European Journal of Osteopathy
& Related Clinical Research

ARTÍCULO ORIGINAL

Efectos inmediatos de la Manipulación Occipito-Atlo-Axoidea en el Apoyo Podal: Estudio Baropodométrico.

Botella-Rico JM (PT, DO, PhD)[1] , Martínez-Franco A (PT, DO) [2], Botella-Rico V (PT) [3] , Jorge-Murcia P (PT, CO) [4], Ruiz-Urrea AJ (PT, CO) [1]

1.- Profesor del departamento de Fisioterapia. Universidad Cardenal Herrera CEU. Elche. España.
2.- Mutua de accidentes de trabajo Fremap. Departamento de Fisioterapia. Murcia. España.
3.- Hospital General Universitario de Elche. Departamento de Fisioterapia. Elche. España.
4.- Hospital General Universitario de Elda. Departamento de Fisioterapia. Elda. España

Recibido el 12 de Junio de 2012 ; aceptado el 18 Julio de 2012

Palabras Clave:
Manipulación Espinal; articulación atlantooccipital; articulación atlantoaxoidea; propiocepción; soporte de peso.

RESUMEN

Introducción: El equilibrio postural es mantenido gracias a un sistema de aferencias y eferencias en continua adaptación. El objetivo de estas adaptaciones es el mantenimiento de la horizontalidad de la mirada y los centros laberínticos. Para esto el raquis cervical superior tiene un rol importante asegurando la orientación de la cabeza en el espacio. Este estudio trata de evaluar el efecto sobre el apoyo de la normalización propioceptiva del raquis suboccipital.

Objetivos: Evaluar cambios inmediatos en la distribución de presiones en el apoyo plantar tras la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea (TOAA).

Material y Métodos: Se realizó un estudio experimental controlado aleatorizado (ECCA) de carácter explicativo, simple ciego con estrategia de evaluador cegado. Se evaluó a cada sujeto antes y después de la intervención o placebo mediante plataforma de presión. Los sujetos fueron evaluados sin calzado y recibiendo órdenes protocolizadas. La muestra fue de 46 sujetos (25 hombres / 22 mujeres) con una edad media de 24,98±3,04 años. Se utilizó para la comparación intergrupal de la varianza el estadístico ANOVA para las variables paramétricas y la prueba U de Mann Whitney para las no paramétricas.

Resultados: Se observó aumento de la "presión máxima" (p=0,044) y del "Porcentaje de carga sobre el pie izquierdo" (p=0,048) acercándolo al reparto equitativo bilateral.

Conclusiones: La manipulación occipito-atlo-axoidea aumenta la presión máxima de apoyo y aproxima el porcentaje de carga al reparto equitativo bilateral en sujetos sanos. Los resultados inducen a pensar de cambios en el apoyo tras la técnica, lo cual debe ser comprobado en estudios posteriores con muestras más amplias.

* Autor para correspondencia: Correo electrónico: jmbotella@uch.ceu.es (Botella-Rico, JM) - ISSN on line: 2173-9242
© 2012 – Eur J Ost Rel Clin Res - All rights reserved - www.europeanjournalosteopathy.com - info@europeanjournalosteopathy.com

INTRODUCCIÓN

El apoyo podal cambia con las modificaciones del equilibrio postural [1]. El equilibrio postural está regulado por un complejo sistema de aferencias y eferencias, las primeras provenientes del sistema somatosensorial, vestibular y visual [1-4] y las segundas dirigidas a la musculatura, ambos coordinados por el córtex cerebral, cerebelo y ganglios basales.[5]. Se trata por tanto de un continuo proceso dinámico que busca el equilibrio contra la gravedad y repercute sobre el apoyo.

La superficie de apoyo, junto al control de la alineación corporal activa, el tono antigravitatorio, el entorno visual y las referencias internas determinan la orientación postural y el equilibrio [2].

La información somatosensorial obtenida a través de propioceptores y exteroceptores juega un papel importante en el mantenimiento del equilibrio [6-8]. Estos receptores están englobados en el entramado fascial que se extiende por todo el cuerpo [9-11], de manera que la alteración del tejido fascial puede ser causa de alteración del equilibrio [12].

Raquis cervical y equilibrio.

Las estructuras articulares y periarticulares del raquis cervical, sobretodo del complejo cervical superior, están provistas de gran cantidad de mecanorreceptores y nociceptores por unidad de masa[10, 11]. La disfunción del raquis cervical alto, por tanto, puede provocar alteración en las aferencias somatosensoriales y afectar la función del sistema musculoesquelético así como contribuir a la aparición de síntomas locales y regionales [10, 13].

En el equilibrio de la cabeza, su centro de gravedad se encuentra inmediatamente anterior a los cóndilos occipitales por lo que tiende a dirigirse adelante por la gravedad.

En este desequilibrio cobra especial importancia la musculatura cervical posterior[10, 14].

Baropodometría.

La baropodometría permite el registro de las características de la presión podal. El conocimiento de la distribución de las cargas podales es útil en el diagnóstico del sistema musculoesquelético y permite la evaluación de su biomecánica [15]. Es un método no invasivo, válido para realizar o completar diagnósticos y para monitorizar tratamientos [16].

Técnicas de Thrust.

Las técnicas de alta velocidad y baja amplitud, también llamadas técnicas de thrust, se realizan mediante la aplicación terapéutica de un movimiento de intensidad y dirección específicas contra la barrera motriz sobre articulaciones u otros tejidos. Provocan frecuentemente cavitación por la separación de las carillas articulares. Consigue provocar un silencio neurológico que inhibe la hipertonía de los músculos monoarticulares por el mecanismo del reflejo miotático inverso rompiendo el círculo vicioso irritativo articular y mejorando la congruencia articular [13].

OBJETIVOS

Comprobar si la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea influye sobre la propioceptividad del raquis suboccipital de manera suficiente como para modificar el equilibrio postural y el reparto de cargas del apoyo podal.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño del estudio

Se realizó un ensayo clínico controlado aleatorizado de carácter explicativo experimental, simple ciego con estrategia de evaluador ciego (sin relación entre evaluador e interventor).

El sujeto no conoce su grupo de pertenencia y, para afianzar su cegamiento, desconoce cuántas mediciones se le van a realizar. La evaluación se lleva a cabo antes y después de la intervención.

Población de estudio

La muestra la forman individuos sin patología alumnos de fisioterapia de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche que cumplan los criterios de selección del estudio.

Criterios de Selección

Criterios de Inclusión: individuos sin patología cervical previa, que sean alumnos de fisioterapia de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche. Fue criterio de exclusión: a) padecer o haber padecido patologías del sistema de control postural (captores posturales, sistema nervioso central o aparato locomotor), b) presentar deformidades o lesiones ortopédicas en miembros inferiores o raquis, c) haber sufrido lesiones traumáticas en miembros inferiores o en el raquis en los últimos 12 meses o sufrir secuelas de lesiones anteriores, d) presentar dolor en el momento del estudio, e) presentar contraindicaciones a la intervención objeto de estudio, f) haber recibido tratamiento manipulativo en los últimos seis meses y g) haber sido sometido a tratamiento quirúrgico de cualquier tipo.

Aleatorización

Los sujetos fueron asignados a los grupos mediante aleatorización simple.

Sujetos del Estudio

Formamos dos grupos: al grupo intervención (n=26) se le aplicó la TOAA bilateralmente; al grupo control (n=20) se la aplicó la misma puesta en tensión de la intervención pero no se realizó ningún impulso.

Se utilizan dos salas contiguas para la realización del estudio en condiciones ambientales idénticas y sin desnivel entre ellas utilizando siempre la misma secuencia siguiendo las recomendaciones de la Asociación Francesa de Posturología [17]. El tiempo entre intervención y medición postintervención fue siempre inferior a un minuto.

Protocolo de Estudio

Informamos a los sujetos de los aspectos generales del estudio mediante un formulario de consentimiento informado, conforme a la legislación española vigente (Ley 15/1999). Tras la firma del consentimiento informado se realizaron las mediciones preintervención; después se aplicaron las correspondientes intervenciones a cada grupo y, finalmente, se repitieron las mediciones postintervención.

Evaluaciones Realizadas

Para la evaluación se utilizó una plataforma baropodométrica [18] (Diagnostic Support S.R.L., modelo "Clínico MultiSensor"; 4 sensores/cm2; 40 capturas/segundo) y los datos fueron registrados por el software Milletrix (Diagnostic Support. V.1.0.0.26). El registro baropodométrico se realiza con talones alineados en posición cómoda para el sujeto, mirada al frente a la altura de los ojos sobre una pared a 5 m del sujeto. A ambos lados se sitúan dos paneles claros que cierran un pasillo de 3 m de ancho. Se mantuvo silencio, temperatura constante (20º-23º) y buena luminosidad (2000 Lux). El registro baropodométrico tuvo una duración de 5 segundos. La medición se realizó sin calzado [19, 20] y las órdenes dadas al sujeto fueron protocolizadas para que no influyeran desigualmente en su actitud postural [21].

De cada sujeto se registraron datos baropodométricos referentes a superficie (apoyo total, retropié derecho, retropié izquierdo, antepié derecho, antepié izquierdo, porcentaje del pie derecho respecto al total) cargas (máxima, media, porcentaje sobre el pie izquierdo, carga sobre el antepié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo, carga sobre el antepié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho).

Intervenciones Realizadas

Grupo Intervención: al grupo intervención (n=26) se le aplicó la TOAA bilateralmente. La TOAA se realiza en rotación sobre un eje vertical que pasa por la apófisis odontoides del axis. No utiliza flexión ni extensión, y muy poca lateroflexión, ejecutándose siempre bilateralmente. Consigue restaurar de forma inespecífica la movilidad de las articulaciones entre occipital, atlas y axis [22]. Se ejecuta con el sujeto en decúbito supino, terapeuta del lado a manipular en finta adelante mirando a la cabeza del sujeto a la altura de sus hombros; la mano superior realiza una toma craneal que, al girar la cabeza del sujeto, queda entre

camilla y cabeza sirviendo para estabilizar, mientras el antebrazo se ubica en la prolongación de la apófisis odontoides del axis; la mano inferior contacta en el lado contrario del cráneo con el pulgar detrás de la apófisis mastoides, índice sobre la sien manteniéndose en el eje del radio, dedo medio en dirección al ángulo del ojo, anular hacia la nariz, meñique en flexión de metacarpofalángica y extensión de interfalángicas se coloca bajo el mentón, mientras el antebrazo reposa sobre el esternón en dirección caudo-craneal paralelo al raquis.

La técnica se ejecuta en dos tiempos: a) ligera tracción cefálica y búsqueda de barrera motriz mediante leves movimientos de circunducción, b) la mano caudal realiza un movimiento en rotación pura, a la vez que la craneal realiza una tracción axial en el eje de la odontoides del axis. Ambas acciones deben formar un movimiento helicoidal hacia el extremo de la camilla [13].

Grupo Control: al grupo control (n=20) se la aplicó la misma puesta en tensión de la intervención pero no se ejecutará impulso alguno para descartar el efecto exteroceptivo asociado al contacto del terapeuta y el movimiento articular sin impulso.

Análisis Estadístico

El análisis estadístico se realizó mediante el programa SPSS versión 15.0. Para el análisis descriptivo se calculó la media, la desviación estándar. Para comprobar la normalidad la prueba de Kolmogorov-Smirnov, y para la homocedasticidad la prueba de Levene.

Para evaluar las diferencias intragrupales pre-post se utilizó la prueba t para muestras relacionadas (si cumplían normalidad y homocedasticidad) o la prueba U de Mann-Whitney (si no las cumplían).

Para realizar el análisis de las diferencias pre-post intergrupales utilizamos el estadístico ANOVA. El valor de significación se estableció en $p<0,05$.

RESULTADOS

Características de los sujetos.

La muestra la conformaron 46 sujetos (24 hombres y 22 mujeres) distribuidos en 2 grupos: intervención (26 sujetos) y control (20 sujetos).

La edad oscila entre 19 y 31 con una media de 25,0±3,1, el peso medio fue de 68,1±8,4 kg, mientras la talla media se situó en 171,2±8,4 cm. Esto hace que el Índice de Masa Corporal (IMC) se sitúe en un valor medio de 23,3±1,7.

La actividad física media fue de 2,63±2,83 horas semanales con 0 como valor más frecuente (43,5% de los sujetos).

Con la prueba t de Student (U de Mann-Whitney para las variables no paramétricas) comprobamos diferencias según las características preintervención de la muestra. No se observaron diferencias según el nivel de actividad física (medido en tres intervalos: 0, 1-5, +6 horas).

La superficie de apoyo total es mayor en el hombre que en la mujer. No existen diferencias significativas en los registros baropodométricos en relación a la edad (en 2 intervalos: 19-25 y 26-32 años).

Los sujetos con sobrepeso (IMC>24,9) presentan una presión máxima de apoyo mayor que los que presentan IMC normal (p=0,044).

Efectos de la Técnica de Intervención.

Para comprobar el efecto de la intervención se calculó el porcentaje de cambio entre los registros preintervención y postintervención.

Se observa un aumento del 4,72±11,75% en la presión máxima (p=0,044), además de una disminución de -3,33±5,02% en la superficie de apoyo del retropié izquierdo (p=0,042) sobre el grupo control.

Sobre el pie derecho se reduce la superficie de apoyo del retropié tras la intervención en un -2,21±6,79, aunque este último no alcanzó el nivel de significación (p=0,077).

Además se produce una aproximación hacia la simetría de carga entre ambos pies tras la intervención (p=0,048).

Variables	Pre (n= 26)	Post (n= 26)	Intervalo de confianza para la media al 95%	Prueba K-S (pre/post)	p
SupTotal	188,52±26,59	184,79±26,68	[(-4.24) - 0.44]	0,200/0,200	0,061
PrMax	737,53±115,54	772,53±155,31	[(-0.02) - 9.47]	0,200/0,042	0,036
PrMed	379,02±43,65	396,15±69,93	[(-0.61) - 9.51]	0,200/0,035	0,036
SupApizq	55,96±10,10	54,82±9,62	[(-5.84) - 2.67]	0,200/0,001	0,336
SupApDch	58,11±11,06	56,39±11,16	[(-6.64) - 1.15]	0,200/0,200	0,042
SupRpIzq	37,09±5,05	37,02±5,06	[(-2.24) - 2.04]	0,198/0,200	0,666
SupRpDch	37,31±4,81	36,42±4,87	[(-4.95) - 0.53]	0,200/0,200	0,027
%cargaRpIzq	52,42±6,48	52,54±6,01	[(-1.66) - 1.90]	0,200/0,200	0,459
%cargaRpDch	54,76±7,71	54,66±7,96	[(-1.46) - 1.26]	0,056/0,200	0,081
%SupDch	50,60±1,65	50,28±2,55	[(-1.56) - 0.93]	0,200/0,200	0,604
%CargaIzq	49,05±2,83	49,81±1,13	[(-0.10) - 1.63]	0,182/0,200	0,125

Tabla 1.- Datos baropodométricos del grupo intervención.

SupTotal=superficie de apoyo total (cm2); PrMax=Presión máxima (g/cm2); PrMed=Presión media (g/cm2); SupApIzq/SupApDch/SupRpIzq/SupRpDch=Superficie de apoyo del antepié izquierdo, antepié derecho, retropié izquierdo y retropié derecho respectivamente (cm2); %cargaRpIzq=Porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo respecto a la carga total sobre el pie izquierdo; %cargaRpDch=porcentaje de carga sobre retropié derecho respecto a la carga total sobre el pie derecho; %SupDch=porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho respecto a la superficie total; %Carga Izq=porcentaje de carga sobre el pie izquierdo respecto a la carga total. El intervalo de confianza mostrado indica el incremento porcentual pre-post.

Variables	Pre (n=20)	Post (n= 20)	Intervalo de confianza para la media al 95%	Prueba K-S (pre/post)	p
SupTotal	176,19±12,06	175,22±10,87	[(-1.42) - 0.44]	0,001/0,011	0,694
PrMax	776,99±46,17	780,30±49,60	[(-0.68) - 1.52]	0,200/0,200	0,491
PrMed	370,44±23,32	383,91±18,94	(1.83 - 5.76)	0,064/0,001	0,033
SupApizq	55,00±10,57	55,60±10,19	[(-0.86) - 3.85]	0,200/0,200	0,311
SupApDch	56,92±10,44	56,79±9,72	[(-1.61) - 1.86]	0,200/0,200	0,844
SupRpIzq	36,81±6,61	35,52±6,38	[(-5.68) – (-0.98)]	0,200/0,200	0,126
SupRpDch	35,86±5,98	36,25±5,91	[(-1.66) - 4.43]	0,200/0,200	0,112
%cargaRpIzq	53,42±6,43	53,07±5,56	[(-1.66) - 0.95]	0,200/0,200	0,161
%cargaRpDch	54,36±4,28	54,12±4,07	[(-1.53) - 1.05]	0,120/0,200	0,511
%SupDch	51,53±1,77	49,93±1,71	[(-2.61) – (-0.60)]	0,200/0,132	0,103
%CargaIzq	49,29±2,94	48,86±2,89	[(-1.23) - 0.37]	0,200/0,199	0,164

Tabla 2.- Datos baropodométricos del grupo control.

Variables Ídem tabla 1. Valores expresados como media ± desviación estándar.

	Control	Intervención	p-valor (*ANOVA/ U de Mann Whitney**)
SupTotal	-0,49±1,98	-1,90±5,80	0,176 (‡)
PrMax	0,42±2,35	4,72±11,75	**0,044** (‡)
PrMed	3,79±4,19	4,45±12,54	0,626 (‡)
SupApizq	1,50±5,04	-1,5810,53	0,240 (‡)
SupAntDch	-0,24±2,76	-2,75±9,64	0,187 (‡)
SupRplzq	-3,33±5,02	-0,10±5,31	**0,042**
SupRpDch	0,12±3,71	-2,21±6,79	0,077
%cargaRplzq	-0,36±2,79	0,12±4,41	0,674
%cargaRpDch	1,39±6,50	-0,10±3,37	0,881
%SupDch	-1,61±2,15	-0,32±3,09	0,118
%Cargalzq	-0,43±1,71	0,76±2,14	**0,048**

Tabla 3.- Resultados de la comparación intergrupal del incremento porcentual pre-post.
Variables Ídem tabla 1. Valores expresados como media ± desviación estándar.
p-valor procedente de ANOVA / U de Mann Whitney (‡)

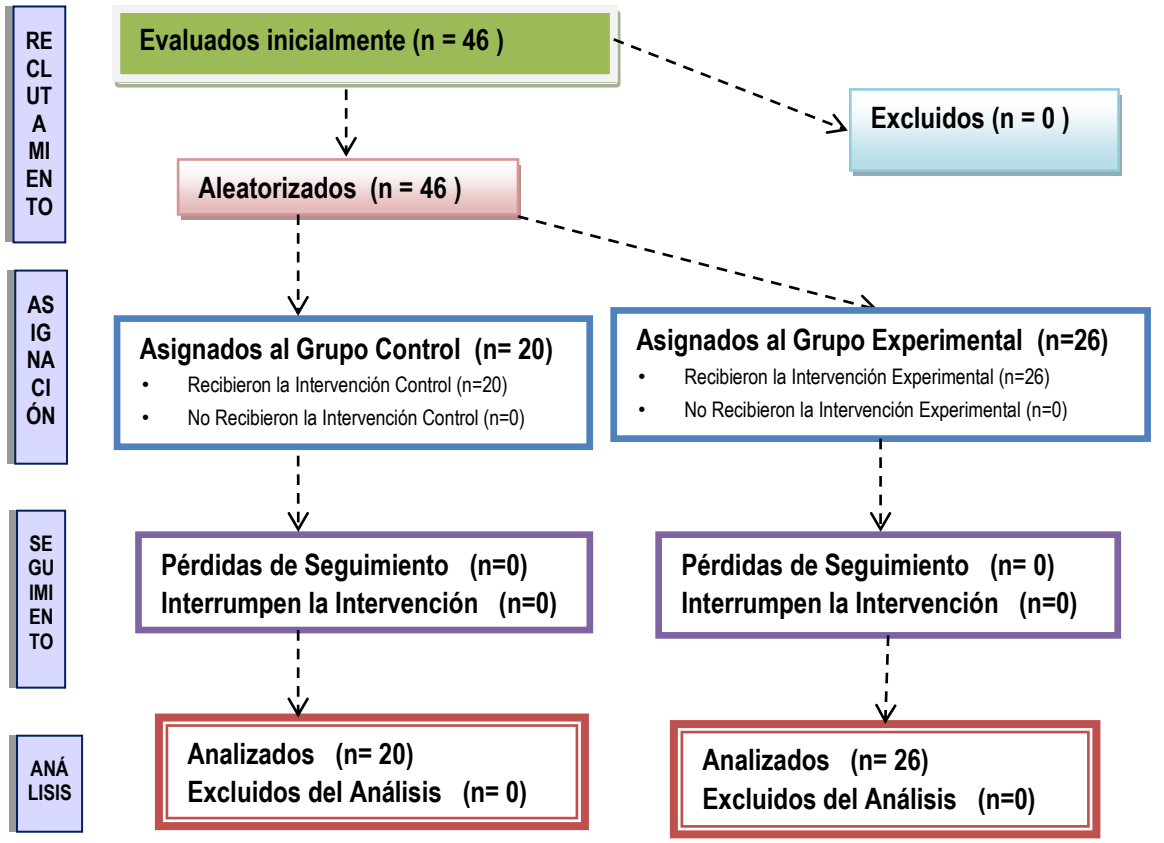

Figura 1.- Diagrama de Flujo de la distribución de la muestra (Consort).

DISCUSIÓN

La técnica de manipulación occipito-atlo-axoidea modifica los registros baropodométricos. La modificación del apoyo registrada muestra un aumento de la presión máxima y una aproximación hacia la simetría de cargas entre ambos pies. Se observan también cambios significativos en la superficie de apoyo pero no son atribuibles a la intervención.

El baropodómetro ha sido utilizado eficazmente en la evaluación de trastornos del equilibrio frecuentes, así como para evaluar la efectividad del tratamiento en alteraciones del sistema nervioso central (ataxia cerebelosa[23], lesión medular incompleta [24], mielopatía cervical [25]…) alteraciones de los captores posturales (vestibulares[26], enfermedad de Meniere [27], visuales [28], propioceptivos [7, 29-31], craneomandibulares [32, 33]) o alteraciones de elementos musculoesqueléticos (gonartrosis [34], prótesis articulares [35], lumbalgias [36], cirugías de reconstrucción articular [37], deformidades del raquis [38, 39], esguinces de tobillo [40], cirugía de pie [41, 42], tratamiento con órtesis de las deformidades del pie [43, 44]).

Las técnicas de Thrust.

Diferentes técnicas de thrust en el raquis cervical han sido objeto de estudio para demostrar disminución de dolor y aumento del rango de movilidad [45-48]. Otros buscan efectos a través de la acción sobre el sistema nervioso vegetativo (cambios en la reactividad pupilar[49], en la presión intraocular [50] o en la tensión arterial [50, 51]).

Se ha estudiado la modificación de los parámetros baropodométricos tras la aplicación de determinadas técnicas manuales como la manipulación global de la pelvis [52], la descompresión de la articulación tibio-peroneo-astragalina [53], la corrección de la disfunción anterior de astrágalo [40] o la disfunción en varo de antepié [54]. Se reconoce la utilidad de la baropodometría para el estudio del efecto somatosensorial de las técnicas de thrust [55].

La TOAA ha sido estudiada para establecer cuáles son sus efectos sobre la amplitud de apertura de la boca y el dolor en puntos gatillos de la musculatura masticatoria [56], la presión ocular y la tensión arterial [50]. En nuestra revisión bibliográfica no hemos encontrado evidencia de que se haya realizado estudio alguno sobre el efecto de la TOAA en el equilibrio y el reparto de cargas podales mediante plataformas de presión.

Las técnicas de thrust en raquis cervical influyen sobre las áreas corticales de integración somatosensorial [57]. El efecto somatosensorial de la TOAA puede ayudar a mejorar el equilibrio de la cabeza sobre el raquis, y por tanto la estabilidad se equilibra aproximando al sujeto a la simetría de cargas entre ambos pies.

El efecto ortosimpático asociado a la estimulación del ganglio cervical superior y la liberación de posibles tensiones fasciales causantes de pequeñas disminuciones de la luz de las arterias vertebrales pueden ayudar a mejorar la vascularización de los captores posturales cefálicos y los centros de integración del sistema nervioso central y, con ello, mejorar el funcionamiento del sistema del equilibrio postural. Para confirmar este aspecto sería importante, en futuras investigaciones, evaluar el efecto de la TOAA sobre la luz de la arteria vertebral o carótida.

No hemos observado evidencia de que las variables sexo, edad, actividad física e IMC en los intervalos descritos influyan sobre los efectos de la TOAA.

Limitaciones y futuras investigaciones.

a) Estandarización de la medición. El apoyo se modifica continuamente y nuestro protocolo evalúa el apoyo durante 5 segundos, lo cual constituye una limitación del registro baropodométrico. Al indicarle órdenes concretas y saberse observado, el mantenimiento del equilibrio pasa a ser consciente y esta situación puede modificar su reparto de cargas podálicas. La utilización de diferentes protocolos de evaluación pueden ser objeto de futuras investigaciones.

b) Al tratarse de sujetos sanos la información que obtenemos es sobre la fisiología de la técnica, no sobre sus efectos clínicos. La aplicación de esta técnica en sujetos con inestabilidad donde el captor propioceptivo esté alterado (como por ejemplo el vértigo cervicogénico propioceptivo [17, 58]), pueden ser objeto de futuras investigaciones. En estos casos también podemos encontrar vértigo cervical secundario a

alteración temporal de flujo sanguíneo de una de las arterias vertebrales por lesión articular o disfunción somática cervical [59].

c) Debido a las desviaciones estándares tan elevadas observadas y efectos tan reducidos, el bajo tamaño muestral puede haber despreciado pequeñas diferencias. Futuras investigaciones deben realizarse con mayor muestra.

d) Se utilizó una técnica global inespecífica que restaurase de manera general la movilidad de la región para que no fuera necesario evaluar si cada individuo presentaba o no disfunciones específicas del raquis suboccipital. Existe la necesidad de validación de pruebas diagnósticas de movilidad cervical [60, 61] para determinar las características estabilométricas de cada disfunción osteopática y aplicar técnicas específicas para cada una de ellas.

CONCLUSIONES

La manipulación occipito-atlo-axoidea aplicada en sujetos sin patología cervical, consigue una aproximación simétrica en la distribución de las cargas soportadas entre ambos pies. Los resultados inducen a pensar de cambios en el apoyo tras la técnica, lo cual debe ser comprobado en estudios posteriores con muestras más amplias.

NORMAS ÉTICAS

Se han seguido las recomendaciones de la Declaración de Helsinki sobre investigación clínica (2004). En todo momento se les garantizó la confidencialidad de sus datos, de acuerdo con la ley 15/1999 de Protección de Datos.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a todas las personas que participaron en el estudio y que han hecho posible esta investigación.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and ageing. 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11.

2. Deliagina TG, Zelenin PV, Beloozerova IN, Orlovsky GN. Nervous mechanisms controlling body posture. Physiol Behav. 2007;92(1-2):148-54.

3. Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. J Neural Transm. 2007;114(10):1339-48.

4. Granit R, Burke RE. The control of movement and posture. Brain research. 1973;53(1):1-28.

5. Visser JE, Bloem BR. Role of the basal ganglia in balance control. Neural Plast. 2005;12(2-3):161-74.

6. Koskimies K, Sutinen P, Aalto H, Starck J, Toppila E, Hirvonen T, et al. Postural stability, neck proprioception and tension neck. Acta Otolaryngol Suppl. 1997;529:95-7.

7. Soto-Faraco S, Ronald A, Spence C. Tactile selective attention and body posture: assessing the multisensory contributions of vision and proprioception. Percept Psychophys. 2004;66(7):1077-94.

8. Yasuda T, Nakagawa T, Inoue H, Iwamoto M, Inokuchi A. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture. Eur Arch Otorhinolaryngol. 1999;256 Suppl 1:S27-32.

9. Paoletti S. Las fascias. El papel de los tejidos en la mecánica humana. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.

10. Bienfait M. Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía. 2ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2001.

11. Travell J, Simons D. Dolor y disfunción miofascial. El manual de los puntos gatillo. Tomo 1: Mitad superior del cuerpo. 2ª ed. Madrid: médica panamericana; 2002.

12. Pilat A. Terapias miofasciales: Inducción miofascial. 1ª ed. Madrid: McGraw Hill; 2003.

13. Ricard F. Tratamiento Osteopático de las Algias de Origen Cervical. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2008.

14. Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 3: Columna vertebral. 6ª ed. Madrid: médica panamericana; 2007.

15. Lorkowski J, Zarzycki D. [Clinical use of pedobarographic examination--own experience and review of literature]. Przegl Lek. 2006;63 Suppl 5:28-32.

16. Lorkowski J. [Methodology of pedobarographic examination--own experiences and review of literature]. Przegl Lek. 2006;63 Suppl 5:23-7.

17. Gagey PM, Weber B. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2001.

18. Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. Med Biol Eng Comput. 1985;23(5):474-6.

19. Gagey PM, Amphoux M. Chaussures de sécurité et équilibre. Revue de médecine du travail. 1983;XI(2):89-95.

20. Spitz P, Villeneuve P. Le port de chaussures modifie-t-il l'equilibre postural? In: XI UP-S, editor. Paris; 2000.

21. Nishiwaki Y, Takebayashi T, Imai A, Yamamoto M, Omae K. Difference by instructional set in stabilometry. J Vestib Res. 2000;10(3):157-61.

22. Ricard F, Salle JL. Tratado de osteopatía. 3ª ed. Madrid: médica panamericana; 2003.

23. Manabe Y, Honda E, Shiro Y, Sakai K, Kohira I, Kashihara K, et al. Fractal dimension analysis of static stabilometry in Parkinson's disease and spinocerebellar ataxia. Neurol Res. 2001;23(4):397-404.

24. Thigpen MT, Cauraugh J, Creel G, Day K, Flynn S, Fritz S, et al. Adaptation of postural responses during different standing perturbation conditions in individuals with incomplete spinal cord injury. Gait Posture. 2009;29(1):113-8.

25. Yoshikawa M, Doita M, Okamoto K, Manabe M, Sha N, Kurosaka M. Impaired postural stability in patients with cervical myelopathy: evaluation by computerized static stabilometry. Spine (Phila Pa 1976). 2008;33(14):E460-4.

26. Pyykko I, Aalto H, Starck J, Ishizaki H. Postural stability on moving platform oscillating at high frequencies. Effect of vestibular lesion. Acta Otolaryngol Suppl. 1991;481:572-5.

27. Ishizaki H, Umemura K, Mineta H, Nozue M, Matsuoka I. The analysis of body sway in patients with latent-phase Meniere's disease. Acta Otolaryngol Suppl. 1989;468:93-8.

28. Matsuo T, Yabuki A, Hasebe K, Shira YH, Imai S, Ohtsuki H. Postural stability changes during the prism adaptation test in patients with intermittent and constant exotropia. Invest Ophthalmol Vis Sci.

29. Nakagawa H, Ohashi N, Watanabe Y, Mizukoshi K. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. Acta Otolaryngol Suppl. 1993;504:112-6.

30. Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Verschuuren JJ, Honegger F. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. Exp Brain Res. 2002;142(1):91-107.

31. Horlings CG, Kung UM, Bloem BR, Honegger F, Van Alfen N, Van Engelen BG, et al. Identifying deficits in balance control following vestibular or proprioceptive loss using posturographic analysis of stance tasks. Clin Neurophysiol. 2008;119(10):2338-46.

32. Palano D, Molinari G, Cappelletto M, Guidetti G, Vernole B. [The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders]. Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol. 1994;37(1-2):23-6.

33. Palano D, Molinari G, Cappelletto M, Guidetti G, Vernole B. [The use of computer-assisted stabilometry in the diagnosis of craniomandibular disorders]. Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol. 1994;37(1-2):19-22.

34. Bergami E, Gildone A, Zanoli G, Massari L, Traina GC. Static and dynamic baropodometry to evaluate patients treated by total knee replacement with a mobile meniscus. Chir Organi Mov. 2005;90(4):387-96.

35. Frigg A, Nigg B, Hinz L, Valderrabano V, Russell I. Clinical relevance of hindfoot alignment view in total ankle replacement. Foot Ankle Int.31(10):871-9.

36. Nies N, Sinnott PL. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. Spine (Phila Pa 1976). 1991;16(3):325-30.

37. Rosenbaum D, Engelhardt M, Becker HP, Claes L, Gerngross H. Clinical and functional outcome after anatomic and nonanatomic ankle ligament reconstruction: Evans tenodesis versus periosteal flap. Foot Ankle Int. 1999;20(10):636-9.

38. Sahlstrand T, Petruson B, Ortengren R. Vestibulospinal reflex activity in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Postural effects during caloric labyrinthine stimulation recorded by stabilometry. Acta Orthop Scand. 1979;50(3):275-81.

39. Szulc P, Bartkowiak P, Lewandowski J, Markuszewski J. [The influence of idiopathic scoliosis on load distribution in the foot]. Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol. 2008;73(3):187-91.

40. Lopez-Rodriguez S, Fernandez de-Las-Penas C, Alburquerque-Sendin F, Rodriguez-Blanco C, Palomeque-del-Cerro L. Immediate effects of manipulation of the talocrural joint on stabilometry and baropodometry in patients with ankle sprain. J Manipulative Physiol Ther. 2007;30(3):186-92.

41. Charles YP, Axt M, Doderlein L. [Surgical treatment of cavovarus foot deformity considering dynamic pedobarography]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2003;141(4):433-9.

42. Charles YP, Axt M, Doderlein L. [Dynamic pedobarography in postoperative evaluation of pes cavovarus]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2001;87(7):696-705.

43. Nordsiden L, Van Lunen BL, Walker ML, Cortes N, Pasquale M, Onate JA. The effect of 3 foot pads on plantar pressure of pes planus foot type. J Sport Rehabil.19(1):71-85.

44. López JE, Pérez JM, Orrite C. Redistribution orthoses for metatarsalgia treatment: design based on high resolution pedobarography. Med Biol Eng Comput. 1996;34:333-4.

45. Martinez-Segura R, Fernandez-de-las-Penas C, Ruiz-Saez M, Lopez-Jimenez C, Rodriguez-Blanco C. Immediate effects on neck pain and active range of motion after a single cervical high-velocity low-amplitude manipulation in subjects presenting with mechanical neck pain: a randomized controlled trial. J Manipulative Physiol Ther. 2006;29(7):511-7.

46. Krauss J, Creighton D, Ely JD, Podlewska-Ely J. The immediate effects of upper thoracic translatoric spinal manipulation on cervical pain and range of motion: a randomized clinical trial. J Man Manip Ther. 2008;16(2):93-9.

47. Fernandez-de-las-Penas C, Perez-de-Heredia M, Brea-Rivero M, Miangolarra-Page JC. Immediate effects on pressure pain threshold following a single cervical spine manipulation in healthy subjects. J Orthop Sports Phys Ther. 2007;37(6):325-9.

48. Yu H, Hou S, Wu W, He X. Upper cervical manipulation combined with mobilization for the treatment of atlantoaxial osteoarthritis: a report of 10 cases. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 2011;34(2):131-7.

49. Gibbons PF, Gosling CM, Holmes M. Short-term effects of cervical manipulation on edge light pupil cycle time: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther. 2000;23(7):465-9.

50. Díaz-Cerrato I. Modificaciones en la presión intraocular y la presión arterial en pacientes con diabetes mellitus tipo 1 tras la manipulación global occipucio-atlas-axis según Fryette. Ensayo clínico aleatorizado. Osteopatía Científica. 2009;4(1):2-8.

51. Bosca-Gandia JJ. La manipulación de la charnela cérvico-torácica ¿es peligrosa en caso de cardiopatías? Madrid: Scientific European Federation of Osteopaths; 2003.

52. Méndez-Sánchez R. Evaluación y análisis de la influencia de la manipulación global de la pelvis. Estudio baropodométrico y estabilométrico. Madrid: Scientific European Federation of Osteopaths; 2006.

53. Alburquerque-Sendin F, Fernandez-de-las-Penas C, Santos-del-Rey M, Martin-Vallejo FJ. Immediate effects of bilateral manipulation of talocrural joints on standing stability in healthy subjects. Man Ther. 2009;14(1):75-80.

54. Franco-Sierra MA. Tratamiento osteopático con técnicas de articulación manipulación para la reducción del antepié varo. Madrid: Scientific European Federation of Osteopaths; 2006.

55. Wilder DG, Vining RD, Pohlman KA, Meeker WC, Xia T, Devocht JW, et al. Effect of spinal manipulation on sensorimotor functions in back pain patients: study protocol for a randomised controlled trial. Trials. 2011;12:161.

56. Mansilla-Ferragut P, Fernandez-de-Las Penas C, Alburquerque-Sendin F, Cleland JA, Bosca-Gandia JJ. Immediate effects of atlanto-occipital joint manipulation on active mouth opening and pressure pain sensitivity in women with mechanical neck pain. J Manipulative Physiol Ther. 2009;32(2):101-6.

57. Haavik-Taylor H, Murphy B. Cervical spine manipulation alters sensorimotor integration: a somatosensory evoked potential study. Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2007;118(2):391-402.

58. Grgic V. [Cervicogenic proprioceptive vertigo: etiopathogenesis, clinical manifestations, diagnosis and therapy with special emphasis on manual therapy]. Lijecnicki vjesnik. 2006;128(9-10):288-95.

59. Jennifer-Derebery M. Diagnóstico y tratamiento del vértigo. Rev Cubana Med. 2000;39(4):238-53.

60. Haneline MT, Young M. A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. J Manipulative Physiol Ther. 2009;32(5):379-86.

61. Seffinger MA, Najm WI, Mishra SI, Adams A, Dickerson VM, Murphy LS, et al. Reliability of spinal palpation for diagnosis of back and neck pain: a systematic review of the literature. Spine (Phila Pa 1976). 2004;29(19):E413-25.

ISSN on line: 2173-9242
© 2012 – Eur J Ost Rel Clin Res - All rights reserved
www.europeanjournalosteopathy.com
info@europeanjournalosteopathy.com