incrementos de velocidad durante el empuje de la silla de ruedas provocan más demanda biomecánica en los miembros superiores.⁽²²⁾

6. Terreno: los terrenos irregulares incrementan el esfuerzo de los brazos para realizar la propulsión.⁽²³⁾

7. Altura del asiento: los asientos más altos aumentan la tensión del hombro y la muñeca en comparación con los asientos más bajos, que mejoran la eficiencia del empuje y disminuyen los rangos de movilidad de muñeca.⁽²⁴⁾

8. Peso corporal: el peso corporal se asocia con la disminución en la velocidad de las neuroconducciones del NM en pacientes con paraplejía usuarios de silla de ruedas.⁽²⁵⁾

9. Peso de la silla: las sillas de ruedas más livianas disminuyen el esfuerzo de los miembros superiores para la propulsión, lo que se considera una ventaja mecánica.⁽²⁶⁾

Considerando estos factores técnicos en el paciente con LM, *Yen-Nung Lin* y colaboradores realizaron un estudio prospectivo en 47 personas usuarias de silla de ruedas activas para observar la probabilidad de desarrollar STC. Mediante una fórmula que comparaba la electromiografía inicial con una de seguimiento, se estableció una probabilidad del 8,8 % por año de que estos pacientes desarrollaran el STC.⁽²⁷⁾

- Biomecánica de la propulsión manual de sillas de ruedas

La autopropulsión de la silla de ruedas consta de dos fases: la fase de empuje, en la que la mano sigue la trayectoria del aro propulsor, y la fase de recuperación del impulso que se refiere a la trayectoria de la mano cuando se prepara para el siguiente empujón. Se han identificado cuatro patrones de golpes utilizados durante la fase de recuperación (fig. 1).⁽²⁸⁾

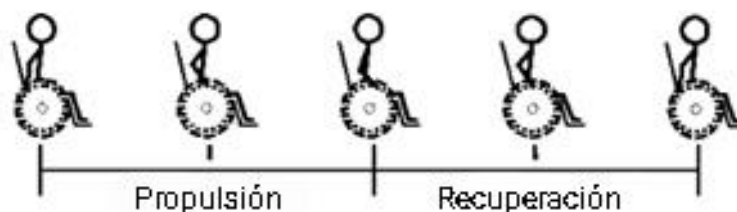


Fig. 1- Fases de la autopropulsión de silla de ruedas.

El patrón semicircular se corresponde con el recorrido de las manos por debajo del aro propulsor. Durante el patrón de bucle único, estas pasan por encima de aro de

propulsión; mientras que en el patrón de doble bucle se elevan por encima del aro de propulsión, luego se cruzan y caen por debajo del mismo. Por último, en el patrón de arco, la tercera articulación metacarpofalángica sigue un arco a lo largo de la trayectoria del aro de propulsión (fig. 2).

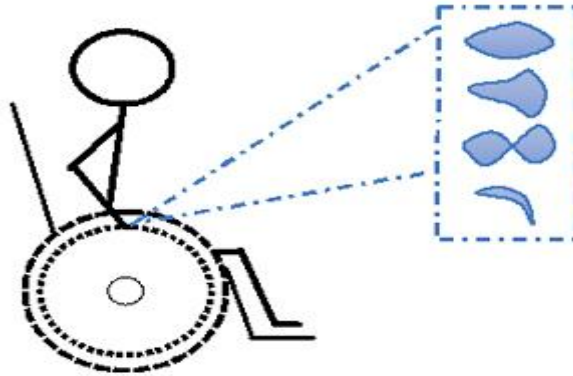


Fig. 2- Patrones de movimiento del miembro superior y la mano en la fase de propulsión y recuperación.

Boninger en 1999 documentó el vínculo entre la propulsión en silla de ruedas y las lesiones, y demostró que los que empujan con una cadencia más rápida y con mayor tiempo de apoyo en el aro de empuje tienen más daño en el NM.⁽²⁵⁾ A pesar de conocer esto, los especialistas no brindan a los usuarios de sillas de ruedas la suficiente información sobre cómo impulsar o colocar sus miembros superiores sobre las ruedas para que eviten o minimicen el riesgo de lesiones.⁽²⁶⁾

En estudios recientes de propulsión en usuarios de sillas de ruedas, el patrón de bucle único fue el más común, ya que se base en un empuje intuitivo, independientemente de la velocidad. Por otro lado, el patrón de arco fue el menos usual, representado solo por un 10 %. Un patrón de brazada con un movimiento semicircular, con la mano por debajo del aro durante la recuperación, se asocia con una cadencia más lenta y más tiempo en la fase de empuje a una velocidad determinada. Por tanto, puede ser conveniente capacitar a los usuarios en este patrón.

Existen diferentes formas de evaluación objetiva de la forma de empujar la silla, desde laboratorios de análisis del movimiento hasta aplicaciones móviles, pero se incita a los profesionales de la salud a evaluar de manera objetiva y a capacitar de forma adecuada y continua a los usuarios, principalmente a niños y personas con altas expectativas de

vida. La retroalimentación visual ha sido la forma más eficaz de educación para mejorar la precisión y la consistencia manual en el entrenamiento.⁽²⁹⁾

- Adaptación de silla de ruedas

Sus características mecánicas pueden generar compromiso de la actividad del paciente lo que determina el rendimiento general y la movilidad. Configurar una silla de ruedas de forma adecuada, que garantice las necesidades de los usuarios de forma individual, es una tarea difícil pero de vital importancia,⁽³⁰⁾ pues este vehículo adaptado a las necesidades individuales mejora la independencia, el sentido de participación y la calidad de vida.⁽³¹⁾

Los cambios en la configuración pueden modificar las fuerzas de propulsión, el rango de movimiento de las articulaciones de las extremidades superiores, la resistencia a la rodadura y la estabilidad del sistema;⁽³⁰⁾ factores que deben ser considerados en los planes de rehabilitación por su implicación osteomuscular.

La propulsión manual expone los miembros superiores a una combinación dañina de carga y repetición que resulta en una alta prevalencia de anomalías en los hombros y muñecas.⁽³²⁾ Dado que los usuarios de sillas de ruedas dependen de sus brazos para la mayoría de las actividades diarias, la presencia de dolor y lesiones, principalmente las asociadas con el STC, impiden que mantengan su independencia y participación en las tareas cotidianas. Por tanto, los investigadores, fabricantes y médicos deben minimizar las cargas mecánicas durante la propulsión manual y optimizar la eficiencia del movimiento para mejorar la movilidad.

En este contexto, la prescripción adecuada es importante para las necesidades y expectativas del usuario.⁽³³⁾ Se sabe que el 68 % de las sillas de ruedas no son apropiadas; esto puede interpretarse como resultado de errores de la indicación médica y favorece desenlaces negativos en el estado funcional y la condición musculoesquelética de los pacientes.⁽³⁴⁾

Características de la silla de ruedas para prevenir el STC y las lesiones en miembros superiores

El ángulo y las dimensiones del asiento, la posición vertical y horizontal de las ruedas traseras, así como su tamaño e inclinación, afectan la eficiencia de la propulsión y la capacidad de conducción de la silla de ruedas. Se exponen algunas consideraciones

generales para la adaptación de la silla de ruedas con el objetivo de minimizar los síntomas musculoesqueléticos.

Respaldo: su configuración influye en el soporte del tronco y en los arcos de movimiento articular de las extremidades superiores. Mientras un respaldo alto proporciona un mayor apoyo y limita la extensión del hombro, lo que es necesario para una adecuada propulsión, los respaldos bajos permiten que los brazos se muevan libremente. En relación con el ángulo de inclinación del asiento y el respaldo, *Giner* y colaboradores comentan que el uso de ángulos rectos está asociado con dolor en hombros y muñecas.⁽³⁵⁾ De manera contraria *Desroches* y otros refieren que los ángulos de inclinación del asiento de 0°, 5°, 10° y los del respaldo de 95°, 100°, 105° no influyen en las cargas de los hombros durante la propulsión.⁽³⁶⁾ Esto genera la necesidad de realizar un seguimiento estricto apoyado de mediciones clínicas de satisfacción por parte de cada paciente.

Eje de las ruedas: la posición anteroposterior de las ruedas traseras influye en la estabilidad y la propulsión manual, dos aspectos importantes de la movilidad de la silla de ruedas. Colocarlas hacia atrás mejora el balance, pero limita la capacidad de alcanzar los aros y reduce así el ángulo de empuje. Alternativamente, moverlas hacia adelante mejora la biomecánica de propulsión, pero reduce la estabilidad.

La posición óptima es una decisión que depende del usuario. Deben colocarse de forma tal que no se comprometa el equilibrio del sistema y se reduzca tanto la frecuencia de empuje como las fuerzas del aro y con ello minimizar el riesgo de traumas en las extremidades superiores.⁽³⁷⁾

Altura del asiento: la distancia vertical entre las ruedas traseras y el asiento es un factor importante en la biomecánica de la propulsión manual. Un asiento más bajo da como resultado un mayor ángulo de empuje; sin embargo, se traduce en un aumento de la amplitud de movimiento de los brazos, lo que es potencialmente dañino si se superan los límites fisiológicos.⁽³⁸⁾

Por otro lado, cuando el usuario está demasiado alto, por encima de las ruedas, solo puede empujar los aros de propulsión en una distancia corta y para mantener la velocidad deseada tiene que aumentar la frecuencia de empuje.⁽³⁹⁾ Los estudios de biomecánica corporal demuestran que la altura óptima del asiento está determinada por el ángulo del codo cuando el usuario sostiene el aro en su posición superior, estos ángulos van de 100° a 120° y están relacionados con una mayor eficiencia de propulsión y un menor gasto de energía.⁽⁴⁰⁾

Ángulo de inclinación de las ruedas traseras: Una adecuada inclinación de las ruedas mejora el equilibrio, especialmente cuando se realizan desplazamientos en pendientes, también protege las manos contra traumatismos y facilita las maniobras de giro.⁽³¹⁾ Por otra parte, ángulos de inclinación mayores de 15° aumentan el arco de movimiento articular del codo, reducen la desviación radial de la muñeca y acentúan su desviación cubital; los cambios en la cinemática de la muñeca son consecuencia de la posición adelantada al realizar el contacto y liberación del aro propulsor.⁽²⁷⁾ *Perdios* y diferentes autores indican que 6° es el ángulo óptimo para la inclinación de la rueda trasera en términos de estabilidad lateral en planos inclinados, comodidad durante la propulsión del aro, maniobrabilidad y en las preferencias generales de los usuarios de sillas de ruedas autopropulsadas.⁽⁴¹⁾

Peso del chasis: la masa del armazón (chasis) juega un papel importante en la mecánica de una silla de ruedas manual. Las sillas ultraligeras son una opción apropiada porque la masa reducida preserva la función de las extremidades superiores al reducir las fuerzas del aro durante la autopropulsión. El aluminio es el material más utilizado, pues tiene una mejor relación resistencia-peso que el acero y no requiere técnicas de fabricación especiales.⁽⁴²⁾

En la fabricación de armazones para sillas de ruedas, se han utilizado materiales livianos de alta resistencia como el titanio y la fibra de carbono. El titanio tiene propiedades avanzadas en términos de absorción de golpes y vibraciones, además una mejor relación resistencia-peso que el aluminio. De manera similar, la fibra de carbono tiene una relación resistencia-peso optimizada, a lo que se adicionan filamentos que pueden ser moldeados en diferentes direcciones para aumentar la resistencia en un sentido y mejorar la flexibilidad en otro. Sin embargo, tanto el titanio como la fibra de carbono son muy costosos y requieren técnicas de fabricación especializadas.⁽⁴³⁾

Ruedas traseras: su diseño juega un papel importante en la transmisión de masa y vibración del sistema. Desde un punto de vista mecánico, las ruedas más pesadas dificultan el inicio del movimiento y las ruedas más ligeras permiten a los usuarios mayor velocidad. Aunque *Hughes* y colaboradores no encontraron influencia del peso de las ruedas en el gasto de energía durante la autopropulsión cuando utilizaron dos pares de ruedas con una diferencia de 0,6 kg.⁽⁴⁴⁾

Tradicionalmente las ruedas traseras se han fabricado en plástico o acero; en la actualidad se utiliza la fibra de carbono para producir ruedas más ligeras y minimizar la transmisión de vibraciones al cuerpo del usuario, lo que es muy beneficioso porque la

vibración puede provocar hipertoncicidad, dolor muscular y favorecer el STC. Hay dos opciones disponibles al seleccionar las llantas de las ruedas traseras: neumáticas y sólidas. Aunque los neumáticos evitan los impactos, las vibraciones y mejoran la comodidad de los usuarios, son vulnerables por los pinchazos y su tiempo de uso es limitado.⁽⁴⁵⁾

Ruedas delanteras: son componentes importantes del sistema, influyen en la estabilidad, la resistencia a la rodadura, la maniobrabilidad y la comodidad de los usuarios. La transmisión de golpes y vibraciones depende del tamaño y la composición de las ruedas, las más pequeñas y sólidas provocan más impactos, por ello se pueden usar materiales de amortiguación dentro del vástago de las ruedas.⁽⁴⁶⁾

Aro de propulsión: juega un papel importante en los ajustes biomecánicos y las consideraciones técnicas. Por lo general, son dos tubos redondos metálicos de 20 mm de diámetro ubicados en el lado exterior de las ruedas. El pequeño tamaño de los aros de propulsión convencionales provoca dos problemas principales: aumento de la presión en la superficie de las manos donde se produce el contacto con el aro y reducción de la eficiencia mecánica por la incapacidad de sujetarlo completamente, esto requiere una contracción muscular adicional.⁽⁴⁷⁾

Diferentes estudios han propuesto diseños de aros para optimizar el confort y la eficiencia de la propulsión. *Van der Linden* y otros explican que los aros de mano con un diámetro de tubo mayor presentan mejor eficiencia en la propulsión, menores costos fisiológicos, menos síntomas de las extremidades superiores y alivian la tensión en el túnel carpiano.^(48,49) Asimismo *Richter* y colaboradores plantean que la actividad de los flexores de dedos y muñecas durante la propulsión con el uso de un aro flexible (un tubo metálico conectado a las ruedas a través de una membrana de goma) reduce las fuerzas máximas durante el contacto inicial.⁽⁵⁰⁾ En un estudio reciente, los usuarios de sillas de ruedas informaron que sentían mayor comodidad y maniobrabilidad con un aro ergonómico. Este ofrece una superficie para el contacto de las manos según características antropométricas específicas.⁽⁵¹⁾

Palanca ajustable manual ergonómica: El uso de este aditamento para la propulsión permite una orientación neutral de la muñeca. Conocido también como “mecanismo ergonómico de conducción manual”, ha sido evaluado en varias investigaciones y se ha demostrado que evita el posicionamiento lesivo de la muñeca.^(17,52)

Teniendo en cuenta que el STC prevalece en los usuarios de sillas de ruedas y afecta su calidad de vida, es importante involucrar de manera activa a los profesionales de la

salud en la implementación de estrategias para el entrenamiento, prescripción y uso correcto de la silla de ruedas y con ello prevenir el padecimiento de STC.

Referencias bibliográficas

1. Padua L, Coraci D, Erra C, Pazzaglia C, Paolasso I, Loreti C, *et al.* Carpal tunnel syndrome: clinical features, diagnosis, and management. *Lancet Neurol.* 2016;15(12):1273-84. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(16\)30231-9](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(16)30231-9)
2. Atroshi I, Gummesson C, Johnsson R, Ornstein E, Ranstam J, Rosén I. Prevalence of carpal tunnel syndrome in a general population. *JAMA.* 1999;282(2):153-8. DOI: <https://doi.org/10.1001/jama.282.2.153>
3. Mondelli M, Giannini F, Giacchi M. Carpal tunnel syndrome incidence in a general population. *Neurology.* 2002;58(2):289-94. DOI: <https://doi.org/10.1212/wnl.58.2.289>
4. Lee H-J, Lim HS, Kim HS. Validation of known risk factors associated with carpal tunnel syndrome: a retrospective nationwide 11-year population-based cohort study in South Korea. *BioRxiv.* 2018. DOI: <https://doi.org/10.1101/253666>
5. Koytcheva V, Zhekov A, Lazarou G, Riza E. Musculoskeletal disorders BT - promoting health for working women. En: Linos A, Kirch W, editors., New York, NY: Springer New York; 2008. 137-60. DOI: https://doi.org/10.1007/978-0-387-73038-7_5
6. Sie IH, Waters RL, Adkins RH, Gellman H. Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992 [acceso 01/11/2020];73:44-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1729973/>
7. Middleton JW, Dayton A, Walsh J, Rutkowski SB, Leong G, Duong S. Life expectancy after spinal cord injury: a 50-year study. *Spinal Cord.* 2012;50:803-11. DOI: <https://doi.org/10.1038/sc.2012.55>
8. Kentar Y, Zastrow R, Bradley H, Brunner M, Pepke W, Bruckner T, *et al.* Prevalence of upper extremity pain in a population of people with paraplegia. *Spinal Cord.* 2018;56:695-703. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41393-018-0062-6>
9. Aljure J, Eltorai I, Bradley WE, Lin JE, Johnson B. Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *Paraplegia.* 1985;23:182-6. DOI: <https://doi.org/10.1038/sc.1985.31>
10. Akbar M, Penzkofer S, Weber MA, Bruckner T, Winterstein M, Jung M. Prevalence of carpal tunnel syndrome and wrist osteoarthritis in long-term paraplegic patients compared with controls. *J Hand Surg Eur.* 2014;39(2):132-8. DOI:

<https://doi.org/10.1177/1753193413478550>

11. Asheghan M, Hollisaz MT, Taheri T, Kazemi H, Aghda AK. The prevalence of carpal tunnel syndrome among long-term manual wheelchair users with spinal cord injury: A cross-sectional study. *J Spinal Cord Med.* 2016;39(3):265-71. DOI:

<https://doi.org/10.1179/2045772315Y.0000000033>

12. MacDermid JC, Doherty T. Clinical and electrodiagnostic testing of carpal tunnel syndrome: a narrative review. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(10):565-88. DOI:

<https://doi.org/10.2519/jospt.2004.34.10.565>

13. Millesi H, Zöch G, Rath T. Interés clínico del plano de deslizamiento de los nervios periféricos. *Ann Chir La Main Du Memb Super.* 1990;9(2):87-97. DOI:

[https://doi.org/10.1016/s0753-9053\(05\)80485-5](https://doi.org/10.1016/s0753-9053(05)80485-5)

14. Lundborg G. Intraneural microcirculation. *Orthop Clin North Am.* 1988 [acceso 01/11/2020];19(1):1-12. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3275919/>

15. Goodman CM, Steadman AK, Meade RA, Bodenheimer C, Thornby J, Netscher DT. Comparison of carpal canal pressure in paraplegic and nonparaplegic subjects: clinical implications. *Plast Reconstr Surg.* 2001;107(6):1464-71. DOI:

<https://doi.org/10.1097/00006534-200105000-00024>

16. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.02.019>

17. Keir PJ, Bach JM, Hudes M, Rempel DM. Guidelines for wrist posture based on carpal tunnel pressure thresholds. *Hum Factors.* 2007;49(1):88-99. DOI:

<https://doi.org/10.1518/001872007779598127>

18. Hatchett PE, Requejo PS, Mulroy SJ, Haubert LL, Eberly VJ, Connors SG. Impact of Gender on Shoulder Torque and Manual Wheelchair Usage for Individuals with Paraplegia: A Preliminary Report. *Top Spinal Cord Inj Rehabil.* 2009;15(2):79-89. DOI:

<https://doi.org/10.1310/sci1502-79>

19. Veeger HE, Meershoek LS, van der Woude LH, Langenhoff JM. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998 [acceso 01/11/2020];35(3):305-13. Disponible en: <https://europepmc.org/article/med/9704314>

20. Sabick MB, Kotajarvi BR, An K-N. A new method to quantify demand on the upper extremity during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(7):1151-9. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.10.024>

21. VanSickle DP, Cooper RA, Boninger ML, DiGiovine CP. Analysis of vibrations

- induced during wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 2001 [acceso 01/11/2020];38:409-21. Disponible en: <https://www.semanticscholar.org/paper/Analysis-of-vibrations-induced-during-wheelchair-Vansickle-Cooper/f5ce5aef7702f005747afbe6816333b819e56b4e>
22. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.052>
23. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.09.023>
24. Kotajarvi BR, Sabick MB, An K-N, Zhao KD, Kaufman KR, Basford JR. The effect of seat position on wheelchair propulsion biomechanics. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(3B):403-14. DOI: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2003.01.0008>
25. 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. DOI: [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90082-5](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90082-5)
26. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.10.034>
27. Lin Y-N, Chiu C-C, Huang S-W, Hsu W-Y, Liou T-H, Chen Y-W, *et al.* Association between manual loading and newly developed carpal tunnel syndrome in subjects with physical disabilities: a follow-up study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2017;98(10):2002-8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.02.008>
28. Shimada SD, Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *J Rehabil Res Dev.* 1998 [acceso 01/11/2020];35(2):210-8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9651893/>
29. Sullivan KJ, Kantak SS, Burtner PA. Motor learning in children: feedback effects on skill acquisition. *Phys Ther.* 2008;88(6):720-32. DOI: <https://doi.org/10.2522/ptj.20070196>
30. Medola FO, Carril VM, da Silva C, Fortulan CA. Aspects of manual wheelchair configuration affecting mobility: a review. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(2):313-8. DOI:

<https://doi.org/10.1589/jpts.26.313>

31. Brubaker CE. Wheelchair prescription : an analysis of factors that affect mobility and performance. J of Reh Research and D. 1986 [acceso 01/11/2020];23:19-26. Disponible en:

<https://www.scirp.org/%28S%28lz5mqp453edsnp55rrgjt55%29%29/reference/referencespapers.aspx?referenceid=1763236>

32. Subbarao JV, Klopstein J, Turpin R. Prevalence and impact of wrist and shoulder pain in patients with spinal cord injury. J Spinal Cord Med. 1995;18(1):9-13. DOI: <https://doi.org/10.1080/10790268.1995.11719374>

33. Ebrahimi A, Kazemi A, Ebrahimi A. Review paper: wheelchair design and its influence on physical activity and quality of life among disabled individuals. Iran Rehabil J. 2016;14(2):85-92. DOI: <https://doi.org/10.18869/nrip.irj.14.2.85>

34. Cherubini M, Melchiorri G. Descriptive study about congruence in wheelchair prescription. Eur J Phys Rehabil Med. 2012 [acceso 01/11/2020];48(2):217-22. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21654593/>

35. Giner-Pascual M, Alcanyis-Alberola M, Millan L, Aguilar-Rodríguez M, Querol F. Shoulder pain in cases of spinal injury : influence of the position of the wheelchair seat. Int J of Reh Res. 2011;34(4):282-9. DOI: <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32834a8fd9>

36. Desroches G, Aissaoui R, Bourbonnais D. Effect of system tilt and seat-to-backrest angles on load sustained by shoulder during wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev. 2006;43(7):871-82. DOI: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2005.12.0178>

37. Boninger ML, Koontz AM, Sisto SA, Trevor A, Chang M, Price R, *et al.* Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. 2005;42(3 sup11):9-19. DOI: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2004.08.0103>

38. Woude LHV Van Der, Veeger D, Rozendal PRN. Seat height in handrim wheelchair propulsion. J Rehabil Res Dev. 1989 [acceso 01/11/2020];26(4):31-50. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2600867/>

39. Boninger ML, Baldwin M, Cooper RA, Koontz A, Chan L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. Arch Phys Med and Reh. 2000;81(5):608-13 DOI: [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90043-1](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90043-1)

40. 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. DOI: <https://doi.org/10.2340/16501977-0296>
41. Perdios A, Sawatzky BJ, Sheel AW. Effects of camber on wheeling efficiency in the experienced and inexperienced wheelchair user. J Rehabil Res Dev. 2007;44(3):459-66. DOI: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2006.08.0097>
42. Liu H, Pearlman J, Cooper R, Hong E, Wang H, Salatin B, *et al.* Evaluation of aluminum ultralight rigid wheelchairs versus other ultralight wheelchairs using ANSI/RESNA standards. J Rehabil Res Dev. 2010;47(5):441-55. DOI: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2009.08.0137>
43. Chénier F, Aissaoui R. Effect of wheelchair frame material on users' mechanical work and transmitted vibration. Biomed Res Int. 2014;2014:609369. DOI: <https://doi.org/10.1155/2014/609369>.
44. 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. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.10.006>
45. Gordon J, Kaualarich JJ, Thacker JG. Tests of two new polyurethane foam wheelchair tires. J Rehabil Res Dev. 1989 [acceso 01/11/2020];26(1):33-46. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2918486/>
46. Cooper RA, Wolf E, Fitzgerald SG, Boninger ML, Ulerich R, Ammer WA. Seat and footrest shocks and vibrations in manual wheelchairs with and without suspension. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(1):96-102. DOI: <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50069>
47. van der Woude LH, Formanoy M, de Groot S. Hand rim configuration: effects on physical strain and technique in unimpaired subjects? Med Eng Phys. 2003;25(9):765-74. DOI: [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(03\)00102-4](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(03)00102-4)
48. van der Linden ML, Valent L, Veeger HE, van der Woude LH. The effect of wheelchair handrim tube diameter on propulsion efficiency and force application (tube diameter and efficiency in wheelchairs). IEEE Trans Rehabil Eng. 1996;4(3):123-32. DOI: <https://doi.org/10.1109/86.536767>
49. Dieruf K, Ewer L, Boninger D. The natural-fit handrim: factors related to improvement in symptoms and function in wheelchair. J Spinal Cord Med. 2008;31(5):578-85. DOI: <https://doi.org/10.1080/10790268.2008.11754605>
50. Richter WM, Rodriguez R, Woods KR, Karpinski AP, Axelson PW. Reduced finger and wrist flexor activity during propulsion with a new flexible handrim. Arch Phys Med Rehabil. 2006;87(12):1643-7. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.009>

51. Medola FO, Fortulan CA, de Moraes B, Carril VM. A new design for an old concept of wheelchair pushrim. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2012;7(3):234-41. DOI: <https://doi.org/10.3109/17483107.2011.629327>
52. Zukowski LA, Roper JA, Shechtman O, Otsel DM, Hovis PW, Tillman MD. Wheelchair ergonomic hand drive mechanism use improves wrist mechanics associated with carpal tunnel syndrome. *J Rehabil Res Dev.* 2014;51(10):1515-24. DOI: <https://doi.org/10.1682/JRRD.2013.09.0211>

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.

Financiación

Los autores no recibieron financiamiento para llevar a cabo este reporte.