

Lesiones músculo-esqueléticas de hombro en usuarios de silla de ruedas

Daniel Bueno B.⁽¹⁾, Paola Amador C.⁽²⁾

⁽¹⁾Residente de Fisiatría, HCUCH.

⁽²⁾Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, HCUCH.

SUMMARY

Manual wheelchair is one the most used mobility device in people that is unable to walk. It enhances functional independence in non ambulant people, but it costs a great energy expenditure and is a source of painful musculoskeletal injuries. The most frequently affected joint in manual wheelchair users is the shoulder (rotator cuff tendinopathy and subacromial impingement). In this review, we aim to describe the risk factors and biomechanical issues that make wheelchair users more prone to develop shoulder pain. Further, we discuss potencial approaches for the prevention and early treatment of these injuries.

INTRODUCCIÓN

Dentro de las ayudas técnicas para facilitar el desplazamiento de personas en situación de discapacidad, la silla de ruedas es probablemente la que más relevancia tiene. En Canadá se ha descrito que 197.560 personas son usuarias de sillas de ruedas manuales (USRM) y 42.360 utilizan una silla eléctrica, representando aproximadamente un 0,8% de la población en la comunidad sobre los 15 años⁽¹⁾. Sin embargo, sumado a la existencia de un porcentaje de la población que requiere silla de ruedas y no tiene acceso a ella, se ha descrito que esta cifra puede estar incluso subestimada y que en algunos tramos de edad esta prevalencia puede ser aún mayor^(1,2).

El nivel de independencia funcional que es capaz

de otorgar una silla de ruedas al individuo que la usa, depende de la capacidad de éste de autopropulsarla. Se debe tener en consideración que las extremidades superiores no cumplen el rol de locomoción en condiciones fisiológicas, y por ende, propulsar una silla de ruedas no es una función para la cual las extremidades superiores estén diseñadas. Las extremidades superiores suelen ser sobredemandadas en muchos USRM, dado que además de ser requeridas en el desplazamiento, existen otras acciones como el alivio de presión de la región isquiática, el alcanzar objetos y otras actividades básicas de la vida diaria que implican el uso constante y repetitivo de ellas. Por lo anterior, la presencia de patología músculo-esquelética asociada al sobreuso de extremidades superiores es frecuente de observar y es una causa de pérdida de independencia funcional en esta población⁽³⁾.

La prevalencia de patología dolorosa de hombros se describe en más de un 70% de los USRM⁽⁴⁻⁶⁾, siendo menor la patología de muñeca con un 55%, mano con un 45% y codo con 9%⁽⁶⁾; sin embargo, también se ha descrito que la prevalencia de estas otras afecciones músculo-esqueléticas es mayor en aquellos pacientes que ya presentan dolor de hombros⁽⁷⁾. En esta revisión se expondrán las características del dolor de hombro en USRM, sus implicancias biomecánicas, los factores de riesgo asociados y los tratamientos no quirúrgicos más utilizados en esta población específica.

ETIOLOGÍA Y FACTORES DE RIESGO ASOCIADOS

En general la mayoría de los estudios han evaluado el dolor de hombro en USRM con lesión medular (LM) y se extrapola la evidencia encontrada a USRM por otra causa; sin embargo, las limitaciones en las actividades que se producen debido a omalgia serían mayores en lesionados medulares que en USRM por otras patologías⁽⁴⁾. Respecto a la etiología, las causas más frecuentes de dolor de hombro son el pinzamiento subacromial y la tendinopatía del manguito rotador^(3,8). En general los factores de riesgo asociados al desarrollo de dolor en USRM pueden ser clasificados en intrínsecos y extrínsecos.

Dentro de los factores intrínsecos de pinzamiento subacromial, se encuentran la edad y forma del acromion⁽⁴⁾, el tiempo transcurrido desde la LM en los casos en que corresponde⁽⁹⁾ y el sobrepeso, que condiciona una mayor sobrecarga en las estructuras del hombro al realizar transferencias^(4,9).

Respecto a los factores extrínsecos, se han descrito el sobreuso crónico, el trauma repetitivo, el número de transferencias realizadas durante el día, los cambios fisiológicos propios de la lesión medular, la mala alineación de la articulación glenohumeral

secundaria a debilidad o posturas inadecuadas, las alteraciones de cinemática escapular y la presencia de fuerzas compresivas tanto en la cabeza humeral como en las partes blandas asociadas⁽⁹⁻¹¹⁾. Los desbalances musculares parecen cumplir un rol importante. Se describe que aquellos sujetos con omalgia presentan debilidad de la musculatura aductora y rotadora interna de hombro, encargada de realizar la depresión de la cabeza humeral para impedir el pinzamiento a diferencia de los sujetos USRM sin dolor de hombro^(12,13). Se plantea que el desbalance muscular es precisamente la causa por la cual los pacientes tetrapléjicos tienen mayor prevalencia de dolor de hombro y éste tiende a ser más severo^(4,9).

Con respecto a las lesiones de hombro en USRM que practican ejercicio o deporte (Figura 1), es conflictivo plantear que esta práctica sea un factor de riesgo importante para dolor de hombro e



Figura 1. Usuario de silla de ruedas durante práctica deportiva con balón

incluso pudiera llegar a considerarse un factor protector. Burnham y cols⁽¹²⁾ mostró un rol protector con actividad física moderada y el estudio piloto de Finley y cols no logró identificar la práctica deportiva como un factor protector o de riesgo⁽¹⁴⁾, mientras que Fullerton en 2003 describió que atletas USRM tenían hasta 2,5 veces menor riesgo de presentar dolor de hombro y tenían más años libres de dolor de hombros que los no atletas⁽¹⁵⁾.

CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS Y BIOMECÁNICAS

Dada la naturaleza propia de las actividades realizadas en silla de ruedas, es interesante evaluar cuáles de éstas son las que se asocian a mayor dolor. La herramienta más utilizada para la evaluación del dolor de hombros en esta población es el *Wheelchair User's Shoulder Pain Index* (WUSPI)⁽⁵⁾. Corresponde a una escala con 15 ítems que evalúa el dolor con escala visual análoga en una serie de actividades, las cuales comprenden transferencias, movilidad en silla, autocuidado y actividades generales⁽⁵⁾. La ventaja de utilizar la escala WUSPI (Tabla 1) es que ésta es fácilmente reproducible y de corta duración, además de poder medir pequeños cambios subjetivos en personas independientes que pudiesen no ser detectables en escalas de funcionalidad por su efecto techo⁽⁵⁾.

Usualmente las actividades que producen mayor dolor son aquellas que implican utilizar rangos articulares extremos, gran fuerza o elevar las extremidades superiores por sobre la cabeza, específicamente la propulsión en superficies inclinadas, alcanzar objetos desde altura, realizar alivios de presión con *push up*, transferencias a altura, lavarse la espalda o cargar la silla de ruedas hasta un automóvil^(5,7).

Es frecuente observar en USRM que el dolor de hombros no limita la capacidad para realizar una

actividad y que no restringe la participación social. Esto porque estas personas se ajustan a continuar realizando las actividades pese al dolor y es la calidad del movimiento la que se ve afectada. Por ello es muy importante evaluar no sólo la limitación funcional, sino la fatigabilidad, la menor velocidad o eficiencia y las alteraciones biomecánicas del hombro que ponen a estos pacientes en una situación de mayor riesgo para sumar patologías músculo-esqueléticas de otras áreas⁽⁷⁾.

En relación al análisis del movimiento, tanto las actividades de propulsión de silla de ruedas como la descarga de presión en la región isquiática con *push-up*, son ejercicios de cadena cerrada que crean fuerzas compresivas en la extremidad superior hacia superior y posterior, favoreciendo el pinzamiento y las lesiones de muñeca^(3,16,17). Por otro lado, la propulsión de una silla de ruedas manual es un acto ineficiente y repetitivo^(18,19), en el que a medida que aumenta la fatiga con su uso continuo, se produce un aumento significativo de los momentos flexores de hombro comparado con las otras articulaciones, lo que podría explicar el mayor riesgo y prevalencia de patología en esta articulación comparado con otras⁽²⁰⁾.

El estudio biomecánico de los hombros en USRM es muy útil para establecer los factores predisponentes al pinzamiento y poder orientar posibles intervenciones. Por ejemplo, el análisis cinemático ha podido observar que una gran cantidad de USRM tienden a adoptar un sedente en posición cifótica, lo que moviliza la escápula hacia inferior y adelante con la consecuencia de deprimir el acromion y generar pinzamiento⁽⁷⁾. Dentro de las actividades frecuentemente realizadas, las que más contribuyen al pinzamiento son los *push-up* (Figura 2) seguido por la propulsión en pendiente y el inicio de la propulsión que se muestra en la Figura 3⁽²¹⁾. Además se ha reportado que durante las maniobras de alivio de presión se produce un importante inclinación ante-

Tabla 1. Wheelchair users shoulder pain index (WUSPI) versión en castellano.

Coloque una “x” en la escala para estimar su nivel de dolor con las siguientes actividades. Marcar la caja “[]” de la derecha si no ha realizado la actividad en la pasada semana.

Basado en su experiencia de *la semana pasada*, con qué intensidad le ha dolido el hombro cuando estaba:

	No realizado
1. Pasando desde una cama a una silla de ruedas? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
2. Pasando desde una silla de ruedas a un coche? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
3. Pasando desde una silla de ruedas a un baño o ducha? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
4. Cargando una silla de ruedas en el coche? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
5. Empujando una silla durante 10 minutos o más? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
6. Empujando una silla hacia arriba en rampas o pendientes exteriores? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
7. Bajando objetos desde un estante situado por encima de la cabeza? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
8. Colocándose los pantalones ? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
9. Colocándose una camiseta o jersey? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
10. Colocándose una camisa de botones? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
11. Lavándose la espalda? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
12. En actividades habituales diarias en el trabajo, el colegio o la universidad? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
13. Conduciendo? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
14. Realizando las tareas del hogar? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	
15. Durmiendo? Sin dolor [] _____ Peor dolor que nunca ha experimentado []	

Modificado de Arroyo-Aljaro R, González-Viejo MA. Validación al castellano del Wheelchair Users Shoulder Pain Index (WUSPI). *Rehabilitación* 2009;43:2-9.

rior escápulo-torácica que podría favorecer aún más la disminución del espacio subacromial⁽³⁾, como se muestra en la Figura 4.

Al analizar el mecanismo de propulsión de la silla en sujetos sin patología dolorosa, se ha observado que existe una tendencia a una rotación interna de la escápula, lo que favorece el ascenso humeral y, por ende, también el riesgo de pinzamiento⁽³⁾.

Teniendo ambos componentes en cuenta, parece lógico considerar que un posicionamiento inadecuado sumado al efecto de propulsión de la silla de ruedas, podría aumentar de forma aún más marcada el riesgo de pinzamiento (Figura 4).

Eventos 1-4 para: A) descarga de peso (*push-up*) que incluye la iniciación de la elevación, inicio y fin del sostén, e inicio de la bajada. B) Propulsión



Figura 2. Alivio de presión con *push up* en usuario de silla de ruedas manual



Figura 3. Inicio de la propulsión de la silla de ruedas

que incluye el inicio del empuje, la mitad, el final del empuje y el final de la fase e recuperación. Modificado de Zhao K.⁽³⁾

Se debe considerar que existe gran variabilidad entre sujetos respecto a la movilidad escapular, ya que tanto la actividad que realiza una persona día a día como su género producen diferencias, independiente de la presencia de pinzamiento^(22,23). En este aspecto, un estudio transversal reciente de Wessels y colaboradores mostró que en promedio

las mujeres tienen un mayor rango articular de hombro comparado con los hombres, lo que podría favorecer el riesgo de lesiones; sin embargo, ante la presencia de dolor sólo el género femenino presentaba restricción significativa del rango de movimiento⁽²³⁾.

Al realizar un movimiento en forma repetitiva como ocurre en los USRM, éste no es exactamente igual en cada intento, sino que presenta pequeñas variaciones en parámetros cinéticos y témporo-

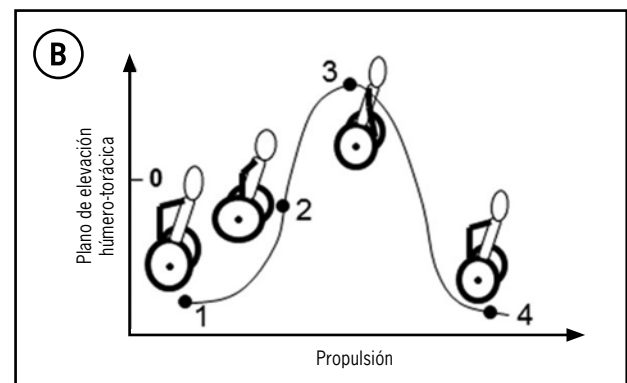
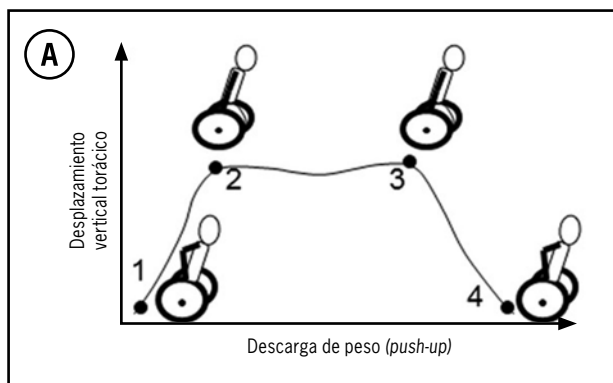


Figura 4. Cinemática del hombro en usuarios de silla de ruedas manual

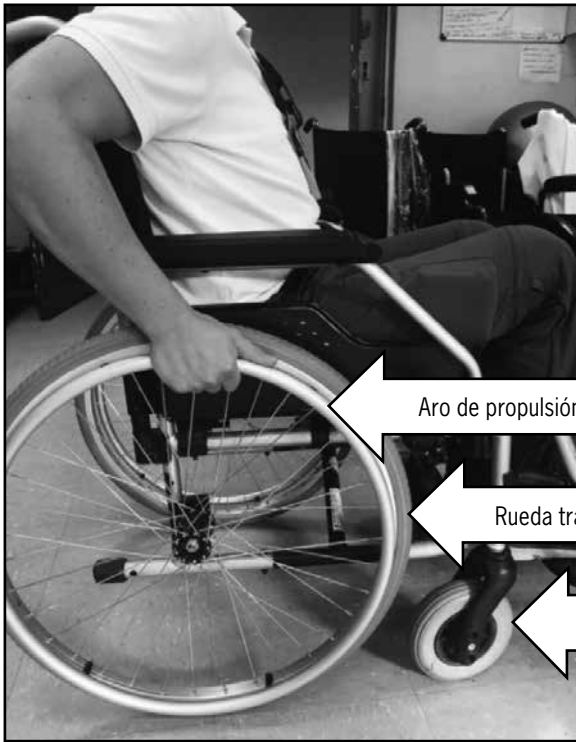


Figura 5.
Silla de rueda
estándar

espaciales. Se ha descrito que en casos donde la variabilidad motora está disminuida, se favorece la producción de lesiones músculo-esqueléticas y que en aquellos sujetos con dolor, efectivamente se observa una menor variabilidad del movimiento comparado con sujetos sin dolor especialmente en aquellos con dolor persistente⁽²⁴⁾, independiente de la velocidad de desplazamiento^(25,26). Adicionalmente Mercer y su grupo en 2006 describieron que existe asociación entre parámetros cinéticos promedio con alteraciones imagenológicas que no necesariamente se traducen en clínica⁽²⁷⁾, por lo que podría plantearse que la escasa variabilidad de estos parámetros es un marcador precoz de susceptibilidad a presentar dolor de hombro.

Pese a todos los hallazgos mencionados previamente, aun no es posible saber si estos cambios cinéticos y cinemáticos son resultado del dolor de hombro como mecanismo compensatorio para reducir las molestias o si son un signo precoz de daño ante la presencia de fuerzas repetitivas en un mismo

punto que superan la capacidad de recuperación o adaptación⁽²⁵⁾. No obstante, considerando que las intervenciones analgésicas acercan la variabilidad del movimiento a niveles normales, se ha planteado que es más probable que las alteraciones biomecánicas se deban a una consecuencia del dolor⁽²⁴⁾.

CONSIDERACIONES SOBRE TRATAMIENTO ESPECÍFICO

Al igual que otros cuadros de dolor de hombro en sujetos no usuarios de silla de ruedas, el manejo incluye el uso de analgésicos, infiltraciones en casos específicos, terapia física y cirugía en casos seleccionados⁽²⁸⁾. Algunas de las técnicas recomendadas, pese a no existir trabajos aleatorizados que evalúen su real impacto, son las técnicas de protección escapular, la adaptación del ambiente a la altura del paciente y las correcciones posturales. Además tiene especial relevancia el adecuado manejo del peso corporal, debido a que aumenta las fuerzas compresivas en los hombros al realizar transferencias. Considerando los hallazgos biomecánicos expuestos, un

tratamiento enfocado en corregir los parámetros cinéticos que causan las fuerzas compresivas o las variables cinemáticas que causan estrechamiento del espacio subacromial, parece la aproximación adecuada. En este contexto se han generado las recomendaciones de disminuir las fuerzas *peak* durante la propulsión, disminuir la cadencia de desplazamiento y tener un adecuado patrón de recuperación entre cada empuje de la propulsión⁽²⁹⁾. En este sentido algunos autores han realizado sugerencias sobre cómo planificar las intervenciones de terapia física para disminuir el dolor y mejorar la función, lo que ha sido avalado por un metaanálisis reciente de Cratsenberg y cols⁽¹¹⁾ en sujetos con lesión medular.

Un adecuado posicionamiento en la silla de ruedas podría disminuir la posición cifótica y el consecuente estrechamiento del espacio subacromial⁽⁷⁾. Por otro lado, ejercicios que trabajen la musculatura encargada de la rotación ascendente, como el músculo serrato anterior, han sido sugeridos por algunos autores para controlar el movimiento escapular durante la propulsión⁽³⁾.

En promedio las intervenciones de terapia física producen una disminución de WUSPI en 8,3 puntos, siendo superior al cambio mínimo detectable de 5,1 puntos⁽¹¹⁾. Se debe tener en consideración que las intervenciones incluidas en el metaanálisis del grupo de Cratsenberg son heterogéneas tanto en el tipo de ejercicios como en el período de tiempo estudiado (que fue entre 8 semanas y 6 meses); sin embargo, la mayoría de las intervenciones incluyeron fortalecimiento de estructuras posteriores del hombro y estiramientos de estructuras anteriores, además de técnicas de reentrenamiento de control escapular como elevaciones en plano escapular y *biofeedback*⁽¹¹⁾. Se debe recalcar que los aspectos que presentaron mejorías más marcadas en WUSPI fueron precisamente aquellos en los cuales se realizó una intervención individualizada y adaptada a las necesidades del sujeto. Esto con-

firma que la individualización y la generación de un programa rehabilitador integral con objetivos claros y profesionales competentes permite obtener los mejores resultados.

Además del entrenamiento analítico realizado por terapeutas físicos, la adaptación adecuada del control motor para llevarlos a actividades funcionales resulta de vital importancia para lograr un adecuado manejo del dolor. Un estudio reciente de Tsai y colaboradores analizó cambios biomecánicos posterior a 45 minutos de entrenamiento de transferencias en forma segura utilizando el Transfer Assessment Instrument (TAI)⁽³⁰⁾. El TAI es una herramienta que evalúa el desempeño durante las transferencias y se ha observado que existe una asociación entre un mejor puntaje, una menor fuerza *peak* en el hombro producto de realizar la transferencia⁽³¹⁾ y menor patología dolorosa de hombro⁽³²⁾. El estudio de Tsai y su grupo mostró además un cambio significativo en los parámetros cinéticos y cinemáticos posterior a una sesión de entrenamiento, describiendo una disminución de la sobrecarga en todas las articulaciones, principalmente secundario a un mejor posicionamiento de tronco y extremidades durante toda la actividad⁽³⁰⁾.

En lo que respecta a la propulsión, se ha sugerido que debiesen considerarse parámetros de variabilidad de movimiento en el desplazamiento en silla de ruedas para modificar los vectores de fuerza resultantes en cada empuje⁽²⁶⁾. Si bien algunos parámetros de variabilidad del movimiento son entrenables, la posibilidad real de producir cambios en la variabilidad de la cinemática es algo que aún no está claro⁽²⁴⁾.

IMPORTANCIA DEL TIPO DE SILLA DE RUEDAS

Existen elementos propios de la silla de ruedas que podrían generar cambios en las fuerzas que reciben

las estructuras del hombro. La fracción efectiva de fuerza (FEF) corresponde a la relación entre la fuerza tangencial que acelera la silla hacia adelante y la fuerza total aplicada a los aros de propulsión. Se ha observado que mayores magnitudes de FEF cambian el patrón de uso de musculatura, generando mayor estrés en el manguito rotador⁽³³⁾. Uno de los factores que influyen en esta fuerza aplicada es la relación entre el radio del aro de propulsión y el radio de la rueda trasera de la silla de ruedas (también llamado radio de engranaje). Cuando esta relación es mayor, es decir, con una rueda trasera proporcionalmente más pequeña, la FEF disminuye, lo que puede contribuir a disminuir la sobrecarga de las extremidades superiores⁽³⁴⁾. Pese a que la mayoría de las sillas de ruedas mantienen radios de engranaje estándares, podría ser una variable a considerar en algunos sujetos. En la Figura 5 se muestran una silla de ruedas estándar (manual) y sus partes.

Las sillas de ruedas con asistencia de poder son aquellas cuyas ruedas tienen la capacidad de multiplicar el efecto propulsivo de las extremidades superiores. Tienen un elevado costo, pero serían teóricamente capaces de disminuir el riesgo de lesiones músculo-esqueléticas. En general se han observado mejorías en términos de evitar rangos de movimiento extremos⁽³⁵⁾, menor activación de musculatura y fuerzas resultantes de hombro⁽³⁶⁻³⁸⁾, menor abducción, flexión y rotación interna de hombro^(37,39) e incluso menores costos energéticos y percepción de esfuerzo⁽⁴⁰⁾; sin embargo, aunque parece lógico que la mejoría de estos parámetros se asociaría a una reducción de dolor en sujetos con patología de hombro, su asociación no se ha analizado en ningún estudio, por lo que su indicación continúa siendo una recomendación basada en parámetros biomecánicos.

Otro aspecto que se ha estudiado respecto a modificaciones en la silla de ruedas incluye el respaldo. En este sentido, un estudio cuasiexperimental evaluó

los cambios en parámetros témporo-espaciales dependiendo de la altura del respaldo a una velocidad constante, logrando mayor libertad de movimiento de la extremidad superior a menor altura del respaldo y menor cadencia de propulsiones; sin embargo, aunque los autores argumentan que la disminución de la cadencia disminuiría el riesgo de lesiones de nervio mediano, el efecto producido en la patología de hombros es desconocido⁽⁴¹⁾. Por otro lado, el análisis sobre el grosor del respaldo en las cargas del hombro sí ha sido estudiado. Un estudio reportó que un respaldo con un colchón de 3 cms de grosor comparado con un respaldo sin colchón disminuyó significativamente la activación de deltoides anterior, trapecio superior y bíceps braquial durante una actividad de propulsión, lo que es revertido al utilizar un grosor de 6 cms⁽⁴²⁾. Debido a la escasa evidencia y al costo económico que involucra modificar los respaldos, probablemente no debiese ser una alternativa a considerar en primera instancia.

CONCLUSIÓN

El uso de silla de ruedas es una herramienta útil para lograr independencia en pacientes que tienen dificultades de desplazamiento; sin embargo, su uso continuo y en desplazamientos comunitarios, además de las deficiencias y desbalances presentes en algunos usuarios, conlleva a un mayor riesgo de patología de hombro. La autopropulsión de la silla de ruedas, la descarga de presión frecuente en aquellos pacientes que lo requieren, la diferencia en altura del ambiente que obliga a los sujetos a alcanzar objetos por sobre la altura de los hombros o manejar la silla de ruedas en pendiente, conducen a varias alteraciones biomecánicas a las que el hombro de sujetos ambulantes no está expuesto.

Una adecuada evaluación clínica que considere las alteraciones biomecánicas y cuantifique adecuadamente el dolor con escalas estandarizadas, es necesaria para dirigir adecuadamente el tratamiento en

esta población. Si bien los pilares del tratamiento respecto a manejo analgésico, terapia física habitual, fármacos y eventuales cirugías no presentan grandes diferencias con el resto de la población, existen algunas intervenciones específicas en esta población que es conveniente conocer. Un adecuado análisis de la musculatura afectada y el

entrenamiento individualizado y actividades propias del usuario de silla de ruedas, son necesarias para lograr un control óptimo del dolor y evitar recurrencia. Sumado a esto, es conveniente considerar aspectos técnicos de la construcción de la silla de ruedas que podrían permitir disminuir la sobrecarga en las áreas afectadas.

REFERENCIAS

1. Smith E, Giesbrecht E, Mortenson B, Miller W. Prevalence of wheelchair and scooter use among community-dwelling Canadians. *Phys Ther* 2016;96:1135-42.
2. Flemmer C, Flemmer R. A review of manual wheelchairs. *Disabil Rehabil Assist Technol* 2016;11:177-87.
3. Zhao K, Van Straaten M, Cloud B, Morrow M, An K, Ludewig P. Scapulothoracic and glenohumeral kinematics during daily tasks in users of manual wheelchairs. *Front Bioeng Biotechnol* 2015;3:1-10.
4. McCasland L, Budiman-Mak E, Weaver F, Adams E, Miskevics S. Shoulder pain in the traumatically injured spinal cord patient: evaluation of risk factors and function. *J Clin Rheumatol* 2006;12:179-86.
5. Curtis K, Roach K, Applegate E, Amar T, Benbow CS, Genecc TD *et al.* Development of the Wheelchair User's Shoulder Pain Index (WUSPI). *Paraplegia* 1995;33:290-3.
6. Pentland W, Twomey L. The weight-bearing upper extremity in women with long term paraplegia. *Paraplegia* 1991;29:521-30.
7. Samuelsson K, Tropp H, Gerdle B. Shoulder pain and its consequences in paraplegic spinal cord-injured, wheelchair users. *Spinal Cord* 2004;42:41-6.
8. Bayley J, Cochran T, Sledge C. The weight-bearing shoulder. The impingement syndrome in paraplegics. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:676-8.
9. Ferrero G, Mijno E, Actis M, Zampa A, Ratto N, Arpaia A *et al.* Risk factors for shoulder pain in patients with spinal cord injury: a multicenter study. *Musculoskelet Surg* 2015;99 Suppl 1:53-6.
10. Lin Y, Boninger M, Worobey L, Farrokhi S, Koontz A. Effects of repetitive shoulder activity on the subacromial space in manual wheelchair users. *Biomed Res Int* 2014;2014:583951.
11. Cratsenberg, K, Deitrick C, Harrington T, Kopecky N, Matthews B, Ott L *et al.* Effectiveness of exercise programs for management of shoulder pain in manual wheelchair users with spinal cord injury. *J Neurol Phys Ther* 2015;39:197-203.
12. Burnham R, May L, Nelson E, Steadward R, Reid D. Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. *Am J Sports Med* 1993;21:238-42.
13. Miyahara M, Sleivert G, Gerrard D. The relationship of strength and muscle balance to shoulder pain and impingement syndrome in elite quadriplegic wheelchair rugby players. *Int J Sports Med* 1998;19:210-4.
14. Finley M, Rodgers M. Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and nonathletic wheelchair users with shoulder pain: A pilot study. *J Rehabil Res Dev* 2004;41(3B):395-402.
15. Fullerton H, Borckardt J, Alfano A. Shoulder pain: a comparison of wheelchair athletes and nonathletic wheelchair users. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:1958-61.
16. Gil-Agudo A, del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E, Pérez-Norbela S, Rodríguez-Rodríguez L. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury. *J Biomech* 2010;43:2508-15.
17. Kulig K, Newsam C, Mulroy S, Rao S, Gronley J, Bontrager E *et al.* The effect of level of spinal cord injury on shoulder joint kinetics during manual wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001;16:744-51.

18. Glaser R, Sawka M, Young R, Suryaprasa A. Applied physiology for wheelchair design. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1980;48:41-4.
19. Hintzy F, Tordi N. Mechanical efficiency during hand-rim wheelchair propulsion: effects of base-line subtraction and power output. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:343-9.
20. Rodgers M, Gayle G, Figoni S, Tobayashi M, Lieh J, Glaser R. Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:85-93.
21. Morrow M, Hurd W, Kenton K, An K. Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:61-7.
22. Timmons M, Thigpen C, Seitz A, Karduna A, Arnold B, Michener L. Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *J Sport Rehabil* 2012;21:354-70.
23. Wessels K, Brown J, Ebersole K, Sosnoff J. Sex, shoulder pain, and range of motion in manual wheelchair users. *J Rehabil Res Dev* 2013;50:351-6.
24. Srinivasan D, Mathiassen S. Motor variability in occupational health and performance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012;27:979-93.
25. Rice I, Jayaraman C, Hsiao-Wecksler E, Sosnoff J. Relationship between shoulder pain and kinetic and temporal-spatial variability in wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil* 2014;95:699-704.
26. Moon Y, Jayaraman C, Hsu I, Rice I, Hsiao-Wecksler E, Sosnoff J *et al.* Variability of peak shoulder force during wheelchair propulsion in manual wheelchair users with and without shoulder pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2013;28:967-72.
27. Mercer J, Boninger M, Koontz A, Ren D, Dyson-Hudson T, Cooper R. Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006;21:781-9.
28. Fattal C, Coulet B, Gelis A, Rouays-Mabit H, Verollet C, Mauri C *et al.* Rotator cuff surgery in persons with spinal cord injury: relevance of a multidisciplinary approach. *J Shoulder Elbow Surg* 2014;23:1263-71.
29. Boninger M, Koontz A, Sisto S, Dyson-Hudson T. Pushrim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: recommendations based on CULP-SCI investigations. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(3 Suppl 1):9-19.
30. Tsai C, Boninger M, Hastings J, Cooper R, Rice L, Koontz A *et al.* Immediate biomechanical implications of transfer component skills training on independent wheelchair transfers. *Arch Phys Med Rehabil* 2016;97:1785-92.
31. McClure L, Boninger M, Ozawa H, Koontz A. Reliability and validity analysis of the transfer assessment instrument. *Arch Phys Med Rehabil* 2011;92:499-508.
32. Hogaboom N, Worobey L, Boninger M. Transfer technique is associated with shoulder pain and pathology in people with spinal cord injury: a cross-sectional investigation. *Arch Phys Med Rehabil* 2016;97:1770-6.
33. Rankin J, Kwarciak A, Richter W, Neptune R. The influence of altering push force effectiveness on upper extremity demand during wheelchair propulsion. *J Biomech* 2010;43:2771-9.
34. Veeger H, Van der Woude L, Rozendal R. Effect of handrim velocity on mechanical efficiency in wheelchair propulsion. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:100-7.

35. Corfman T, Cooper R, Boninger M, Koontz A, Fitzgerald S. Range of motion and stroke frequency differences between manual wheelchair propulsion and pushrim-activated power-assisted wheelchair propulsion. *J Spinal Cord Med* 2003;26:135-40.
36. Lighthall-Haubert L, Requejo P, Mulroy S, Newsam C, Bontrager E, Gronley J *et al.* Comparison of shoulder muscle electromyographic activity during standard manual wheelchair and push-rim activated power assisted wheelchair propulsion in persons with complete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90:1904-15
37. Kloosterman M, Buurke J, de Vries W, Van der Woude L, Rietman J. Effect of power-assisted hand-rim wheelchair propulsion on shoulder load in experienced wheelchair users: A pilot study with an instrumented wheelchair. *Med Eng Phys* 2015;37:961-8.
38. Kloosterman M, Buurke J, Schnaake L, Van der Woude L, Rietman J. Exploration of shoulder load during hand-rim wheelchair start-up with and without power-assisted propulsion in experienced wheelchair users. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2016;34:1-6.
39. Kloosterman M, Eising H, Schnaake L, Buurke J, Rietman J. Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012;27:428-35.
40. Nash M, Koppens D, van Haaren M, Sherman A, Lippiatt J, Lewis J. Power-assisted wheels ease energy costs and perceptual responses to wheelchair propulsion in persons with shoulder pain and spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:2080-5.
41. Yang Y, Koontz A, Yeh A, Chang J. Effect of backrest height on wheelchair propulsion biomechanics for level and uphill conditions. *Arch Phys Med Rehabil* 2012;93:654-9.
42. Yoo I. The effects of backrest thickness on the shoulder muscle load during wheelchair propulsion. *J Phys Ther Sci* 2015;27:1767-9.

CORRESPONDENCIA



Dra. Paola Amador Castro
 Servicio Medicina Física y Rehabilitación
 Hospital Clínico Universidad de Chile
 Santos Dumont 999, Independencia, Santiago
 Fono: 562 2978 8040
 E-mail: pamador@hcuch.cl