

ORIGINAL BREVE

Análisis cinemático de la columna vertebral durante la colocación de dos dispositivos de transferencia: tablero espinal frente a camilla de cuchara

Raquel Gordillo Martín^{1,2}, Pedro E. Alcaraz Ramón³, Fulgencio Manzano Capel¹, Tomás T. Freitas³, Elena Marín-Cascales³, Laura Juguera Rodríguez², Manuel Pardo Ríos^{1,2}

Objetivos. Analizar y comparar la cinemática de la columna vertebral durante la colocación del tablero espinal (TE) y de la camilla de cuchara (CC) en una situación simulada realizada por expertos en emergencias prehospitalarias.

Método. Estudio transversal, cuasiexperimental, de simulación clínica para comparar la desalineación (variable principal), mediante un sistema de captura de movimiento en 3 dimensiones.

Resultados. Los resultados obtenidos en la desalineación media durante la colocación de los dispositivos fueron de 37,53°: 31,08° (6,38) para la CC y de 43,97° (7,97) para el TE ($p = 0,048$).

Conclusiones. La colocación de la camilla de cuchara provoca menos desalineación que el tablero espinal.

Palabras clave: Inmovilización. Médula espinal. Tablero espinal y camilla de cuchara.

Kinematic analysis of the spine during placement on 2 transfer devices: a spinal backboard and a scoop stretcher

Objective. To analyze and compare measurements of spine kinematics during prehospital emergency responders' placement of a patient on a spinal backboard or a scoop stretcher.

Methods. Cross sectional, quasi-experimental clinical simulation to compare misalignment (main endpoint) by means of data from a 3-dimensional motion capture system.

Results. Mean (SD) misalignment during placement on the 2 devices was 37.53° (14.15°). By device, mean misalignment was 31.08° (6.38°) for the scoop stretcher and 43.97° (7.97°) for the backboard ($P=0.048$).

Conclusion. Less misalignment occurs during placement on the scoop stretcher than on the spinal backboard.

Keywords: Immobilization. Spinal cord. Spinal backboard. Scoop stretcher.

Introducción

La incidencia de la lesión de la médula espinal (LME) en los países occidentales es de alrededor de 40 a 50 casos por millón de habitantes por año¹. Podolsky *et al.*, en 1983, establecieron que entre un 3 a un 25% de las LME podrían ser debidas al manejo del paciente por parte de los profesionales sanitarios, pero no se dispone de datos actuales que puedan confirmar este porcentaje². En este sentido, en los últimos años, se ha intentado mejorar los dispositivos y las técnicas de inmovilización de pacientes con sospecha de LME. Sin embargo, el resultado de un estudio sobre la inmovilización de 400 pacientes concluyó que en más de 90% de los casos la calidad de la inmovilización era indeseable³.

En la actualidad, las técnicas más comunes para transferir a una persona con sospecha de LME son: 1) volteo con el tablero espinal (TE); 2) dos hemivolteos con la camilla de cuchara (CC)⁴. No se dispone de datos objetivos sobre qué dispositivo provoca mayor desalineación durante su colocación. Hasta el momento, la valoración de la calidad de las maniobras de movilización e inmovilización

se hacía en base a criterios subjetivos, pero se está investigando sobre nuevos métodos para determinar el movimiento (captura de movimiento en 3 dimensiones, sensores inerciales, magnetómetros, giroscopios, acelerómetros, etc.)⁵. La hipótesis planteada es que la utilización de la CC moviliza menos la columna vertebral que la utilización del TE. Los objetivos de nuestro estudio fueron analizar y comparar, mediante un sistema de captura de movimiento, la cinemática de la columna vertebral durante la colocación CC frente a TE, en una situación simulada.

Método

Estudio transversal, cuasiexperimental, de simulación clínica, realizado en la Universidad Católica de Murcia (UCAM), de noviembre 2015 a enero de 2016. Este trabajo se realizó siguiendo las normas de la Declaración de Helsinki, fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad y a todos los participantes se les pidió la firma del consentimiento informado a la grabación audiovisual del experimento.

Filiación de los autores:

¹Gerencia de Urgencias y Emergencias 061 de la Región de Murcia, España.

²Universidad Católica de Murcia, España.

³Centro de Investigación en Alto Rendimiento Deportivo de la Universidad Católica de Murcia, España.

Contribución de los autores:

Todos los autores han confirmado su autoría en el documento de responsabilidades del autor, acuerdo de publicación y cesión de derechos a EMERGENCIAS.

Autor para correspondencia:

Manuel Pardo Ríos
Universidad Católica de Murcia
Avda. Jerónimos, 135
30107 Guadalupe, Murcia, España.

Correo electrónico:

mpardo@ucam.edu

Información del artículo:

Recibido: 25-6-2016

Aceptado: 28-7-2016

Online: 16-1-2017

Editor responsable:

Agustín Julián Jiménez, MD, PhD.

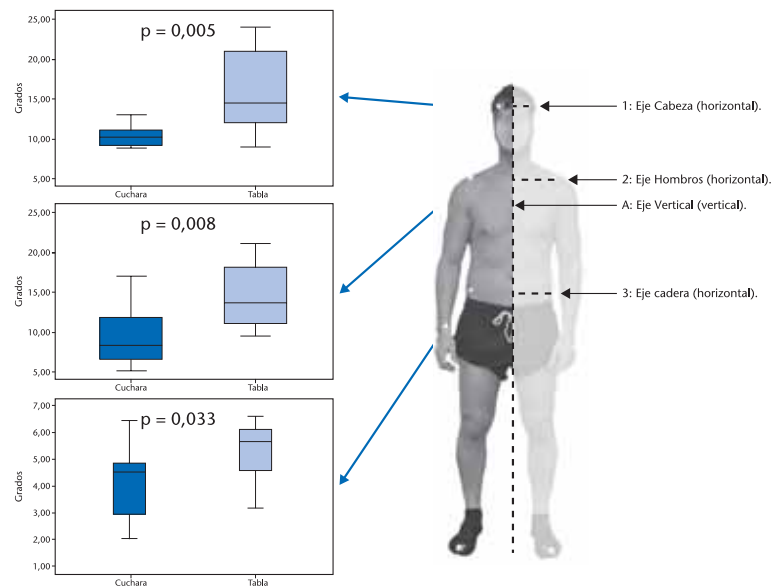


Figura 1. A la izquierda se muestran la desalineación acumulada provocada por cada uno de los dispositivos para cada eje (camilla de cuchara en color azul oscuro y tablero espinal en color azul claro). A la derecha se muestra el trazado de los ejes para la valoración.

Se seleccionaron 10 expertos que formaron la muestra como voluntarios. Estos representan el 71,4% (10/14) del total de los profesores que la Gerencia de Urgencias y Emergencias 061 de la Región de Murcia designó en 2016 para la formación en atención inicial al trauma. El resto de expertos declinó su participación y/o no acudió a la cita del experimento. Este grupo de voluntarios está formado por 3 médicos, 3 enfermeros y 5 técnicos. Todos los profesionales participantes tienen más de 5 años de experiencia en emergencias prehospitalarias y son instructores en soporte vital al paciente traumático. Cada uno de los expertos lideró una simulación, situándose a la cabeza del paciente y con la ayuda de otros dos expertos seleccionados aleatoriamente del resto del grupo.

Para llevar a cabo el análisis cinemático, el estudio se realizó en el Centro de Alto Rendimiento Deportivo (CIARD) de la UCAM mediante el sistema de grabación Vicon 3D® (T-Series, ViconCorp, EE.UU.) compuesto por 8 cámaras que graban de manera simultánea a un voluntario sano al que se le han puesto 39 marcadores en referencias anatómicas concretas (Figura 1). El sistema fue calibrado siguiendo las indicaciones del fabricante y se hizo un estudio de fiabilidad a la hora de obtener los grados entre dos profesionales expertos.

El objetivo de la simulación era colocar a un paciente que se encontraba en decúbito supino sobre una CC o un TE. Una vez finalizado el proceso se trazó un eje vertical y 3 ejes horizontales (Figura 1). La reconstrucción digital del proceso permitió la determinación de la media de la máxima desalineación encontrada entre el eje vertical y los ejes cabeza (E1), hombros (E2) y cadera (E3). En cada uno de los procesos se analizaron dos fases: para el TE una fase 1 (rotación lateral para apoyar el tablero) y fase 2 (colocación en el centro del dispositivo al paciente) y para la CC fase 1 (rotación lateral para colocar la primera parte de la CC) y fase 2 (situar en el centro del

dispositivo al paciente tras la colocación de la segunda parte de la CC). Se calculó la desalineación acumulada (DA), definida como $DA = (E1 + E2 + E3)$, para cada una de las fases y la variable principal fue la DA Total (DAT) entendida como $DAT = [DA \text{ de Fase 1} + DA \text{ de Fase 2}]$.

Los datos fueron recogidos mediante el programa Microsoft Excell y analizados con el programa SPSS Statistics® versión 21, y se presentan como frecuencias, medias y desviaciones estándar (DE). Para determinar la fiabilidad de las mediciones se calculó el coeficiente de correlación intraclass (CCI), que se interpretó según la clasificación de Landis y Koch⁶, en la que un $CCI > 0,90$ indica una concordancia muy buena; $0,71-0,90$, buena; $0,51-0,70$, moderada; $0,31-0,50$, mediocre, y $< 0,31$ mala o muy mala. Se determinaron los intervalos de confianza (IC) al 95% de los CCI. Para la comparación de los resultados entre los dos dispositivos del estudio se utilizó el test de rangos de Wilcoxon. Se asumió que las diferencias eran estadísticamente significativas si $p < 0,05$.

Resultados

Las mediciones de los profesionales obtuvieron un $CCI = 0,971$ (IC 95%: $0,885-0,973$) ($p < 0,001$). La DAT global durante la colocación de los dispositivos fue de $37,53^\circ$ (DE: $14,15^\circ$), siendo de $31,08^\circ$ (DE: $6,38^\circ$) para la CC y de $43,97^\circ$ (DE: $7,97^\circ$) para el TE ($p = 0,048$). En la Figura 1 se muestran los resultados por segmentos para cada uno. La DA-Fase 1 global fue de $27,95^\circ$ (DE: $13,55^\circ$), siendo de $23,94^\circ$ (DE: $5,36^\circ$) para la CC y de $31,97^\circ$ (DE: $17,98^\circ$) para el TE ($p = 0,005$). La DA-Fase 2 global fue de $9,57^\circ$ (DE: $4,25^\circ$), siendo de $7,14^\circ$ (DE: $2,95^\circ$) para la CC y de $12,06^\circ$ (DE: $4,03^\circ$) para el TE ($p = 0,028$). En la Tabla 1 se muestran los resultados por segmentos para cada uno de los dispositivos en cada fase.

Discusión

Nuestros resultados al comparar la desalineación provocada por ambos dispositivos (CC frente a TE) han determinado mejores resultados para la CC que para el TE (31,08° frente a 43,97°, respectivamente), cuando estas técnicas son realizadas por expertos. Como era previsible, los ejes que tienen más rango de movimiento (cabeza y hombro) son en los que se han determinado mayores desalineaciones entre los dispositivos, tal y como se muestra en la Figura 1. Los datos muestran que la primera fase de ambas técnicas provoca mayor movimiento que la segunda fase (Tabla 1). Aunque cuando comparamos estas diferencias entre los dos dispositivos del estudio, solamente hemos encontrado diferencias puntuales estadísticamente significativas a favor del uso de la CC (Fase 2 en el eje de la cabeza y Fase 1 en el eje de cadera). El análisis de los datos por fases, en lugar de valorar los totales, y un tamaño de la muestra relativamente bajo podrían ser las principales causas que explicarían que no existieran más diferencias estadísticamente significativas.

Los sistemas digitales de análisis biomecánico están permitiendo la evaluación de las técnicas y los dispositivos utilizados en situaciones de simulación clínica con pacientes con sospecha de LME, con unos datos de fiabilidad en nuestro estudio muy buenos (CCI = 0,971). El problema de este tipo de estudios con cámaras en 3 dimensiones es su dificultad técnica a la hora de realizar el análisis. En nuestro caso hemos contado con la participación de 10 profesionales con más de 5 años de experiencia en servicios de emergencias prehospitalarias, lo que supone que nuestra muestra sea mayor que la mayoría en publicaciones similares, sobre extricación o colocación de dispositivos de inmovilización, con series de datos realizadas por 3 paramédicos⁷, 6 profesionales (4 bomberos y 2 paramédicos)⁸, o con 10 paramédicos⁹.

La principal limitación de nuestro estudio es que trató de una situación simulada, pero el uso de este tipo de sistemas de análisis en 3 dimensiones no es factible en pacientes reales con sospecha de LME. Por ello, casi todos los trabajos se realizan en situaciones de simulación y no existen ensayos controlados aleatorizados que comparen el efecto de las estrategias de inmovilización espinal en pacientes traumatizados¹⁰. La otra limitación es la valoración de solo los ejes en el plano coronal, ya

Tabla 1. Resultado de la desalineación de cada segmento en cada una de las fases de la colocación de ambos dispositivos

Ejes	Camilla Cuchara		Tablero Espinal		Valor de p*
	Media	DE	Media	DE	
Cabeza					
Fase 1	11,09	2,69	15,36	9,46	0,762
Fase 2	2,27	1,51	4,58	2,49	0,023*
Hombros					
Fase 1	8,74	4,21	11,19	10,44	0,880
Fase 2	2,09	1,86	2,89	2,05	0,226
Cadera					
Fase 1	4,09	1,61	5,41	1,08	0,033*
Fase 2	2,78	1,78	4,43	2,92	0,199

*Test de rangos de Willcoxon. DE: desviación estándar.

que por la posición inicial de nuestro paciente y el trabajo de los profesionales alrededor de la víctima, no es posible determinar otros planos. Aun así, nuestro diseño ha permitido obtener datos del eje de la cadera, hecho que no ocurre en la mayoría de las publicaciones científicas que centran su atención en la cabeza, cuello y hombros. Con todo, nuestro estudio permite concluir que la colocación de la CC provoca menos desalineación que el TE cuando es aplicado por profesionales en una situación simulada.

Conflicto de intereses

Los autores declaran la no existencia de conflicto de intereses en relación al presente artículo.

Financiación

Los autores declaran la no existencia de financiación externa del presente artículo.

Responsabilidades éticas

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética e Investigación Clínica de la Universidad Católica de Murcia (UCAM).

Se obtuvo consentimiento informado de todos los participantes.

Todos los autores han confirmado el mantenimiento de la confidencialidad y respeto de los derechos de los pacientes en el documento de responsabilidades del autor, acuerdo de publicación y cesión de derechos a EMERGENCIAS.

Artículo no encargado por el Comité Editorial y con revisión externa por pares

Bibliografía

- Kwan I, Bunn F, Roberts IG. Spinal immobilisation for trauma patients (Review). Cochrane Database of Systematic Reviews 2001 [Internet]. (Consultado 28 Julio 2016). Disponible en: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD002803/pdf>
- Podolsky S, Baraff LJ, Simon RR, Hoffman JR, Larmon B, Ablon W. Efficacy of cervical spine immobilization methods. *J Trauma*. 1983;23:461-5.
- Adib-Hajbagheri M, Maghaminejad F, Rajabi M. Efficacy of Prehospital Spine and Limbs Immobilization in Multiple Traumas Patients. *Trauma Mon*. 2014;19:e16610.
- Swartz EE, Armstrong CW, Rankin JM, Rogers B. A 3-Dimensional Analysis of Face-Mask Removal Tools in Inducing Helmet Movement. *J Athl Train*. 2002;37:178-84.
- Voss S, Page M, Bengler J. Methods for evaluating cervical range of motion in trauma settings. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med*. 2012;20:50.
- Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33:159-74.
- Shafer JS, Naunheim RS. Cervical Spine Motion During Extrication: A Pilot Study. *West J Emerg Med*. 2009;10:74-8.
- Dixon M, O'Halloran J, Cummins NM. Biomechanical analysis of spinal immobilisation during prehospital extrication: a proof of concept study. *Emerg Med J*. 2014;31:745-9.
- Engsborg JR, Standeven JW, Shurtleff TL, Eggars JL, Shafer JS, Naunheim RS. Cervical spine motion during extrication. *J Emerg Med*. 2013;44:122-7.
- Liu BC, Ivers R, Norton R, Boufous S, Blows S, Lo SK. Helmets for preventing injury in motorcycle riders. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2008; 1: CD004333. DOI: 10.1002/14651858.CD004333.pub3