

Estudio de la Variación de Presiones Ejercidas por Personas con Lesión Medular durante la Propulsión a Distintas Velocidades.

D. González-Ballesteros¹, D. A. Gayol-Mérida², E. Vela-Peña³, I. Quiñones-Uriostegui³

¹Licenciatura en Ingeniería en Computación, Facultad de Ingeniería. Ciudad Universitaria, Av Universidad 3000, Ciudad Universitaria, Coyoacán, 04510 Ciudad de México, Distrito Federal, e-mail: dan_agb@hotmail.com

²Laboratorio de Ingeniería de Rehabilitación, Instituto Nacional de Rehabilitación, Av. México-Xochimilco no. 289, Col. Arenal de Guadalupe, C.P. 14389, México D.F., México. Tel (52)5559991000 xt. 19708, e-mail: dgayol@inr.gob.mx

³Laboratorio de Análisis de Movimiento, Instituto Nacional de Rehabilitación, Av. México-Xochimilco no. 289, Col. Arenal de Guadalupe, C.P. 14389, México D.F., México. Tel (52)5559991000 xt. 19801, e-mail: evaristopeña@yahoo.com.mx

Resumen— La mayor incidencia de casos de úlceras por presión, se presenta en personas con lesión medular. Una medida de prevención es el uso de asientos en sillas de ruedas. Para evaluar la efectividad de estos, se utilizan sistemas para medir las presiones que se generan entre la persona y su asiento, estas mediciones comúnmente son estáticas, sin embargo existen pocos trabajos relacionados con el comportamiento de las presiones cuando el sujeto realiza alguna actividad de la vida diaria.

En este trabajo se estudió el comportamiento de las presiones, cuando sujetos con lesión medular propulsaban su silla de ruedas, en distintas velocidades, esto con la finalidad de estudiar cómo afecta la velocidad la distribución de presiones en la zona de las tuberosidades isquiáticas, y con esto poder ayudar a plantear estrategias para el diseño y recomendación de asientos.

Palabras clave— lesión medular, propulsión, úlceras por presión, zonas críticas

I. INTRODUCCIÓN

De acuerdo a estudios realizados por *Consortium for Spinal Cord Medicine* [1], las úlceras por presión son, una grave complicación secundaria a una discapacidad motriz, ya que quien las padece ve afectado su bienestar físico, psicológico y social [1]. Las úlceras por presión se definen como lesiones localizadas en los tejidos subyacentes a una prominencia ósea, son causadas por presión y/o por la combinación de la presión con fricción, ejercida sobre el tejido afectado [1]. Se considera que una de las principales causas, de las úlceras por presión es la carga ejercida por el peso del cuerpo, aplicada por un período de tiempo prolongado, sobre las prominencias óseas, tales como el sacro y las tuberosidades isquiáticas, que comprimen el tejido blando, dicha compresión conduce a una disminución del suministro de sangre en el tejido blando, si continua este fenómeno puede ocasionar necrosis [1].

Las úlceras por presión, en la mayoría de los casos se presentan en personas con lesión medular, ya que derivado de su condición neurológica pasan mucho tiempo sentados en sillas de ruedas, en donde realizan sus actividades diarias. Una forma de prevención en estos pacientes, es a través del uso de asientos especiales para sillas de ruedas [1].

La evaluación de estos asientos, se realiza usando sistemas para medir las presiones que se generan entre el usuario y su asiento, dichas evaluaciones son de tipo estático, esto quiere decir que el sujeto no realiza movimiento mientras se realizan las mediciones [2].

De acuerdo a Kemozek [3], Tam [4] y Dabnichki [5], es

necesario realizar mediciones de las presiones en los asientos para sillas de ruedas, cuando la persona se encuentra realizando alguna actividad de la vida diaria, principalmente durante la propulsión de la silla de ruedas, ya que es su medio de locomoción.

Kemozek [3], en su estudio, plantea que el daño en el tejido blando en la zona de tuberosidades isquiáticas, puede deberse a los cambios en la carga (derivada del peso del cuerpo humano), ocasionados por la propulsión de la silla de ruedas, además en su estudio encontró, que los picos de presión son más elevados en las mediciones realizadas durante la propulsión, que durante las mediciones estáticas.

Por otro lado Tam [4], en su estudio halló que durante la propulsión de la silla de ruedas, la posición de la tuberosidad isquiática no coincide con la ubicación de los picos de presión registrados en el mapa de presiones, este resultado sugiere, que existe un movimiento de la pelvis durante la propulsión en la silla de ruedas, lo cual puede influir directamente en la redistribución de las cargas a los tejidos [4].

Dabnichki [5] encontró, que durante la propulsión las cargas dinámicas llegan a ser mucho más grandes que el peso corporal; los gradientes de fuerza son más grandes que durante la medición estática; por lo que se espera que las presiones sean las más altas durante la propulsión, y principalmente en la fase de empuje (cuando el sujeto toma el aro para propulsarse), ya que de acuerdo a Dabnichki [5], el sujeto aplica una parte significativa de su peso a los aros [5]. Además propone que las presiones dinámicas son dependientes de la velocidad con que se propulsa.

Derivado a estos estudios, y de las diferencias encontradas entre las mediciones estáticas y dinámicas, estudiar el comportamiento de las presiones que se generan entre los sujetos y sus asientos para sillas de ruedas durante la propulsión, puede ayudar a mejorar el diseño de los asientos para sillas de ruedas, por lo que el objetivo de este trabajo es analizar el comportamiento de las presiones dinámicas en un grupo de personas con lesión medular, usuarios de asientos hechos a la medida [6], durante la propulsión de su silla de rueda en dos velocidades diferentes.

II. METODOLOGÍA

A) Protocolo de pruebas

Se reclutaron 9 sujetos con lesión medular, sin otras complicaciones asociadas, y al momento del estudio sin úlceras por presión. Los sujetos firmaron un consentimiento informado de acuerdo a los lineamientos de bioética del

Instituto Nacional de Rehabilitación. Cada uno de ellos contaba con un asiento del INR de acuerdo a sus medidas antropométricas [6]. Se evaluó la distribución de presiones en el asiento INR en forma estática de acuerdo a Crawford [2] con el sistema de medición de presiones FSA® [7], para valorar si el asiento era adecuado al voluntario; este equipo evalúa las fuerzas que se generan entre un individuo y la superficie donde se encuentra sentado, a través del despliegue de un mapa topográfico y numérico de las presiones ejercidas en una matriz de 16x16 sensores de tipo resistivo. A cada sujeto se le proporciono una silla de ruedas marca *Ottobock®*, de acuerdo a sus medidas antropométricas y necesidades individuales.

Para la evaluación de las presiones dinámicas se usó el FSA® (ver Fig. 1), sincronizado con el Sistema de Evaluación Kinesiológico (Kinechair) [8], diseñado en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del INR y usado para evaluar parámetros biomecánicos de la propulsión, diseñado en el Laboratorio de Análisis de Movimiento del INR, se le pidió al voluntario que propulsara su silla de ruedas por un espacio de 30 segundos, para la captura de datos [7]. A los voluntarios se les pidió que propulsaran velocidad 1, corresponde a como normalmente se desplaza, y velocidad 2, corresponde a una velocidad de “apurar el paso”.

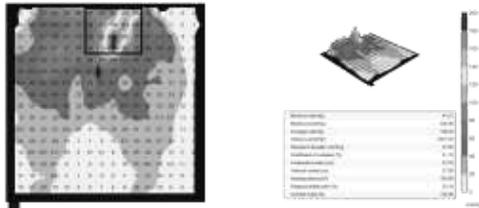


Figura 1. Despliegue de un mapa topográfico obtenido con el sistema FSA®.

B) *Análisis de los datos*

Como señal de referencia para analizar las presiones obtenidas en la prueba dinámica utilizó la señal generada por el kinechair que identifica las fases de propulsión, *fase de empuje*, que correspondió a alta (1) y *fase de reposo* baja (0) cuando soltaba el aro [7].

Obtenidos los mapas de presión de cada prueba, se ubicaron las zonas críticas de acuerdo al criterio de 110mmHg. Este criterio, se definió como la media del rango 80 a 140mmHg de presiones umbrales antes de daño en el tejido, propuestos por Tam [4] y Linder-Ganz [9]. Estas zonas críticas coincidieron con las zonas donde se localizaban las tuberosidades isquiáticas. Ver Fig 2.

Los parámetros evaluados fueron:

- a) Promedio de las presiones por arriba del valor umbral (110mmHg); indica el promedio de los valores que están por arriba del umbral en cada mapa.
- b) Área Crítica; fueron consideradas a todas aquellas áreas que su valor superaba el valor del umbral de 110mmHg.

Primero se compararon los datos obtenidos de las fases, esto se aplicó a las dos velocidades:

- Los datos obtenidos arriba de la presión umbral 110mmHg de la fase de empuje fue contrastada con los datos de las mismas características de la fase de reposo con la finalidad de buscar si existían diferencias significativas entre las fases.

Después se contrastaron los datos obtenidos de ambas velocidades de la siguiente manera:

- Datos obtenidos de la fase de empuje: Se contrastaron los valores de las presiones promedio por arriba de 110mmHg obtenidos en las dos velocidades, para buscar si, existían diferencias significativas. Se realizó lo mismo con las áreas con valores por arriba de 110mmHg.
- Datos obtenidos en la fase de reposo: Se contrastaron los valores de las presiones promedio por arriba de 110mmHg obtenido en las dos velocidades, para buscar si, existían diferencias significativas. Se realizó lo mismo con las áreas con valores por arriba de 110mmHg.

Estos datos fueron procesados a través de un programa desarrollado en Matlab 7.9.0 y analizados estadísticamente usando una prueba t Student, con una $\alpha=0.05$.

III. RESULTADOS

En la tabla I se muestran características demográficas de la muestra de lesionados medulares.

TABLA I
CARACTERÍSTICAS DEMOGRÁFICAS DE LA MUESTRA DE VOLUNTARIOS CON LESIÓN MEDULAR

No.	Tipo de lesión	Género	Estatura (m)	Peso (kg)	IMC	Edad
1	T4-C	M	1.72	79	26.7	38
2	T9	M	1.64	79.2	29.4	31
3	T4-I	M	1.75	98	32	36
4	T4	M	1.68	65	23	40
5	T8-C	M	1.75	78.4	25.6	36
6	T6	M	1.82	80.8	24.4	48
7	L3-C	M	1.5	70	31.11	27
8	T3-C	F	1.73	57	19	21
9	T6-C	M	1.82	119.4	36	32

En la siguiente figura se muestra la tendencia del comportamiento de las presiones.

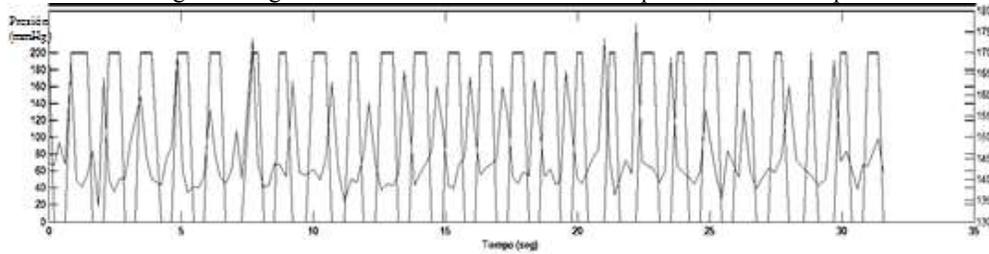


Figura 2. Comportamiento del promedio de las presiones por arriba del valor umbral, la gráfica cuyo límite es 200mmHg representa la propulsión de la silla de ruedas y la gráfica cuya variación es significativa representa el promedio del calor umbral en mmHg.

La Fig. 3 muestra los mapas obtenidos de la prueba de uno de los sujetos.

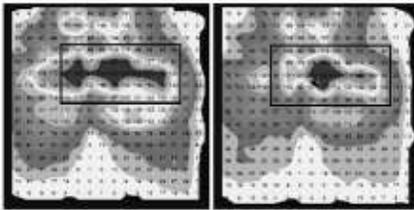


Figura 3. El mapa de la izquierda representa la fase de reposo y el mapa de la derecha es en fase de propulsión con velocidad 2.

Los resultados de las pruebas t-Student tanto para la fase de empuje y la fase de reposo se pueden visualizar en las Tablas II y III respectivamente. Estas pruebas se realizaron una $p < 0.05$.

TABLA II
PRUEBA t STUDENT PARA COMPARAR EL PROMEDIO DE LAS PRESIONES POR ARRIBA DE 110mmHg

	Velocidad 1		P
	Fase de reposo	Fase de empuje	
Presión promedio por arriba del umbral (mmHg)	148.28	151.98	0.003 *
	Velocidad 2		P
	Fase de reposo	Fase de empuje	
Presión promedio por arriba del umbral (mmHg)	150.27	152.91	0.018*

Nivel de significancia $p < 0.05$

TABLA III
PRUEBA t STUDENT PARA COMPARAR LAS ÁREAS POR ARRIBA DE 110mmHg

	Velocidad 1		P
	Fase de reposo	Fase de empuje	
Áreas de las presiones por arriba del umbral (cm ²)	211.80	219.93	0.25
	Velocidad 2		P
	Fase de reposo	Fase de empuje	
Áreas de las presiones por arriba del umbral (cm ²)	215.88	247.01	0.078

Nivel de significancia $p < 0.05$

TABLA IV
PRUEBA t STUDENT PARA COMPARAR EL PROMEDIO DE LAS PRESIONES POR ARRIBA DE 110mmHg

	Fase de empuje		P
	Velocidad 1	Velocidad 2	
Presión promedio por arriba del umbral (mmHg)	151.98	152.91	0.199
	Fase de reposo		P
	Velocidad 1	Velocidad 2	
Presión promedio por arriba del umbral (mmHg)	148.28	150.27	0.048*

Nivel de significancia $p < 0.05$

TABLA V
PRUEBA t STUDENT PARA COMPARAR LAS ÁREAS POR ARRIBA DE 110mmHg

	Fase de empuje		P
	Velocidad 1	Velocidad 2	
Áreas de las presiones por arriba del umbral (cm ²)	219.93	247.01	0.059
	Fase de reposo		P
	Velocidad 1	Velocidad 2	
Áreas de las presiones por arriba del umbral (cm ²)	211.80	215.88	0.40

Nivel de significancia $p < 0.05$

IV. DISCUSIÓN

En las limitaciones para este trabajo, se encontró que el grupo de lesionados medulares a pesar de sus diferencias individuales, todos son activos y considerados parapléjicos, por lo que en futuros estudios será necesario incluir a lesionados medulares con lesiones medulares altas o incompletas que necesitan silla de ruedas. La velocidad es otra limitante ya que se les pidió a los individuos que propulsaran a la velocidad que usan para desplazarse (velocidad 1), en su entorno, otra velocidad más rápida (velocidad 2), que corresponde a “apurar el paso”, por lo que para futuros experimentos las velocidades tienen que ser definidas y controladas en el laboratorio, además de definir más velocidades.

En cuanto a los resultados encontrados en las pruebas, en ambas velocidades de propulsión, se encontró que existe una diferencia significativa entre las dos fases de

propulsión, siendo mayor durante la fase de empuje, esto fue consistente con lo encontrado por Dabnichki[5], y que posiblemente se deba a una fuerza vertical compresiva, ejercida por el sujeto al tocar los aros para propulsarse[5]. En el caso del comportamiento de las presiones consideradas como críticas (arriba de 110mmHg), se encontró que para la fase de empuje al contrastar las dos velocidades no se encontró diferencia significativa, sin embargo durante la fase de reposo si existe diferencia significativa, siendo mayor las presiones críticas promedio en la velocidad 2, esto puede deberse a que los sujetos por tener una lesión medular torácica son más activos, y pueden estar realizando movimientos de tronco que incluyen a la pelvis, para reposicionarse al iniciar el ciclo de propulsión, a una velocidad mayor, haciendo que se aumenten las presiones por arriba del umbral, ya que de acuerdo con Tam [4] durante la propulsión existe un desplazamiento de las tuberosidades isquiáticas, y este comportamiento se evidencia en mayor medida en sujetos sanos y lesionados medulares activos o con lesiones medulares más bajas (paraplejía) [4], que es el caso de ésta muestra.

De acuerdo al análisis realizado en las áreas críticas, en la velocidad 2 existe una diferencia significativa entre las dos fases siendo mayor en la de empuje, esto puede deberse a que el sujeto aplica una mayor carga para poder avanzar más rápido, sin embargo no se encontraron diferencias significativas entre áreas en las dos velocidades. Estos hallazgos tienen implicaciones, para el diseño y recomendación de asientos, ya que se pueden identificar las áreas críticas durante la evaluación estática e incidir en ellas y validar con una evaluación dinámica, debido a que se encontraron diferencias entre los valores de presión durante las fases de propulsión, lo cual debe contemplarse para el diseño y recomendación de los asientos.

V. CONCLUSIÓN

Se encontraron diferencias entre ambas fases de propulsión, siendo la más alta durante la fase de empuje esto es consistente con la literatura consultada. A pesar, de que las presiones por arriba del umbral son mayores en la fase de empuje de la velocidad 2, no se encontró diferencia significativa con la fase de empuje de la velocidad 1. Sin embargo entre las fases de reposo se encontraron diferencias significativas, esto puede deberse a que las presiones críticas aumentan por un posicionamiento del cuerpo para iniciar la fase de empuje. En el caso de las zonas críticas no se encontraron diferencias significativas, esto puede apoyar en el diseño y recomendación de los asientos ya que una vez localizadas las zonas críticas se puede incidir en ellas. El análisis de las presiones dinámicas a diferentes velocidades de propulsión puede ayudar a la prevención de úlceras por presión, al realizar mejores recomendaciones y diseños de asientos para usuarios de sillas de ruedas activos que por sus actividades tengan que propulsar su silla de ruedas por periodos de tiempo prolongados.

RECONOCIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por el apoyo para realizar los proyectos SALUD-2009-1-115219 y SALUD-2007-01-71035.

REFERENCIAS

- [1] Regan M, Teasell RW, Keast D, Aubut JL, Foulon BL, Mehta S (2010). Pressure Ulcers Following Spinal Cord Injury. In Eng JJ, Teasell RW, Miller WC, Wolfe DL, Townson AF, Hsieh JTC, Connolly SJ, Mehta S, Sakakibara BM, editors. *Spinal Cord Injury Rehabilitation Evidence*. Version 3.0. Disponible en www.scireproject.com
- [2] Crawford S. The Application of the Force Sensing Array (FSA) Pressure Mapping System in Clinical Setting. Tesis Doctoral, Faculty of Life and Health Sciences, University of Ulster, 2004.
- [3] Kerozek T.W., Lewin J.E., «Seat interface pressures of individuals with paraplegia: influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurements» *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 79, pp. 313 - 316, 1998.
- [4] Tam E.W, Mak A.F., Lam W.N., Evans J.H., Chow Y.Y., «Pelvic Movement and Interface Pressure Distribution During Manual Wheelchair Propulsion,» *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 84, n° 10, pp. 1466 - 1472, 2003.
- [5] Dabnichki D. T. P.«Pressure variation under the isquial tuberosity a push cycle,» *Medical Engineerin & phisics*, vol. 20, pp. 242 - 256, 1998.
- [6] Galíndez-Novoa C.V, Lobato-Calleros M.O., Gayol-Mérida D.A. «User perception: a further dimension to improve product functionality for users with disabilities. Case: wheelchair cushion to prevent pressure ulcers in spinal cord injured wheelchair users» *Journal of Consumer Satisfaction, Dissatisfaction and Complaining Behavior*, Vol. 26, 2013 (in press).
- [7] D. M. Lara-López, D. A. Gayol-Mérida, I. Quiñones-Uriostegu¹, E. Vela-Peña, M. Bourdon-Santoyo, A. Monroy Análisis de la variación de las presiones dinámicas en los asientos de las sillas de ruedas de pacientes con lesión medular durante el ciclo de propulsión, Congreso Nacional de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, Aguascalientes, México 2013.
- [8] Quiñones I, Vela E., Pérez A. I., Alessi A., Bernal F., Aguado X., Berral F. «Desarrollo de modelo biomecánico para la evaluación cinemática de miembros torácicos» ISSN: 0212-8799 *Archivos de Medicina del Deporte*, 2010.
- [9] Linder-Ganz E, Scheinowitz M, Yizhar Z, Margulies SS, Gefen A How do normals move during prolonged wheelchair-sitting? *Technology and Health Care* vol. 15 pp.195-202 2007.