

ORIGINAL

Evaluación de la distribución de las presiones de apoyo en la interfaz usuario-cojín para determinar la presión de inflado de los cojines de aire

A. Gil-Agudo*, A.I. de La Peña-González, A. del Ama-Espinosa, E. Pérez-Rizo, B. Crespo-Ruiz y S. Pérez-Nombela

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas, Servicio de Rehabilitación, Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, SESCAM, Toledo, España

Recibido el 16 de marzo de 2009; aceptado el 4 de junio de 2009
Disponible en Internet el 1 de diciembre de 2009

PALABRAS CLAVE

Lesión medular;
Úlcera por presión;
Cojín;
Rehabilitación

Resumen

Objetivo: Comprobar si la presión de inflado de los cojines antiescaras de aire en personas con lesión medular es la óptima y determinar su influencia sobre el comportamiento mecánico de los cojines.

Material y métodos: Se efectuó el análisis de la distribución de presiones en la interfaz usuario-cojín con una malla de sensores capacitivos en 32 pacientes con lesión medular que disponían de cojines de aire. Se realizó un registro en las condiciones habituales de presión de inflado y otro tras realizar una corrección de ésta una vez identificada la situación óptima de distribución de presiones. Los parámetros analizados fueron los valores de presión máxima, la presión isquiática, la presión media y su desviación estándar y, en cuanto a superficies, la superficie total (Stot), la superficie que soporta una presión mayor de 60 mmHg (Stot > 60) y su valor porcentual (%Stot > 60).

Resultados: Los valores de las variables relacionadas con la presión fueron más bajos en los registros efectuados tras la corrección de la presión de inflado y, en las relacionadas con la superficie, la Stot fue más alta en el segundo registro, mientras que tanto Stot > 60 y %Stot > 60 fueron más bajos. En todos los casos se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$).

Conclusión: La diferente presión de inflado de un cojín de aire influye en la distribución de presiones en la interfaz usuario-cojín. La distribución de presiones óptima para un cojín determinado se consigue a un nivel de presión de inflado que ha de ser establecido con unos sistemas de medición objetivos.

© 2009 Elsevier España, S.L. y SERMEF. Todos los derechos reservados.

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: amgila@sescam.jccm.es (A. Gil-Agudo).

KEYWORDS

Spinal cord injury;
Decubitus ulcer;
Cushion;
Rehabilitation

Evaluation of pressure support in user-cushion interface to determine inflated cushion air

Abstract

Objective: Verify if the inflation pressure of anti-bedsore air cushions in persons with bone marrow injury is optimum and determine its influence on the mechanical behavior of the cushions.

Material and methods: The distribution of the user-cushion interface was analyzed with a capacitive mesh sensor in 32 subjects with bone marrow injury who used air cushions. A recording was made of the usual conditions of inflated pressure and another one after making a correction of it once identified the optimum pressure distribution situation. Parameters analyzed were maximum pressure value (Pmax), ischiatic pressure (IschP), mean pressure (meanP) and standard deviation (SD) and, in regards to surfaces, total surface (totS), surface that supports a pressure of 60 mmHg (totS > 60) and percentile value (%totS > 60).

Results: The values of the variables related with the pressure were lower in the recordings made after correcting for inflated pressure. In those related with surface, the TotS was higher in the second recording while the totS > 60 and %totS > 60 were lower. There were significant differences in all of the cases ($p < 0.05$).

Conclusion: The different inflation pressure of an air cushion influences the pressure distribution of the user-cushion interface. The distribution of the optimum pressures for a certain cushion is achieved at an inflated pressure level that must be established with some objective measurement systems.

© 2009 Elsevier España, S.L. and SERMEF. All rights reserved.

Introducción

En la etiopatogenia de las úlceras por presión (UPP) se reconocen factores locales y generales que modifican la resistencia de los tejidos a las fuerzas de compresión y cizallamiento, lo que hace de las UPP un fenómeno de etiología multifactorial¹⁻³. La prevalencia de las UPP es variable, según la población estudiada. Lógicamente, entre la población con problemas de movilidad estos valores son mayores. Por ejemplo, en personas mayores residentes en instituciones ha sido estimada entre un 2,3 y un 28% en diferentes estudios^{4,5}. Algunos autores han comunicado tasas de prevalencia de hasta el 32% tras 20 años de sufrir una lesión medular⁶. Otros autores estiman que entre un 50 y un 80% de las personas con lesión medular desarrollarán una UPP⁷⁻¹⁰. Salzberg estudió a 219 personas con lesión medular durante 6 años y encontró que 176, es decir el 80,4%, tenía en su historia al menos una UPP¹⁰. Incluso la menor de estas estimaciones demuestra que el de las UPP es un problema de salud muy importante, especialmente entre los lesionados medulares que se ven obligados a prolongados períodos de sedestación.

Resulta difícil establecer el porcentaje de úlceras causadas por una prolongada sedestación en una silla de ruedas, pero estimaciones recogidas en la bibliografía sugieren un porcentaje de entre un 36 y un 50% para la población en mayor situación de riesgo¹¹. Además de la importancia cuantitativa de este problema, también presenta un importante impacto económico. Según un trabajo publicado a principios de la década de los noventa, el coste asociado al tratamiento de las UPP en EE. UU. superó los 6,4 billones de dólares¹². Diversos factores interrelacionados han sido identificados como predisponentes de la aparición del daño tisular ligado al mantenimiento de cargas

constantes. Entre ellos merece la pena destacar los factores mecánicos, la fricción, el calor, la humedad, la incontinencia, la malnutrición y los niveles alterados de la consciencia^{1,4,13}. La importancia de estos factores depende también de las características particulares de la población de riesgo considerada. Por ejemplo, las personas con lesión medular tienen un riesgo mayor debido a la pérdida de sensibilidad y capacidad motora, a la pérdida del control vasomotor y del tono, a los cambios y anomalías en la morfología ósea y tisular y a la actividad neuromuscular alterada, ya sea por espasticidad o flacidez^{9,14,15}. A pesar de todo, los mecanismos que desencadenan la aparición de las UPP siguen sin estar totalmente aclarados. La tendencia actual de la investigación en este campo se está centrando en el análisis de las características fisiológicas, biomecánicas y bioquímicas de los tejidos y de la interacción con las superficies de apoyo^{16,17}. La valoración de la importancia relativa de los mecanismos fisiológicos, biomecánicos y bioquímicos requiere de una investigación multidisciplinaria. Diferentes estudios han señalado que el uso de cojines antiescaras diseñados para mantener la integridad tisular reduce la incidencia de las UPP inducidas por períodos prolongados de sedestación^{11,18}. Sin embargo, no existe suficiente evidencia clínica que permita extraer conclusiones sobre el comportamiento diferencial de distintas superficies de sedestación medidas por su eficacia clínica³. La presión de contacto o de la interfaz sujeto-superficie de sedestación se ha usado de forma amplia como herramienta de predicción de la efectividad clínica de diferentes superficies de apoyo y para la comparación de productos. Estudios previos no han podido identificar un cojín que de forma permanente ofreciera las presiones más bajas para distintos usuarios³. Por ejemplo, estudios que comparaban superficies de sedestación de

espuma con superficies de sedestación envolventes no han podido demostrar diferencias significativas en la incidencia de UPP^{11,19}. Aunque, efectivamente, resulta muy complicado diseñar trabajos de experimentación para determinar qué tipo de cojín es el que menor incidencia de aparición de UPP presenta, resulta más asequible realizar estudios comparativos entre distintos tipos de cojines sobre sus características mecánicas²⁰.

En el caso de los cojines de aire, la diferente presión de inflado puede condicionar distintas configuraciones del mismo cojín y, por tanto, diferentes prestaciones mecánicas de un mismo producto que es necesario ajustar. Hasta ahora, la recomendación de la presión de inflado en los cojines de aire se realiza de forma empírica mediante unas instrucciones facilitadas por el fabricante, existiendo, en muchos casos, una falta de concienciación por parte del paciente sobre esta cuestión. En ese sentido, nos planteamos como hipótesis de trabajo que la presión de inflado que habitualmente llevan los pacientes en sus cojines de aire puede no ser la más adecuada y que, como recogen estudios previos, es necesario identificar cuál es la presión de inflado óptima²¹. Por otro lado, consideramos necesario introducir equipos que nos ofrezcan información objetiva de la situación de la distribución de presiones en diferentes situaciones de presión de inflado para valorar sus prestaciones mecánicas²². Por todo ello, los objetivos de este trabajo han sido, por un lado, comprobar si el nivel de inflado que llevan los usuarios es el óptimo y, por otro, determinar la influencia de los distintos niveles de presión de inflado de los cojines de aire sobre su comportamiento mecánico.

Material y métodos

Sujetos

Los criterios de inclusión de los pacientes han sido los siguientes:

1. Lesionados medulares con nivel neurológico cervical y dorsal (American Spinal Injury Association A o B).

2. Disponer de su propio cojín de aire.
3. Ausencia de UPP en el último mes.
4. Edad superior a 18 años.

Siguiendo estos criterios se han analizado los registros de 32 pacientes que presentaban una edad media de $43,75 \pm 15,72$, con un intervalo de edad entre 23 y 82 años, de los que 25 fueron varones y 7 mujeres, cuyas características demográficas se presentan en la [tabla 1](#). Todos los pacientes firmaron el correspondiente consentimiento informado antes de incorporarse al estudio y se siguió la normativa ética de la Declaración de Helsinki. El protocolo fue aprobado por el comité de ética local.

Material

El sistema de registro de la distribución de presiones que empleamos en nuestro estudio ha sido el denominado Xsensor model X2 (Xsensor Technology Corporation, Calgary, Canadá), que consiste en una matriz computarizada situada sobre una delgada superficie de plástico flexible de 40×40 celdas con un total de 1.600 sensores capacitivos adyacentes entre sí y una superficie sensible de $1,6 \text{ cm}^2$ por cada uno de los transductores ([fig. 1](#)). La señal digital es derivada al ordenador mediante un puerto USB de alta velocidad que permite una frecuencia de muestreo de 10 Hz. El sistema se calibraba antes de cada ensayo según las especificaciones del fabricante para el intervalo de presiones 10–210 mmHg.

El paciente era valorado en su propia silla de ruedas y con su propio cojín de aire. Este tipo de cojines consta de celdas neumáticas telescópicas ajustables e individualmente deformables. Los diferentes tipos de cojines de aire que llevaban los pacientes analizados en este estudio fueron los siguientes: a) cojín de aire monocompartmental de perfil bajo, modelo Kineris perfil bajo de Askle Santé Winnicare (Askle Santé Winnicare Group, Nimes, Francia); b) cojín de aire monocompartmental de perfil alto, modelo Kineris perfil alto de Askle Santé Winnicare Group, y c) cojín de aire bicompartimental dividido en dos cámaras estancas que simulan una base ergonómica de apoyo en sedestación,

Tabla 1 Características demográficas de la muestra

	Valor absoluto/media	%/DE	Máximo	Mínimo
<i>Sexo</i>				
Varones	25*	78,13*	NA	NA
Mujeres	7*	21,88*	NA	NA
<i>Nivel de lesión</i>				
Cervical	8*	25*	C7	C5
Dorsal	24*	75*	D12	D4
<i>Edad, años</i>	43,75**	15,72**	82	23
<i>Tiempo desde la lesión, meses</i>	110,06**	92,39**	284	2
<i>IMC (Kg/m²)</i>	22,89**	5,53**	39,8	12,89
<i>Barthel (0–100)</i>	40,16**	25,38**	80	5
<i>Bradden (0–23)</i>	13,91**	2,63**	19	10

DE: desviación estándar; IMC: índice de masa corporal; NA: no aplicable.

*Indica valor absoluto y porcentaje en cada caso.

**Indica media y DE.

modelo Roho Enhacer The Roho Group (ROHO, Inc., Belleville, Illinois, EE. UU.) (fig. 2). Para registrar la presión de inflado del cojín se utilizó un manómetro digital Digitron 2081P (Digitron Instrumentation Ltd. Woodland Road, Torquay, Inglaterra).

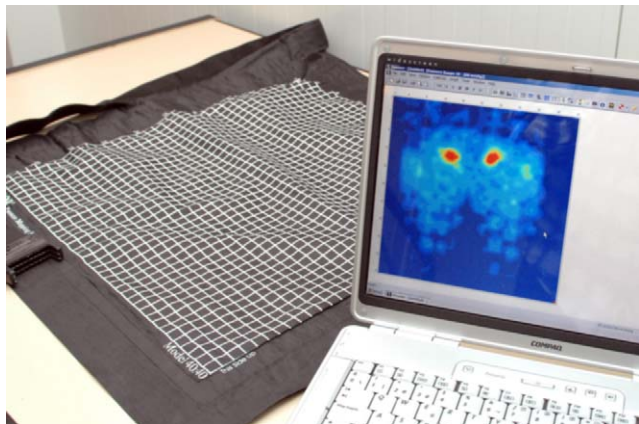


Figura 1 Sistema de receptores capacitivos Xsensor utilizado en el presente estudio que permite medir la distribución de las presiones en la interfaz usuario-cojín.

Procedimiento

En primer lugar, se realizaba un examen físico y una anamnesis que nos permitía recoger datos sobre las variables clínicas, tales como edad, nivel de lesión medular e índice de masa corporal, así como las escalas de valoración funcional y de riesgo de aparición de escaras, como la de Braden²³. A continuación, el paciente se sentaba confortablemente con los brazos apoyados en la cara anterior de los muslos, los pies en el reposapiés graduado para mantener un grado de flexión de las rodillas entre 70° y 90°. La pelvis se situaba tan atrás como permitía el asiento con los muslos paralelos al suelo. El asiento se situaba horizontal paralelo al suelo, y al respaldo no se le permitía una reclinación mayor de 10° (fig. 3). Esta postura es la recomendada en estudios previos, como el de Ferguson-Pell¹⁴. El registro de presión en la interfaz cojín-sujeto se realizó mediante la matriz de sensores capacitivos descrita anteriormente. Se llevaron a cabo 2 registros. El primero de ellos consistió en una determinación basal, es decir, en las condiciones de presión de inflado del cojín con las que llegaba el usuario. Se realizaba una medición continua durante 90 s a fin de observar comportamientos temporales del cojín en términos de la presión en la interfaz cojín-sujeto. Durante este tiempo, el sujeto no debía realizar ningún movimiento. Una

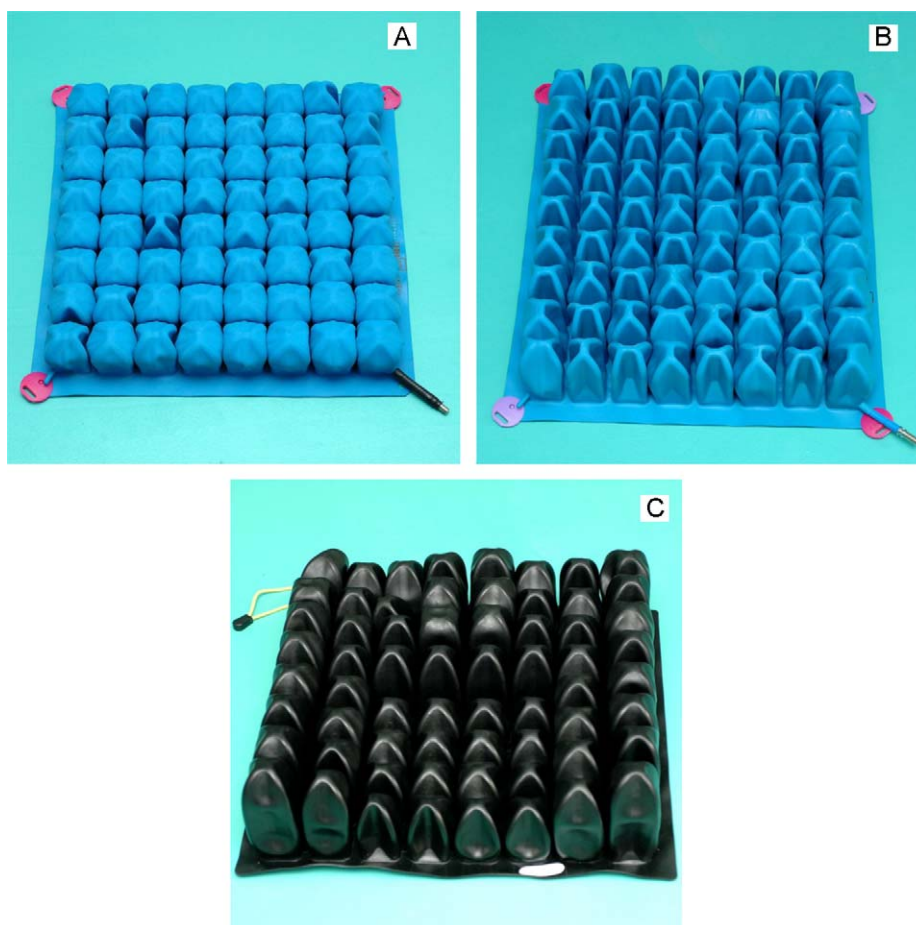


Figura 2 Cojines analizados en este trabajo. A) Cojín de aire monocompartimental de perfil bajo. B) Cojín de aire monocompartimental de perfil alto. C) Cojín de aire bicompartimental.



Figura 3 Imagen que ilustra la posición en la que se efectuaban los ensayos, es decir, el paciente sentado con los brazos apoyados en la cara anterior de los muslos, una flexión de las rodillas de 90° y la pelvis se situaba tan atrás como lo permitía el asiento con los muslos paralelos al suelo. El asiento se situaba de manera horizontal paralelo al suelo, y al respaldo no se le permitía una reclinación mayor de 10° .

vez llevado a cabo el registro inicial, se iba modificando la presión de inflado del cojín con el paciente sentado. Los eventuales cambios en la distribución de presiones y los valores de presión se visualizaban en la pantalla del ordenador en tiempo real. Se detenía el proceso de manipulación de la presión de inflado en aquella situación que ofrecía un mejor resultado. La determinación de esa situación óptima se establecía en función de los valores de presión hasta que se alcanzaba el punto de mínima presión en la interfaz usuario-cojín. Al llegar a esa situación se efectuaba el segundo registro, denominado postcorrección. Cada una de las situaciones de presión de inflado se caracterizaron determinando cuál era dicha presión de inflado mediante el manómetro que se adaptaba a cada una de las válvulas de inflado.

Análisis de los datos

Siguiendo las recomendaciones establecidas en trabajos anteriores, se asumió que la localización de los picos de presión que aparecían en el mapa de presiones en posición de sedestación estática y erecta coincidía con las tuberosidades isquiáticas²⁴. Para confirmar la ubicación de estas zonas de interés en el mapa de presiones, se introducía la mano del explorador entre el sujeto y el sistema de registro de presiones. Se desarrolló un algoritmo en Matlab (The MathWorks, Natick, MA, EE. UU.) para procesar los datos, que permitía identificar los datos perdidos o artefactos de pliegue de la matriz de sensores y para obtener el mapa de presiones medio promediando los datos registrados durante el tiempo de duración de cada registro.

Las variables analizadas fueron las siguientes:

Variables relacionadas con la presión

Las variables registradas para cada uno de los usuarios en cada uno de los registros fueron el valor pico de presión máxima (P_{máx}) en todo el mapa de presiones y el valor pico en una zona crítica, como son las tuberosidades isquiáticas (presión isquiática). Dicho valor corresponde al valor

máximo registrado en las celdas correspondientes a la zona de la tuberosidad isquiática. De los dos valores correspondientes a ambas tuberosidades isquiáticas, se consideró la media entre los obtenidos en los dos lados. También se registró el valor medio de todo el mapa de presiones en cada registro (presión media) y la desviación estándar de la presión (Psd). La Psd nos informó del grado de dispersión del mapa de presiones registrado por los sensores. Un valor bajo de Psd indica que la distribución de presiones es uniforme, mientras que un valor elevado de Psd refleja una irregular distribución con zonas de picos elevados²⁰.

Variables relacionadas con la superficie

Las variables relacionadas con la superficie son la superficie total (Stot) de contacto, la superficie de zonas con niveles de presión por encima de 60 mmHg (Stot > 60), definida como aquella superficie que soporta una presión por encima de los 60 mmHg, y el porcentaje que supone esta superficie con valores de presión elevados en el conjunto de la superficie de contacto. El valor de 60 mmHg es un punto de corte a partir del cual aumenta el riesgo de presentar una UPP¹⁸.

Análisis estadístico

Para la descripción de las variables cualitativas se emplearon frecuencias y porcentajes. En el caso de las variables cuantitativas, se empleó el test de Kolmogorov-Smirnov para determinar qué variables siguieron una distribución normal. Se comprobó que la distribución de las variables analizadas no se ajustaba a la distribución normal, sino que seguían el patrón de la distribución de Poisson. Esto es así debido al límite superior de medición del equipo de 210 mmHg, es decir, que ése fue el valor máximo registrado aunque se pudieran ejercer presiones más altas. Por tanto, para la descripción de las variables cuantitativas se emplearon la mediana y el rango intercuartílico.

Al tratarse de una distribución que no se adaptaba a la normal, se utilizó un test no paramétrico, concretamente el test de los rangos de Wilcoxon, para detectar diferencias significativas entre los valores de las variables antes y después de la regulación de la presión de inflado. Un valor de p inferior a 0,05 fue considerado como estadísticamente significativo. El análisis estadístico fue realizado con SPSS 12.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, EE. UU.).

Resultados

En cuanto a las variables relacionadas con la presión en la interfaz usuario-cojín, se han encontrado diferencias significativas para todas las variables analizadas, es decir, P_{máx}, presión isquiática, presión media y Psd, entre la medición inicial y la realizada postcorrección, siendo mayor el valor en la primera medida (tabla 2). Además de presentar valores más bajos de presión tras la corrección, la distribución de presiones, medida por la Psd, es más homogénea en la segunda medición.

Al analizar los datos de las variables relacionadas con la superficie de contacto entre el usuario y el cojín, las mediciones efectuadas después del ajuste de la presión de inflado de los cojines también aportan mejoras estadísticamente significativas en todos los casos, puesto que

aumentan los valores de superficie de contacto total y disminuye la proporción de superficie que soporta una presión excesiva (tabla 3).

En los cojines de aire monocompartimentales, la modificación en la presión de inflado consistió en reducir dicha presión en una media de 14,31 mmHg para los de perfil bajo y de 5,36 mmHg para los de perfil alto (tabla 4). En el caso

de los bicompartimentales, al haber resultados distintos de aumento o de reducción del aire introducido en cada una de las dos cámaras existentes, se presentan los resultados individuales (tabla 5).

Discusión

Se han cumplido los objetivos que se marcaron en este trabajo, es decir, se ha comprobado que el nivel de inflado que llevan los usuarios no es el óptimo y que el nivel de presión de inflado de los cojines de aire influye sobre el comportamiento mecánico de éstos.

El nivel de presión de inflado del cojín con el que acudían los pacientes se tomó como medida basal. La situación óptima definida por las recomendaciones del fabricante es aquella en la cual, una vez introducida la mano entre el cojín y la zona correspondiente a la tuberosidad isquiática, la presión de inflado debe permitir que se puedan mover ligeramente las puntas de los dedos. Se estima que en esta situación el aire introducido dentro del cojín permitiría una distancia de separación entre el paciente y el asiento de alrededor de 2 cm. Sin embargo, en muchos casos, el paciente desconocía esta técnica de adaptación de su cojín.

Se han publicado numerosos estudios sobre la relación entre la intensidad y la duración de la presión sobre la piel y la aparición de UPP^{25,26}. La relación entre la presión y el tiempo es una curva parabólica que indica que la lesión de la piel se produce a presiones bajas durante largos períodos de tiempo así como con presiones altas durante cortos períodos de tiempo. Los valores elevados de presión en la interfaz usuario-cojín se han asociado con una elevada incidencia de UPP^{2,27,28}.

Cuando un paciente se sienta en su silla de ruedas sobre un cojín de aire, la presión aplicada por las prominencias óseas, como las tuberosidades isquiáticas, es mayor que la de las zonas correspondientes a tejidos blandos. Al ampliar la superficie de contacto entre el usuario y el cojín, disminuye la presión soportada, puesto que el peso se reparte de un modo más uniforme.

En este trabajo, al igual que en otras experiencias similares, las zonas de mayor presión se correspondieron con las de las tuberosidades isquiáticas²⁹. Se logró reducir la presión en esos puntos ajustando la presión de inflado del cojín, de modo que se consiguió ampliar la zona de contacto.

La presión en la interfaz usuario-cojín depende de varios factores. Los factores relacionados con el cojín son el

Tabla 2 Variables relacionadas con la presión en la interfaz usuario-cojín

	Basal (mmHg)	Postcorrección (mmHg)	Valor p
Pmáx	210,00 (1,50)	205,00 -87	<0,05
Pisq	195,00 (64,9)	168,75 (99,4)	<0,05
Pmed	41,41 (13,52)	36,57 (8,67)	<0,05
Psd	27,59 (12,93)	21,35 (10,24)	<0,05

Los datos presentados corresponden a las medianas (rango intercuartílico).

Pisq: presión isquiática; Pmáx: presión máxima; Pmed: presión media; Psd: desviación estándar de la presión.

Tabla 3 Variables relacionadas con la superficie de contacto entre el usuario y el cojín

	Basal (cm ²)	Postcorrección (cm ²)	Valor p
Stot	1.028,20 (320,6)	1.213,70 (342,3)	< 0,05
Stot > 60*	162,10 (200,42)	116,94 (139,94)	< 0,05
Porcentaje de Stot > 60**	15,49 (18,48)	9,10 (8,91)	< 0,05

Los datos presentados corresponden a las medianas (rango intercuartílico).

Stot: superficie total.

*Soporta una presión mayor de 60 mmHg.

**Valor porcentual de la superficie que soporta una presión mayor de 60 mmHg.

Tabla 4 Cuadro en el que se recogen los valores medios (desviación estándar) de presión de inflado de los distintos tipos de cojines monocompartimentales en la situación inicial y postcorrección

	N.º de usuarios	Presión de inflado basal (mmHg)	Presión de inflado postcorrección (mmHg)	Diferencia
Cojín de aire monocompartimental de perfil bajo	17	36,35 (14,47)	22,04 (6,89)	-14,31
Cojín de aire monocompartimental de perfil alto	8	28,46 (12,74)	23,10 (8,27)	-5,36

La diferencia con signo negativo indica retirar aire o desinflar.

Tabla 5 Cuadro en el que se recogen los valores de presión de inflado de las dos cámaras de los cojines bicompartimentales en la situación inicial y postcorrección en cada uno de los usuarios

	Presión de inflado basal, mmHg		Presión de inflado postcorrección, mmHg		Diferencia	
	Cámara interna	Cámara externa	Cámara interna	Cámara externa	Cámara interna	Cámara externa
Usuario 1	15	68	32	45	17	-23
Usuario 2	55	37	10	44	-45	7
Usuario 3	60	32	23	30	-37	-2
Usuario 4	41	45	21,5	24,5	-19,5	-20,5
Usuario 5	35,5	32	16,2	41	-19,3	9
Usuario 6	48	30	10	32	-38	2
Usuario 7	23	33	3	33	-20	0

La diferencia con signo negativo indica retirar aire o desinflar. La diferencia con signo positivo indica aportar aire o inflar.

tamaño, la forma, el material, la capacidad de aire y la presión de inflado; estas dos últimas cuestiones se dan en el caso de los cojines de aire³⁰⁻³². Los factores relacionados con el usuario son el peso, el tamaño y la forma de los muslos y la zona glútea, el nivel de la lesión, el equilibrio en sedestación, la presencia de escoliosis o de asimetría pélvica, etc^{31,33,34}. Una correcta adaptación entre el usuario y la silla también puede influir^{35,36}.

Resulta complicado ajustar la presión de inflado del cojín tanto para los pacientes como para sus cuidadores y para los terapeutas sin tener una referencia previa. Aunque sí se han publicado trabajos sobre la eficacia de los distintos cojines a la hora de aliviar la presión en la interfaz usuario-cojín, pocos han sido los estudios realizados sobre la influencia de la presión de inflado de los cojines de aire a la hora de distribuir el peso del paciente^{21,37}. La presión óptima de inflado se puede obtener regulando la salida de aire del interior del cojín manejando la válvula que permite la entrada y salida de aire hasta que se obtengan los valores más adecuados de presión y de superficie de contacto.

Algunos autores señalan que los valores de P_{máx} son mayores en la zona correspondiente a las tuberidades isquiáticas de personas delgadas que en las de personas obesas^{37,38}, puesto que esos valores dependen en gran medida de la consistencia de los tejidos colindantes a las tuberidades isquiáticas. De los datos obtenidos en este trabajo, y coincidiendo con otras experiencias similares, se puede decir que la presión en la interfaz entre la superficie de contacto del paciente y el cojín de aire se puede aliviar modificando la presión de inflado del cojín²¹.

No obstante, hay que señalar que aun modificando la presión de inflado de los cojines de aire no se consigue situar los valores de presión debajo de las tuberidades isquiáticas por debajo del umbral de aparición de las UPP. En ese sentido, las medidas preventivas rutinarias, como las pulsiones, la estrecha vigilancia de la piel en las zonas de riesgo y otros métodos de educación en autocuidados durante el período de rehabilitación, son esenciales.

La comparación de los valores absolutos de presión y de superficie de contacto obtenidos en el presente trabajo con los comunicados por otros autores presenta una serie de dificultades derivadas fundamentalmente del dispositivo utilizado para medir la presión de apoyo en la interfaz usuario-cojín y del procedimiento de análisis de los resultados³⁹.

Existen diferentes equipos disponibles en el mercado. Cada uno de ellos presenta unas características determinadas que le proporcionan un comportamiento diferenciado y unas indicaciones específicas según la superficie por medir, hasta el punto de encontrar diferencias en los valores de presión en un mismo paciente con el mismo cojín según el dispositivo de medida empleado⁴⁰. En ese sentido, los valores que se obtuvieron en nuestro estudio, en el que se utilizó el equipo de medida denominado Xsensor, fueron mayores en el caso de la P_{máx} y de la Stot frente a los obtenidos en otros estudios similares en los que se utilizó un equipo de medida diferente^{21,41}. En definitiva, se ha comprobado que el nivel de presión de inflado de los cojines de aire que habitualmente llevan los pacientes no es el adecuado. Para determinar el nivel óptimo, se recomienda la utilización de un análisis de las presiones en la interfaz usuario-cojín. Por todo ello, sería recomendable en los cojines de aire realizar una determinación de la presión de inflado que proporcione los mejores resultados en la distribución de presiones en la interfaz usuario-cojín y, una vez establecidos esos valores, que el usuario pueda disponer de un manómetro para comprobar en su domicilio que, en todo momento, se ajusta a los valores recomendados.

Conclusión

De los resultados obtenidos en la presente experimentación se pueden obtener las siguientes conclusiones:

1. La diferente presión de inflado de un cojín de aire influye en la distribución de presiones en la interfaz usuario-cojín.
2. La distribución de presiones óptima para un cojín determinado en cada persona se consigue a un determinado nivel de presión de inflado.
3. Esta presión de inflado óptima ha de ser establecida con unos sistemas de medición objetivos y no de forma empírica.

Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existe ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Bea M, Salvador MP, Pascual V. Prevención y tratamiento de las úlceras por presión en el paciente inmovilizado. *Rehabilitación (Madr)*. 1995;29:435–45.
2. Brienza D, Karg P, Geyer MJ, Kelsey S, Treffler E. The relationship between pressure ulcer incidence and buttock-seat cushion interface pressure in at risk elderly wheelchair users. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:529–33.
3. McInnes E, Bell-Syer SEM, Dumville JC, Legood R, Cullum NA. Support surfaces for pressure ulcer prevention. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2008, Issue 4. Art. No.: CD001735. DOI:10.1002/14651858.CD001735.pub3.
4. Garber SL, Rintala DH. Pressure ulcers in veterans with spinal cord injury: A retrospective study. *J Rehabil Res Dev*. 2003; 5:433–42.
5. Young JS, Burns PE. Pressure sores and the spinal cord injured. *SCI Digest*. 1981;3:11–23.
6. Yarkony GM, Heinemann AW. Pressure ulcers. En: Stover SL, De Lisa JA, Whiteneck GG, editores. *Spinal cord injury: Clinical outcomes from the model systems*. Gaithersburg (MD): Aspen Publishing; 1995. p. 100–19.
7. Gosnell DJ. An assessment tool to identify pressure sores. *Nurs Res*. 1973;22:55–9.
8. Richardson RR, Meyer PR. Prevalence and incidence of pressure sores in acute spinal cord injuries. *Paraplegia*. 1981;32:150–8.
9. Rodríguez GP, Garber SL. Prospective study of pressure ulcer risk in spinal cord injury patients. *Paraplegia*. 1994;32:150–8.
10. Salzberg CA, Byrne DW, Cayten CG. A new pressure ulcer risk assessment scale for individuals with spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil*. 1996;75:96–104.
11. Lim R, Sirett R, Conine TA, Daeschel D. Clinical trials of foam cushions in the prevention of decubitus ulcers in elderly patients. *J Rehabil Res Dev*. 1988;25:19–26.
12. Marwick C. Recommendations for pressure sores. *JAMA*. 1992; 268:700–1.
13. Poveda R, Gil A, Sánchez-Lacuesta J. Valoración de cojines antiescaras por parte de 53 lesionados medulares. Estudio piloto. *Rehabilitación (Madr)*. 1997;31:35–41.
14. Ferguson-Pell MW. Seat cushion selection. *J Rehabil Res Dev*. 1990;2:49–74.
15. Mawson AR, Siddiqui FH, Connolly BJ, Sharp CJ, Summer WR, Biundo JJ. Sacral transcutaneous oxygen tension levels in the spinal cord injured: Risk factors for pressure ulcers. *Arch Phys Med Rehabil*. 1993;74:745–51.
16. Bennett I, Kavner D, Lee BY. Skin stress and blood flow in sitting paraplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;65:186–90.
17. Xakellis G. A comparison of changes in the transcutaneous oxygen tension and capillary blood flow in the skin with increasing comprehensive weights. *Am J Phys Med Rehabil*. 1991;70:172–7.
18. Conine TA, Hershler C, Daeschel D. Pressure sore prophylaxis in elderly patients using polyurethane foam or jay wheelchair cushion. *Int J Rehabil Res*. 1994;17:123–37.
19. Conine TA, Daeschel D, Hershler C. Pressure sore prophylaxis in elderly patients using slab foam or customised contoured foam wheelchair cushions. *Occup Ther J Res*. 1993;13:101–16.
20. Ferrarin M, Andreoni G, Pedotti A. Comparative biomechanical evaluation of different wheelchair seat cushions. *J Rehabil Res Dev*. 2000;37:315–24.
21. Hamanami K, Tokuhira A, Inoue H. Finding the optimal setting of inflated air pressure for a multi-cell air cushion for a wheelchair patient with spinal cord injury. *Acta Med Okayama*. 2004;58: 37–44.
22. Eitzen I. Pressure mapping in seating: A frequency analysis approach. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:1136–40.
23. Bergstrom N, Braden BJ, Laguzza A, Holman V. The Braden Scale for predicting pressure sore risk. *Nurs Res*. 1987;36:205–10.
24. Tam EW, Mak AF, Lam WN, Evans JH, Chow YY. Pelvic movement and interface pressure distribution during manual wheelchair propulsion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:1466–72.
25. Patterson RP, Fisher SV. Sitting pressure-time patterns in patients with quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986; 67:812–4.
26. Kosiak M. A mechanical resting surface: Its effect on pressure distribution. *Arch Phys Med Rehabil*. 1976;57:481–4.
27. Geyer MJ, Brienza DM, Karg P, Treffler E, Kelsey S. A randomized control trial to evaluate pressure-reducing seat cushions for elderly wheelchair users. *Adv Skin Wound Care*. 2001;14: 120–129.
28. Gilsdorf P, Patterson R, Fisher S. Thirty-minute continuous sitting force measurements with different support surfaces in the spinal cord injury and abled-bodied. *J Rehabil Res Dev*. 1991;28:33–8.
29. Aissaoui R, Kauffmann C, Dansereau J, de Guise JA. Analysis of pressure distribution at the body-seat interface in able-bodied and paraplegic subjects using a deformable active contour algorithm. *Med Eng Phys*. 2001;23:359–67.
30. Brienza DM, Karg PE. Seat cushion optimization: A comparison of interface pressure and tissue stiffness characteristics for spinal cord injured and elderly patients. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79:388–94.
31. Koo TTK, Mak AFT, Lee YL. Posture effect on seating interface biomechanics: Comparison between two seating cushions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77:40–7.
32. Ragan R, Kernozek TW, Bidar M, Mathesson JW. Seat-interface pressures on various thicknesses of foam wheelchair cushions: A finite modeling approach. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83: 872–875.
33. Kernozek TW, Lewin JE. Seat interface pressures of individuals with paraplegia: Influence of dynamic wheelchair locomotion compared with static seated measurements. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79:313–6.
34. Drummond D, Breed AL, Narechania R. Relationship of the spine deformity and pelvic obliquity on sitting pressure distribution and decubitus ulceration. *J Pediatr Orthop*. 1985;5:396–402.
35. Shields RK, Cook TM. Effect of the seat angle and lumbar support on the seated buttock pressure. *Phys Ther*. 1988;68: 1682–6.
36. Shields RK, Cook TM. Lumbar support thickness: Effect on seated buttock pressure in individuals with and without spinal cord injury. *Phys Ther*. 1992;72:218–26.
37. Krouskop TA, Williams R, Noble P, Brown J. Inflation pressure effect on performance of air-filled wheelchair cushions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:126–8.
38. Garber SL, Krouskop TA. Body build and its relationship to pressure distribution in the seated wheelchair patient. *Arch Phys Med Rehabil*. 1982;63:17–20.
39. Bogie K, Wang X, Fei B, Sun J. New technique for real-time interface pressure analysis: Getting more out of a large image data sets. *J Rehabil Res Dev*. 2008;45:523–36.
40. Ferguson-Pell MW, Cardi MD. Prototype development and comparative evaluation of wheelchair pressure mapping system. *Assist Technol*. 1993;5:78–91.
41. Gil-Agudo A, De la Peña A, Del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E, Díaz-Domínguez E, Sánchez-Ramos A. Comparative study of pressure distribution at the user-cushion interface with different cushions in a population with spinal cord injury. *J Clin Biomech*. En prensa 2009.