

INTERVENCIÓN TERAPÉUTICA

Objetivación de las diferencias en la movilidad del cráneo a través del rodamiento alternativo de temporales

Ginés Doménech Ratto^a, MD, PhD, Matilde Moreno Cascales^a, MD, PhD, y Donato Martínez Mateo^{b,*}, PT, DO, MRO

^aDepartamento de Anatomía Humana y Psicobiología, Facultad de Medicina, Universidad de Murcia, Murcia, España

^bEscuela Europea de Osteopatía, Murcia, España

Recibido el 12 de mayo de 2010; aceptado el 23 de octubre de 2010

PALABRAS CLAVE

Movilidad craneal;
Palpación;
Hueso temporal

Resumen

Objetivos: Utilizando la maniobra “rodamiento alternativo de temporales” se valora el diferente grado de movilidad de éstos en distintos grupos de edades. Los objetivos de este estudio son: correlacionar la valoración subjetiva del examinador con los datos objetivamente cuantificables de tiempo y potencia necesarios para alcanzar la máxima rotación de cada uno de los temporales, y conocer la relación entre la edad del sujeto con los parámetros de tiempo y potencia utilizados.

Material y métodos: Un total de 21 sujetos fue dividido en 3 grupos de edades. Para obtener los datos de tiempo y potencia se utilizó el aparato Myomed 932. Se realizó un estudio estadístico que permitió comparar: a) los datos subjetivos del experimentador con los datos objetivos del Myomed, y b) los datos objetivos entre los distintos grupos de edades.

Resultados: los datos obtenidos de tiempo, no mostraron diferencias significativas entre el experimentador y el Myomed; aunque éstas sí se observaron en la potencia. Al utilizar sólo los datos objetivos del Myomed, se aprecian diferencias significativas en el tiempo entre los grupos de menor y mayor edades.

Conclusiones: La valoración subjetiva del experimentador al realizar la maniobra se corresponde con los datos objetivados a través de nuestro método e instrumentación.

Hay una relación inversa entre la edad y el tiempo utilizado para realizar la maniobra.

Hay diferencias significativas en cuanto a la potencia utilizada entre el experimentador y la instrumentación empleada al realizar la maniobra.

© 2010 Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

*Autor para correspondencia.

Correo electrónico: osteo.donato@gmail.com (D. Martínez Mateo).

KEYWORDS

Cranial mobility;
Palpation;
Temporal bone

Objectification of differences in cranial mobility through the alternative rocking of temporal bones

Abstract

Objective: The technique of “alternative rocking of temporal bones” was used to assess the different degree of mobility in the temporal bones in several age groups. Our objectives are: correlating the examiner’s subjective assessment with the objectively quantifiable data of time and power required to obtain the maximum rotation of each of the temporal bones, and understanding the relationship between the age of the patients with the time and power parameters used.

Materials and methods: 21 subjects were divided into 3 different age groups. The Myomed 932 machine was used to obtain the time and power data.

A statistical study would allow to compare: *a)* experimenter’s subjective data with objective data from Myomed machine; and *b)* objective data among different age groups.

Results: The time data showed no significant differences between the experimenter and the Myomed machine, but differences in the power data was showed. There are significant differences in the time data between the older and younger groups using the objectified data from Myomed machine.

Conclusions: The subjective assessment of the experimenter applying the technique is shared with the objectified data in our method and instrumentation.

There is an inverse relationship between the age and the time taken to apply the technique.

There are significant differences in terms of power used between the experimenter and the instrumentation used.

© 2010 Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

En osteopatía se perciben diferencias en la movilidad del cráneo según las edades del sujeto, pero hasta ahora no conocemos estudios que aporten datos objetivos que confirmen esta percepción.

Con la finalidad de objetivar esta sensación palpatoria nos planteamos realizar un estudio en cráneo humano vivo en diferentes grupos de edades con el fin de cuantificar el tiempo y la potencia utilizados en llevar cada uno de los temporales a su máxima rotación. De esta manera, los objetivos que nos planteamos son:

- Correlacionar la valoración subjetiva del examinador con los datos objetivamente cuantificables de tiempo y potencia necesarios para alcanzar la máxima rotación de cada uno de los temporales.
- Conocer la relación entre la edad del sujeto con los parámetros de tiempo y potencia utilizados.

Latarjet y Ruíz Liard¹ citan la elasticidad como una de las cualidades mecánicas de los huesos del cráneo, admitiendo que sus paredes son capaces de deformarse desde el exterior al interior y de retomar su forma primitiva al cesar la fuerza, puntualizando que esta elasticidad es más evidente en sentido trasversal, donde se puede comprobar una tolerancia de 1 cm sin fracturarse.

Campillo² atribuye una mayor plasticidad y capacidad osteogénica en los niños con respecto a los adultos, con relación a la cicatrización de lesiones craneales.

Dado que las diferentes etapas del desarrollo del cráneo parecen condicionar un distinto grado de movilidad, cree-

mos interesante comentar algunos detalles de éste. Según Latarjet y Ruíz Liard¹, los diferentes núcleos de osificación de los huesos de la base del cráneo se encuentran en las placas cartilaginosa, que se reúnen formando la placa basilar. En el desarrollo de la bóveda craneal distinguen un período fontanelar, que se caracteriza por la persistencia de fontanelas; un período osteosutural, en el que desaparecen las fontanelas y persiste una actividad osteogénica de las suturas hasta la edad adulta, que permite a la bóveda aumentar su tamaño, y un período senil, que se caracteriza por la sinostosis de la suturas y por un adelgazamiento de los huesos de la bóveda a expensas del diploe y de la lámina externa.

El precursor cartilaginosa de los huesos de osificación indirecta se forma alrededor de vasos sanguíneos y nervios craneales preexistentes, tanto que en el cráneo maduro los orificios que se establezcan para estas conexiones entre el cerebro y el resto del cuerpo están dentro de la base endocranial del cráneo. En contraste, no hay canales de comunicación del cerebro a través o entre los huesos membranosos³. De ahí, la importancia de mantener una buena permeabilidad de estos orificios craneales para el mantenimiento de una buena función nerviosa (interacción entre estructura y función).

La sutura constituye la unión entre 2 huesos craneales adyacentes. El concepto funcional de sutura ha evolucionado a lo largo de los años. Liem⁴ realiza una revisión de la evolución de dicho concepto partiendo de teorías muy antiguas, como la formulada en 1783 por Monro, que fue apoyada en 1824 por Kellie, que afirmaba que el cráneo adulto forma un todo inmóvil, osificado y rígido, al apoyarse en la suposición de que la presión intracraneal no se modificaba prácticamente. En

contraposición a estas teorías, en 1956 el estudio de Pritchard et al⁵ apoyaba la teoría de Sutherland^{6,7}, especificando que aunque el desarrollo de las suturas craneales en los años posteriores tienen una importancia mínima, ésta va a ser significativa desde el punto de vista clínico y sólo se produce una osificación total de las suturas cuando ya no hay crecimiento. Siguiendo con esta revisión cronológica, Liem⁴ cita a Retzlaff et al⁸, que en 1976 comprobaron que no existían indicios de una osificación completa de las suturas, localizándose fibras de colágeno, elásticas, nervios y vasos sanguíneos en dichas suturas. La hipótesis de la movilidad de los huesos del cráneo fue apoyada en 1992 por los resultados de Heisey et al^{9,10}, que pudieron medir un movimiento total en la sutura sagital de 200 mm al ejercer una presión externa sobre los huesos parietales o aumentando la presión intracraneal inyectando líquido en los ventrículos laterales (incluso con una mínima inyección de 0,1 o 0,2 ml de líquido).

Según Pritchard et al⁵, cada sutura está formada por los estratos de unión y 5 capas intermedias en las que se distinguen 2 capas capsulares, 2 capas de células osteogénicas y 1 capa media de tejido esponjoso conectivo reticular que podría permitir pequeños movimientos entre los huesos del cráneo.

Hasta el sexto año de vida, el tejido intrasutural es muy esponjoso y móvil, manteniéndose la estabilidad e integridad del cráneo gracias a las membranas intracraneales. A partir de esta edad, como recoge Liem⁴, este tejido intrasutural es lo suficientemente rígido como para realizar una función de estabilidad y, al mismo tiempo, de movilidad y adaptación de los huesos del cráneo. En este estadio, la sutura se mantiene hasta edad muy avanzada.

Liem⁴ cita a Delaire¹¹, determinando que el crecimiento de las suturas depende de la formación del tejido intrasutural, que a su vez está sujeto a las tensiones a las que se ve sometida la sutura, como las ejercidas por la alimentación, fuerzas estáticas (gravedad) y/o dinámicas (movimiento) y los procesos de masticación, como así lo reflejan Moore et al¹² y Vioarsdóttir et al¹³. Sólo a una edad avanzada, dependiendo de los factores que se acaban de mencionar, el tejido sutural puede almacenar calcio, comenzando a osificarse por completo y perder su flexibilidad⁴.

La sutura lambdoidea permanece más patente y menos obliterada a lo largo de los años que la sutura sagital, según los estudios de Sabini y Elkowitz¹⁴. Estos autores compararon sus resultados con los de Bolk¹⁵, que encontró un retraso en la obliteración de la sutura lambdoidea en un estudio sobre 1.820 cráneos. La frecuencia de obliteración para la sutura sagital era del 3,9%, para la sutura coronal del 0,65% y para la sutura lambdoidea del 0,27%.

La permeabilidad u obliteración de las suturas pueden ser atribuidas a la presencia o ausencia de fuerzas físicas (tensión muscular) en los distintos huesos del cráneo^{16,17}. De ahí, que los numerosos músculos y ligamentos que se insertan en el hueso occipital y confieren movilidad a la columna cervical pueden contribuir a que la sutura lambdoidea esté bajo más estrés y, por ello, sea más patente que la sutura sagital, al estar ésta sometida a menor cantidad de fuerzas¹⁴.

La teoría de que las fuerzas externas mantienen la permeabilidad puede comprobarse por las características morfológicas de las suturas faciales, que son más serradas e interdigitadas que las suturas craneales y permanecen patentes durante períodos más largos^{17,18}. Esta diferencia pue-

de ser constatada al correlacionarla con los músculos faciales utilizados para hablar, masticar y en la expresión facial.

La manera en que ciertas fuerzas y tensiones, internas o externas, actúan en las suturas y cómo la estructura de la sutura resultante puede correlacionarse con la estructura y función de los individuos, requieren investigaciones más amplias.

El menor grado de osificación de la sutura lambdoidea encontrada en los estudios de Sabini y Elkowitz¹⁴ coincide con los estudios de Kabbani et al¹⁹ al afirmar que la fusión prematura de una o más de las suturas craneales afecta a la sutura sagital en el 40-60% de los casos, a la sutura coronal en el 20-30% de los casos y a la sutura metópica en menos del 10% de los casos, siendo muy rara la verdadera sinostosis lambdoidea²⁰⁻²³.

La continuidad de la sutura lambdoidea con la occipitomastoidea y el agujero rasgado posterior (fig. 1), justifica la elección de esta manobra para comparar la movilidad del cráneo en diferentes grupos de edades al actuar sobre estas suturas de menor grado de osificación.

Material y métodos

Sujetos

El estudio se realizó en el Laboratorio de Biomecánica del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Murcia (UMU) en 21 sujetos, con edades comprendidas entre los 5 y 73 años.

La población se dividió en 3 grupos de edades: grupo 1, edad 5-15 años, con 7 sujetos; grupo 2, 16-49 años, con 8 sujetos, y grupo 3, 50-73 años, con 6 sujetos.

Los criterios de inclusión utilizados fueron firmar el consentimiento para participar en el estudio y ser capaz de permanecer inmóvil el tiempo necesario para realizar la



Figura 1 Visión inferolateral derecha del cráneo donde se aprecia la continuidad de la sutura lambdoidea (A) con la sutura occipitomastoidea (B) y el agujero rasgado posterior (C).

maniobra completa. Esto último condicionó que la edad mínima fuera de 5 años.

Como criterios de exclusión se tuvieron en cuenta que los sujetos fueran menores de 5 años, que hubieran sufrido un traumatismo craneal reciente (menos de 3 meses antes de realizar la prueba) o un accidente cerebrovascular en los últimos 6 meses.

La población observada estaba compuesta por 15 varones (71,43%) y 6 mujeres (28,57%). El porcentaje de varones y mujeres está poco equilibrado en los grupos 1 y 2, pero se iguala en el grupo 3.

Material

Aparato Myomed 932 y cronómetro.

Para la obtención de los valores de actividad eléctrica muscular, tiempo y potencia realizados, se utilizó un aparato de electroterapia Myomed 932, Enraf Nonius (fig. 2), que cuenta con una tarjeta de memoria para almacenamiento de datos. Se utilizaron electrodos PREG 1 de 24 mm PK 50, que se colocaron en la región tenar de ambas manos, a nivel del abductor corto y la cabeza superficial del flexor corto del pulgar (fig. 3). Los electrodos registran la actividad eléctrica en los citados músculos del experimentador.

Para cronometrar los tiempos que iba marcando el experimentador se utilizó un cronómetro, marca Geonaute, modelo TRT'L 300.

Métodos

Desarrollo de la experimentación

En una única sesión se informó a los sujetos de los objetivos y desarrollo del estudio. Tras manifestar su consentimiento, se procedió a realizar la anamnesis (fig. 4).



Figura 2 Aparato Myomed 932.

El sujeto se situó en decúbito supino; el experimentador, sentado a la cabecera del paciente, colocó sus manos ahuecadas, una sobre la otra, en contacto con la escama occipital y con el pulpejo de los pulgares sobre el extremo de las apófisis mastoides. El experimentador presiona medialmente sobre la apófisis mastoides de uno de los temporales, aumentando la fuerza a medida que se percibe que el temporal ofrece resistencia a su rotación, hasta llegar a un momento en que se aprecia que el temporal ya no rota más, momento en que cesa la aplicación de la fuerza, lo que permite que el temporal vuelva a su posición neutra. A continuación, se realiza la misma acción sobre el otro temporal.

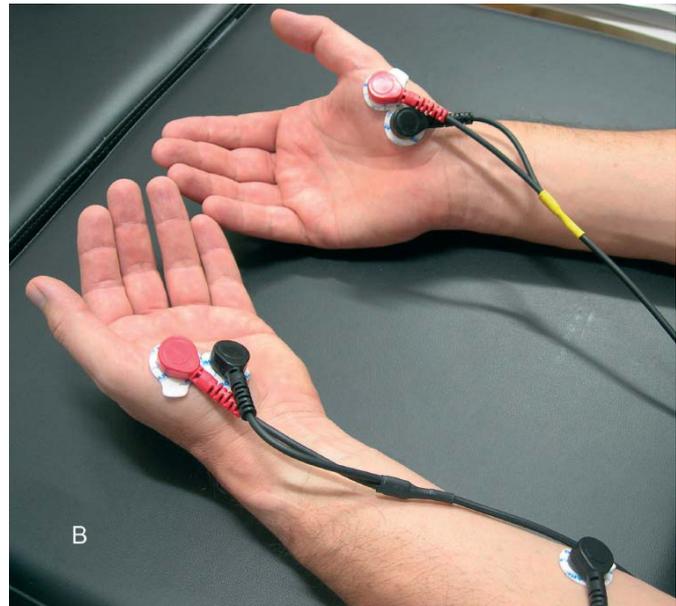
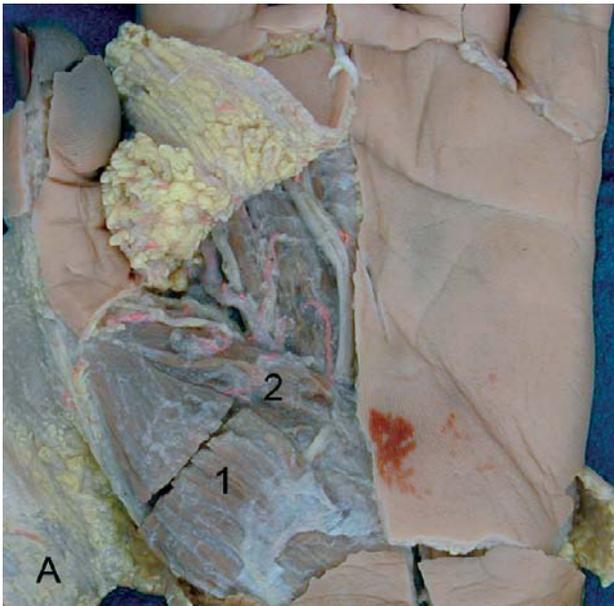


Figura 3 A) Visión de la cara palmar de la mano izquierda, donde podemos apreciar, una vez retirada la piel, el abductor corto del pulgar (1) y la cabeza superficial del flexor corto del pulgar (2). B) Colocación de los electrodos sobre las manos del experimentador y un electrodo-masa sobre el antebrazo izquierdo.

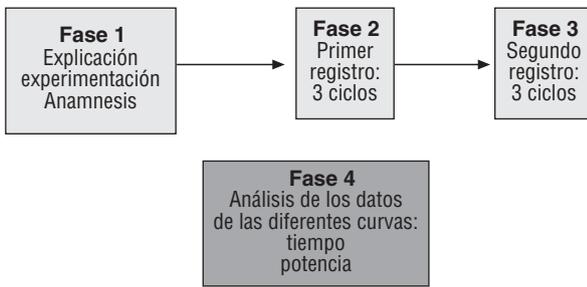


Figura 4 Esquema que muestra las distintas fases en que se ha desarrollado la experimentación.

En este estudio, llamamos “un ciclo” a la acción que llevaría alternativamente cada uno de los temporales a su máxima rotación externa y su vuelta a la posición neutra (rotación interna) en torno al eje de movilidad que pasa por la faceta yugular y por la punta del peñasco^{7,24}. Se realizaron 6 ciclos en cada sujeto que fueron grabados en la tarjeta de memoria del citado aparato (3 ciclos en cada registro (fig. 5)).

El experimentador, sin ver la información que aparece en el monitor del aparato, va comunicando al ayudante (que controla el aparato Myomed 932), en qué momento inicia la contracción muscular y cuándo el temporal ha alcanzado su

máxima rotación. El ayudante va anotando los tiempos correspondientes a los momentos en que el experimentador señala que inicia la contracción muscular y el momento en que el temporal alcanza su máxima rotación.

Del análisis posterior de las curvas generadas en cada rotación del temporal se obtuvieron los siguientes datos: a) el punto del inicio de la actividad eléctrica (TI) y el punto de caída de la actividad eléctrica (TF) al percibir que el temporal no rota más (fig. 6). El tiempo utilizado para llevar el temporal a su máxima rotación externa (TF-TI) se calcula hallando la diferencia entre el tiempo final (TF) y el tiempo inicial (TI); b) el valor de la potencia durante los segundos de inicio y final de la actividad eléctrica que ha llevado al temporal a su máxima rotación externa (figs. 7 y 8). La potencia utilizada para llevar el temporal a su máxima rotación externa (PF-PI) se calcula hallando la diferencia entre la potencia durante el segundo final de la contracción muscular (PF) y la potencia durante el segundo de inicio de ésta (PI), y c) hemos realizado la medición de la potencia que se desarrolla durante todo el intervalo de tiempo en el que se aplica la fuerza, para tener en cuenta las posibles diferencias en las pendientes de las curvas, independientemente de la potencia utilizada para llevar el temporal a su máxima rotación externa. Esta medida se consigue separando los cursores al inicio y final de la contracción muscular (fig. 6).

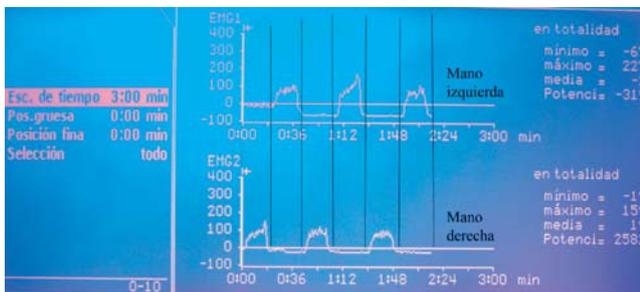


Figura 5 Esta gráfica representa un registro con 3 ciclos de la maniobra, donde podemos apreciar la alternancia de contracción muscular en las manos derecha e izquierda para llevar cada uno de los temporales a su máximo movimiento de rotación externa. Para visualizar todo el registro se utilizó una escala de tiempo de 3 min.

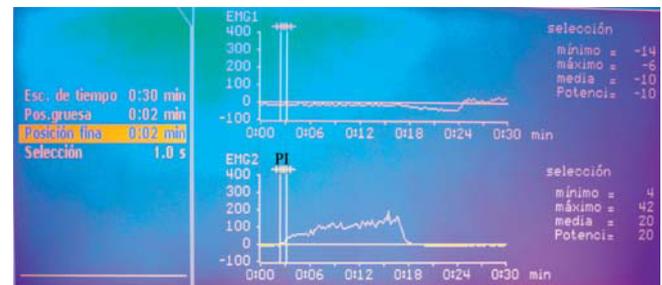


Figura 7 En la gráfica inferior, los cursores verticales determinan la potencia que se realiza en el segundo de inicio de la contracción muscular (PI). En “selección”, a la izquierda de la imagen, colocamos 1 s para que el Myomed calcule la potencia utilizada en el segundo en que se inicia la actividad eléctrica muscular.

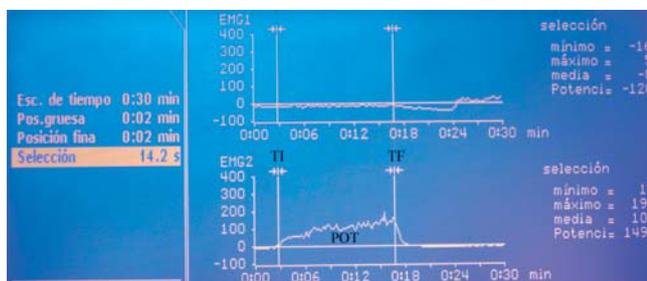


Figura 6 En la gráfica inferior, los cursores verticales determinan el momento (tiempo) de inicio (TI) y final (TF) de la actividad eléctrica durante la contracción muscular. Estos 2 cursores verticales delimitan el área de curva que va a determinar la potencia (POT) realizada en todo el tiempo utilizado en la rotación del temporal (en este caso, 14,2 s).

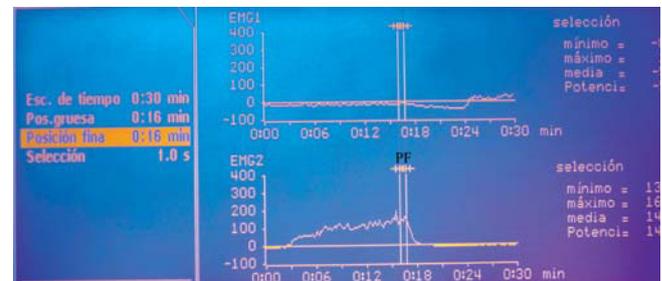


Figura 8 En la gráfica inferior, los cursores verticales determinan la potencia que se realiza en el segundo final de la contracción muscular (PF). En “selección”, a la izquierda de la imagen, colocamos 1 s para que el Myomed calcule la potencia utilizada en el segundo en que cesa la actividad eléctrica muscular.

Método estadístico

El análisis estadístico consistió en:

- Un análisis descriptivo de todas las variables, en el caso de variables cuantitativas se realizó un análisis de la media y la desviación típica.
- Una comparación de medias para datos apareados mediante la t de Student, tanto para analizar los datos de tiempo y potencia de los registros 1 y 2 obtenidos por el experimentador por un lado, y con el Myomed por otro, como para comparar los datos entre el experimentador y el Myomed.
- Un análisis de varianza simple (ANOVA), complementado con un análisis de medias 2 a 2 mediante la t de Student, para comparar los diferentes grupos de edad con los datos globales de tiempo y potencia.

Resultados

A través del análisis estadístico y las variables definidas anteriormente se obtuvieron los siguientes resultados:

- Comparación entre los 2 registros del tiempo y potencia necesarias para que temporal derecho e izquierdo lleguen a su máxima rotación observados por el experimentador y obtenidos con Myomed. El estudio estadístico desveló que no había diferencias significativas (tabla 1).
- Comparación de los datos de tiempo y potencia utilizados para llevar cada uno de los temporales a su máxima rotación entre el experimentador y el Myomed. El análisis estadístico permitió apreciar que no hay diferencias significativas en cuanto al tiempo pero sí en cuanto a la potencia (tabla 2).

Tabla 1 Comparación, en los registros 1 y 2, de los datos de tiempo (TF-TI) y potencia (PF-PI) utilizados para que el temporal derecho (D) e izquierdo (I) lleguen a su máxima rotación, observados por el experimentador (Ex) y obtenidos con Myomed (Ap)

	Media	N	Desviación típica	Significación
Par 1 Prom TF-TI Ex D 1	16,5294	17	2,52504	ns
Prom TF-TI Ex D 2	16,0794	17	1,95977	
Par 2 Prom TF-TI Ex I 1	16,1569	17	2,2271	ns
Prom TF-TI Ex I 2	15,5098	17	2,56612	
Par 3 Prom PF-PI Ex D 1	88,5882	17	21,24249	ns
Prom PF-PI Ex D 2	97,1176	17	20,66665	
Par 4 Prom PF-PI Ex I 1	98	17	42,50621	ns
Prom PF-PI Ex I 2	95,59	17	44,447	
Par 5 Prom TF-TI Ap D 1	16,4286	21	2,38081	ns
Prom TF-TI Ap D 2	16,1746	21	2,21264	
Par 6 Prom TF-TI Ap I 1	16,746	21	2,56234	ns
Prom TF-TI Ap I 2	15,75	21	3,114	
Par 7 Prom PF-PI Ap D 1	100,4444	21	21,02468	ns
Prom PF-PI Ap D 2	108,873	21	27,39779	
Par 8 Prom PF-PI Ap I 1	115,3492	21	48,61224	ns
Prom PF-PI Ap I 2	117,1746	21	56,2577	

Tabla 2 Comparación de los datos de tiempo (TF-TI) y potencia (PF-PI) utilizados para alcanzar la máxima rotación de los temporales entre el experimentador (Ex) y el Myomed (Ap), en ambas manos y en ambos registros

	Media	n	Desviación típica	Significación
Par 1 Prom TF-I Ex D 1	16,5294	17	2,52504	ns
Prom TF-I Ap D 1	16,0784	17	2,18749	
Par 2 Prom TF-I Ex I 1	16,1569	17	2,2271	ns
Prom TF-I Ap I 1	16,1373	17	2,21754	
Par 3 Prom PF-I Ex D 1	88,5882	17	21,24249	0,002
Prom PF-I Ap D 1	97,7451	17	19,32885	
Par 4 Prom PF-I Ex I 1	98	17	42,50621	ns
Prom PF-I Ap I 1	105,1569	17	44,82839	
Par 5 Prom TF-I Ex D 2	16,0784	17	1,95977	ns
Prom TF-I Ap D 2	15,8824	17	2,0848	
Par 6 Prom TF-I Ex I 2	15,5098	17	2,56612	ns
Prom TF-I Ap I 2	15,43	17	3,188	
Par 7 Prom PF-I Ex D 2	97,1176	17	20,66665	0,005
Prom PF-I Ap D 2	106,9412	17	25,61663	
Par 8 Prom PF-I Ex I 2	95,59	17	44,447	0,025
Prom PF-I Ap I 2	113,3725	17	50,16457	

Tabla 3 Relación entre los grupos de edad y las diferentes variables

	Grupos	Media	Desviación típica	Significación
Prom TF-TI Ap DI 12	1	17,8333	2,00578	0,016 (intergrupos)
	2	16,2813	1,62809	
	3	14,4444	2,05728	
	Total	16,2738	2,24678	
Prom PF-PI Ap DI 12	1	115,4286	21,83288	ns (intergrupos)
	2	115,6979	35,44306	
	3	97,6806	27,49714	
	Total	110,4603	28,98807	
Prom POT Ap DI I 12	1	1602,6905	463,57422	ns (intergrupos)
	2	1266,2604	594,57376	
	3	1186,9028	286,34498	
	Total	1355,7302	491,73061	

Tabla 4 Pruebas *post hoc* comparando las medias 2 a 2 para determinar la relación de cada una de las variables en los distintos grupos

	(I) EDAD2	(J) EDAD2	Significación
Prom TF-TI Ap DI 12	1	2	ns
		3	0,002
	2	1	ns
Prom PF-PI Ap DI 12	1	3	0,044
		2	ns
	2	1	ns
Prom POT Ap DI 12	1	2	ns
		3	ns
	2	1	ns
		3	ns

- Para unificar los registros, sólo utilizaremos los valores objetivos que nos aporta el Myomed y los valores medios de tiempo y potencia de los 2 registros (12) y de las 2 manos. En la comparación entre los 3 grupos de edad con las 3 variables que acabamos de citar, el estudio estadístico permitió apreciar que había diferencias significativas en el tiempo entre los distintos grupos (tablas 3 y 4).

Discusión

En los estudios osteopáticos consultados, pocos aportan datos objetivos que cuantifiquen el estímulo realizado por las manos. Sólo Zegarra-Parodi et al²⁵ en reciente estudio del año 2009, cuantifican la presión ejercida al realizar un test palpatorio sobre la sutura frontomalar por 2 grupos de estudiantes de osteopatía, utilizando el aparato de medida de fuerza táctil Flexiforce (Tekscan Inc.).

En nuestro estudio hemos obtenido unos datos que nos permiten apreciar que las mediciones de tiempo y potencia utilizadas para llevar el temporal derecho e izquierdo a su máxima rotación no son significativamente distintas entre los 2 registros del experimentador ni entre los registros del aparato (tabla 1), lo que nos muestra una gran homogenei-

dad en las mediciones de tiempo y potencia en los 2 registros (6 ciclos totales), recordando que el experimentador no veía en ningún momento las mediciones que registra el aparato Myomed 932.

Al comparar las mediciones entre el experimentador y el aparato, observamos que no hay diferencias significativas en el tiempo utilizado, pero sí hay diferencias significativas en la potencia utilizada (tabla 2). Los datos de potencia obtenidos son mayores con el Myomed, pues se toman puntos de origen de medida procedentes de los valores de tiempo que son ligeramente diferentes entre el experimentador y el Myomed. Estas diferencias se deben a las inevitables variaciones que aparecen al realizar un cronometraje manual de la percepción del experimentador, en tanto que el aparato detecta, sin error, el comienzo y final de la maniobra realizada. Es importante señalar que la maniobra no se debe realizar en condiciones de fatiga muscular del experimentador, pues el aparato puede registrar como contracción muscular voluntaria algunas fases de fasciculación debidas a la fatiga comentada.

Atendiendo a los grupos de edad, apreciamos que el tiempo utilizado para lograr la rotación de los temporales derecho e izquierdo (TF-TI Ap DI 12) disminuye a medida que aumenta la edad (tablas 3 y 4), siendo significativa la diferencia en el grupo de edad 1 respecto al grupo 3, y en el grupo 2 respecto al grupo 3, pero no hay diferencias significativas entre los grupos 1 y 2. Pensamos que se debe a que están en una fase del desarrollo craneal más similar. Esto confirma la idea de que a menor edad habría mayor movilidad de los temporales y un menor grado de osificación de las suturas lambdoidea y las relacionadas con el temporal; mientras que, a medida que aumenta la edad, esta movilidad disminuye debido a un mayor grado de osificación en estas suturas, apareciendo antes la barrera en la que el temporal no rotaría más.

Al analizar los datos globales de potencia (PF-PI Ap DI 12), la tendencia de éstos sugiere que el descenso del promedio de la potencia utilizada para lograr la rotación de los temporales derecho e izquierdo en el grupo 3 (tablas 3 y 4) puede ser debido a que en dicho grupo encontramos antes una oposición del temporal a seguir rotándolo. Ésta hace no sólo que el tiempo de aplicación de fuerza sea menor, sino que también conlleva una menor aplicación de potencia, al no insistir en superar esta barrera y cesar en ese momento la aplicación de fuerza.

A pesar de no ser significativa la diferencia, la tendencia de los datos sugiere que el descenso del promedio de la potencia (POT) que se realiza en el intervalo de tiempo (POT Ap DI 12) para lograr la rotación del temporal derecho e izquierdo (área de la curva) respecto a la edad (tablas 3 y 4), está claramente relacionado con el tiempo utilizado en la rotación de cada uno de los temporales. Es menor la potencia realizada en todo el intervalo de tiempo en el grupo 3, en el que es menor también el tiempo utilizado para llevar el temporal a su máxima rotación externa.

Aunque las posibles disfunciones craneales podrían afectar a la movilidad de los temporales, no ha sido posible tenerlo en cuenta en este estudio debido al tamaño muestral utilizado y a la gran dispersión de disfunciones encontradas.

Pensamos que es importante el esfuerzo de objetivar el estímulo y los efectos en los distintos procedimientos osteopáticos, pues ése es el camino que nos llevará a una mayor aceptación por la comunidad científica.

Conclusiones

- La valoración subjetiva del experimentador al realizar la maniobra se corresponde con los datos objetivados a través de nuestro método e instrumentación.
- Hay una relación inversa entre la edad y el tiempo utilizado para realizar la maniobra.
- Hay diferencias significativas en cuanto a la potencia utilizada entre el experimentador y la instrumentación empleada al realizar la maniobra.

Bibliografía

1. Latarjet M, Ruíz Liard A. Anatomía humana. Vol 1. 3.ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1999.
2. Campillo Valero D. Cicatrización del hueso craneal. *Munibe*. 1992 Supl 8:33-49.
3. Morriss-Kay GM, Wilkie AOM. Growth of the normal skull vault and its alteration in craniosynostosis: insights from human genetics and experimental studies. *J. Anat.* 2005;207:637-53.
4. Liem T. La osteopatía craneosacra. Barcelona: Paidotribo; 2002.
5. Pritchard JJ, Scott JH, Girgis FG. The structure and development of cranial and facial sutures. *J Anat.* 1956;90:73-86.
6. Sutherland WG. The cranial bowl. Mankato, Minnesota: Free Press Co.; 1939.
7. Sutherland WG. Teachings in the science of osteopathy. Fort Worth: Sutherland Cranial Teaching Foundation, Rudra Press; 1991.
8. Retzlaff EW, Michael D, Roppel R, Mitchell F. The structures of cranial bone sutures. *JAOA*. 1976;75:607-8.
9. Heisey RS, Adams T, Smith MC, Briner BJ. Parietal bone mobility in the anesthetized cat. *JAO*. 1992;92:599-622.
10. Heisey RS, Adams T. Role of cranial bone mobility in cranial compliance. *Neurosurg*. 1993; 33:869-77.
11. Delaire J. Considerations on facial growth (particularly of the maxilla). Therapeutic deductions. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1971;72:57-76.
12. Moore KL, Dalley AF. Anatomía con orientación clínica. 4.ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2002.
13. Vioarsdóttir US, O'Higgins P, Stringer C. A geometric morphometric study of regional differences in the ontogeny of the modern human facial skeleton. *J Anat.* 2002;201:211-29.
14. Sabini RC, Elkowitz DE. Significance of differences in patency among cranial sutures. *J Am Osteopath Assoc*. 2006;106:600-4.
15. Bolk L. On the premature obliteration of sutures in the human skull. *Am J Anat.* 1915;17:495-523.
16. Opperman LA. Cranial sutures as intramembranous bone growth sites [review]. *Dev Dyn*. 2000;219:472-85.
17. Kokich VG. Age changes in the human frontozygomatic suture from 20 to 95 years. *Am J Orthod*. 1976;69:411-30.
18. Saito K, Shimizu Y, Ooya K. Age-related morphological changes in squamous and parietomastoid sutures of human cranium. *Cells Tissues Organs*. 2002;170:266-73.
19. Kabbani H, Raghuveer TS. Craneosinostosis. *American Family Physician*. 2004;69:2863-70.
20. Esparza J, Hinojosa J, Muñoz MJ, Romance A, García-Recuero I, Muñoz A. Diagnóstico y tratamiento de la plagiocefalia posicional. Protocolo para un Sistema Público de Salud. *Neurocirugía*. 2007;18:457-67.
21. Esparza J, Hinojosa J, Muñoz MJ, Romance A, García I, Muñoz A. Enigmas y confusiones en el diagnóstico y tratamiento de la plagiocefalia posicional. Protocolo asistencial. *An Pediatr (Barc)*. 2007;67:243-52.
22. Tapadia MD, Cordero DR, Helms JA. It's all in your head: new insights into craniofacial development and deformation. *J Anat*. 2005;207:461-77.
23. Serramito García R, Gelabert González M. Plagiocefalia posicional [consultado 7-8-2009]. Disponible en: <http://www.neurocirugia.com/diagnostico/plagiocefaliaposicional/plagiocefaliaposicional.pdf>
24. Magoun H. Osteopathy in the cranial field. 3rd ed. Kirksville: Journal Printing Co.; 1976.
25. Zegarra-Parodi R, De Chauvigny de Blot P, Richards LD, Renard EO. Cranial palpation pressures used by osteopathy students: effects of standardized protocol training. *J Am Osteopath Assoc*. 2009;109:79-85.