

MECANISMO DE ACCIÓN MECANICA DEL HVT

Autor: Dr. François Ricard D.O., Ph.D.

I- FUERZAS APLICADAS DURANTE LAS MANIPULACIONES CON HVT.

Herzog et al (1993) indican que las fuerzas de pico y precarga varían según la ubicación de la aplicación de la manipulación (Herzog et al., 1993a).

Según Herzog (2010) los tiempos de impulso son aproximadamente de 100 ms para el tratamiento cervical y 150 ms para la columna torácica y la columna lumbar

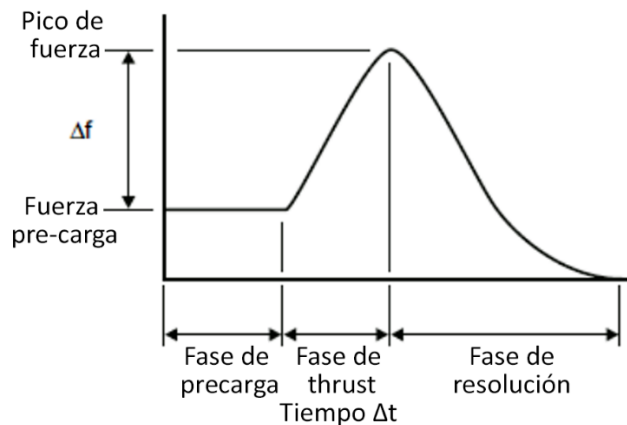


Figura 1. Definiciones para la fuerza de precarga, la fuerza máxima y el tiempo de impulso según Herzog (2010).

Según Triano (2000) una de las premisas de los tratamientos de manipulación vertebral con HVT en quiropraxia consisten en llevar la articulación facetaria hasta su amplitud de movimiento final mediante la aplicación de una fuerza de precarga dirigida y bien descrita.

La aplicación de la fuerza consiste una fuerza de impulso que lleva a la faceta más allá de su amplitud de movimiento final hacia la zona de movimiento para fisiológico*.

**Nota: Al utilizar parámetros menores de movimiento para la puesta en tensión, la manipulación HVT en osteopatía se realiza en el medio de las amplitudes articulares fisiológicas.*

Según Herzog (2010) la fuerza utilizada para una manipulación es similar entre hombres y mujeres.

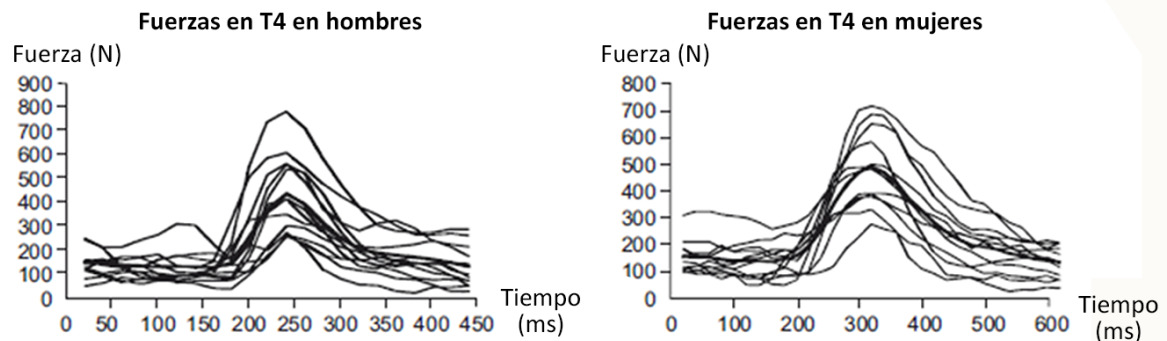


Figura 2. Historial de tiempo-fuerza de manipulaciones torácicas realizadas por 10 hombres y 10 mujeres según Herzog (2010).

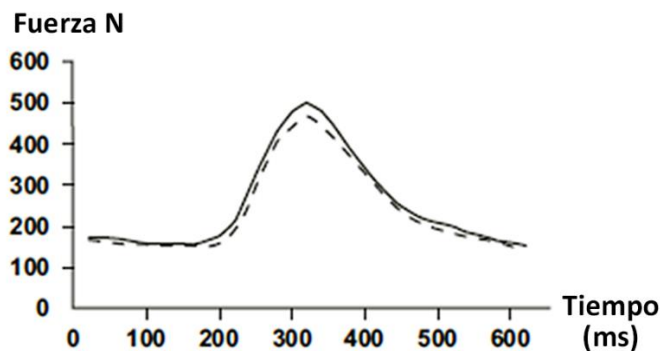


Figura 3. Historial promedio de fuerza-tiempo de manipulaciones torácicas en 10 hombres (línea discontinua) y 10 mujeres (línea continua) según Herzog (2010).

La manipulación produce un movimiento relativo sustancial de la vertebra diana y de las vértebras adyacentes durante la fase de precarga, y un movimiento relativo adicional de ambos durante la fase de impulso del HVT: hay un movimiento de la faceta durante la aplicación del impulso más allá del movimiento logrado por la fuerza de precarga.

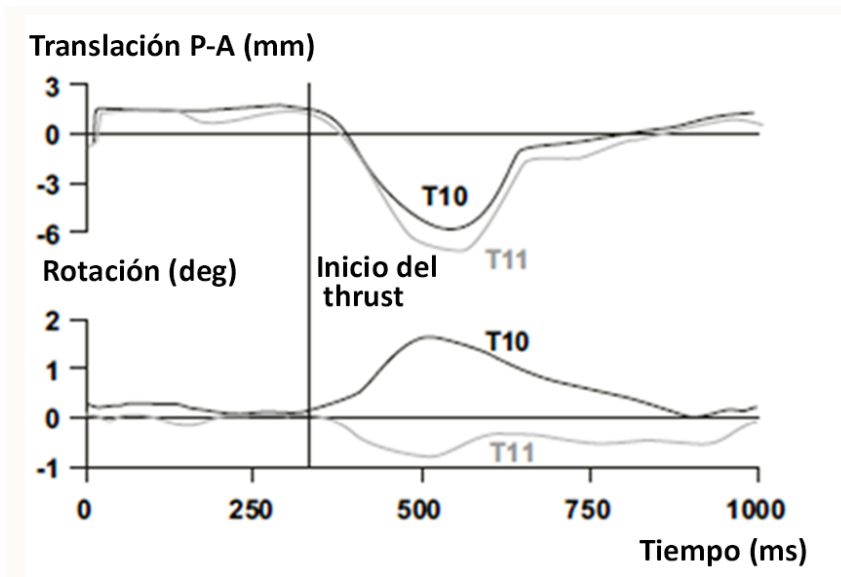


Figura 4. Traslación postero-anterior y rotación sagital de las vértebras torácicas T10 y T11 durante la fase de impulso de una manipulación torácica. Observe la diferencia aproximada de 2 grados en la rotación sagital durante el impulso que indica el movimiento vertebral en la zona "parafisiológica".

Herzog et al (1993) en su estudio indican que las fuerzas de pico para las manipulaciones cervicales (en promedio alrededor de 100 N) fueron más pequeñas que las fuerzas de pico aplicadas durante las manipulaciones de la columna torácica y lumbar y de la articulación sacroilíaca ((todos alrededor de 400 N.

Además, las fuerzas de tratamiento variaron dramáticamente entre los terapeutas, con fuerzas máximas que van desde 200 N hasta 1.600 N (Herzog et al., 1993), lo que es una diferencia de ocho veces.

	Columna cervical	Columna torácica	Articulación sacroilíaca	Activador
Fuerzas de precarga (N)	27	139	88	22
Fuerzas máximas (N)	107	399	323	41
Tiempos del thrust (ms)	81	150		32
Tasa de la fuerza de aplicación (n/s)	1321	2660		1281

Tabla 1. Características de las manipulaciones vertebrales en función del nivel de aplicación según Herzog et al (1993)

Según lo descrito por según Pickar y Bolton, los perfiles se pueden caracterizar por una fase de precarga, una fase de empuje que aumenta rápidamente a una fuerza máxima y una fase de resolución.

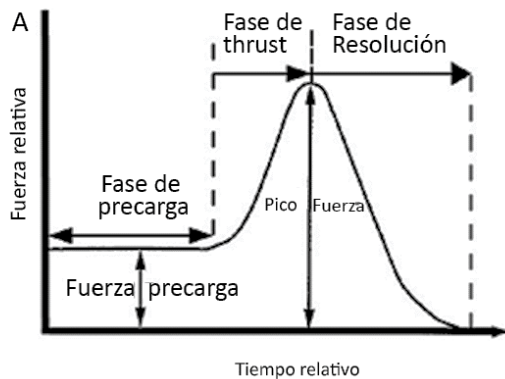


Figura 5. Muestra las fases y la fuerza relativa que ocurren durante la maniobra según Herzog (2010).

Las características de estos perfiles parecen variar dependiendo de la región de la columna vertebral a la que se aplican.

- La manipulación en la región cervical tiene relativamente poca precarga que varía de 0 a 39.5N (Herzog et al 1993, Kawchuk et al 1992).
 - Fase de resolución, duración entre 90-120 ms (media = 102 ms).
 - La fase de impulso 30 a 65 ms (media = 48 ms).
 - El pico de fuerzas 99 a 140 n
- En la región torácica (T4) la fuerza máxima fue de 150 ms $\pm$ 77 ms y la fuerza máxima promedio alcanzó 399N $\pm$ 119N.
- En la articulación sacroilíaca, las fuerzas máximas alcanzaron los 328 N $\pm$ 78N (Herzog et al 1993), con s fases de empuje y resolución de duraciones similares (100 ms).
- En columna lumbar medida por Triano y Schultz (1997) tendió a ser más alta que durante la manipulación torácica o sacroilíaca.

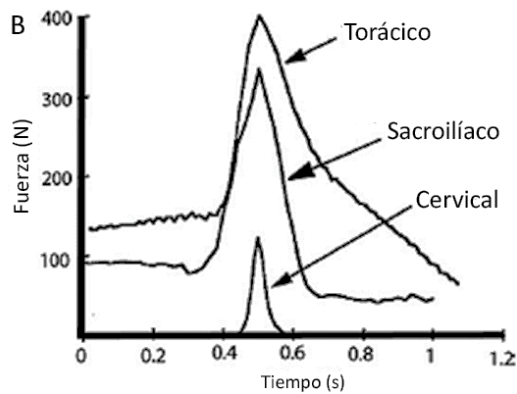


Figura 6. Curvas medias de fuerza-tiempo de las manipulaciones aplicadas a las regiones cervical, torácica y sacroilíaca según Herzog (1993).

Durante un toggle recoil la fuerza varía hasta en un 100% y el desplazamiento en hasta un 50% (Graham et al 2010).

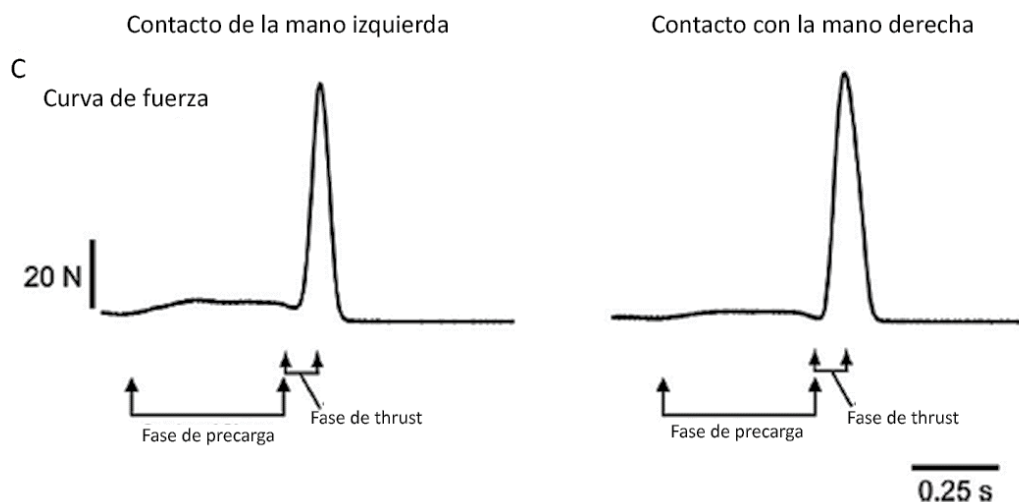


Figura 7. Curvas de fuerza-tiempo de una manipulación de toggle-recoil realizada con un contacto de la mano izquierda (esquema izquierdo) y un contacto de la mano derecha (esquema derecho) según Graham et al. (2010).

Las características biomecánicas (es decir, las curvas de fuerza o desplazamiento en función del tiempo) de una serie de técnicas de manipulaciones se han determinado en estudios realizados directamente en sujetos humanos (Herzog, 2010) o con el uso de dispositivos de simulación de pacientes (Kawchuk et al 2006; Graham et al, 2010).

II- EL CHASQUIDO ASOCIADO CON LA MANIPULACIÓN VERTEBRAL CON HVT.

Shaw et al (2012) han demostrado que la ecografía es un instrumento fiable para la evaluación de la disfunción somática de la columna lumbar y para poner en evidencia la abertura facetaria con un HVT.

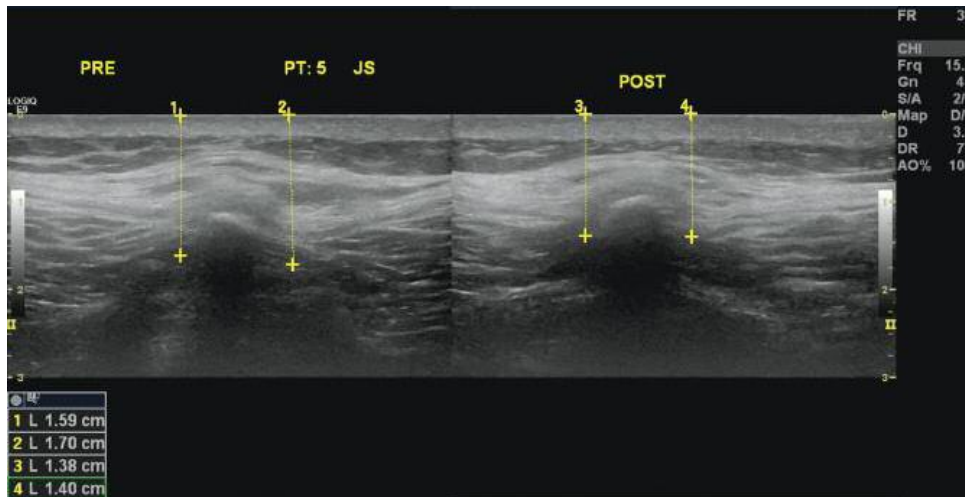


Figura 8. Imágenes ecográficas pre y postratamiento de vértebras lumbares disfuncionales, con profundidades tisulares marcadas en centímetros según Shaw et al (2012).

Este tipo de manipulación generalmente se asocia con un "chasquido" audible, que a menudo significa que la manipulación fue exitosa.

El sonido del chasquido es causado por un evento denominado "cavitación", que ocurre dentro del líquido sinovial de la articulación.

Se debe a la formación y actividad de burbujas (o cavidades) dentro del líquido sinovial por culpa la reducción local de presión.

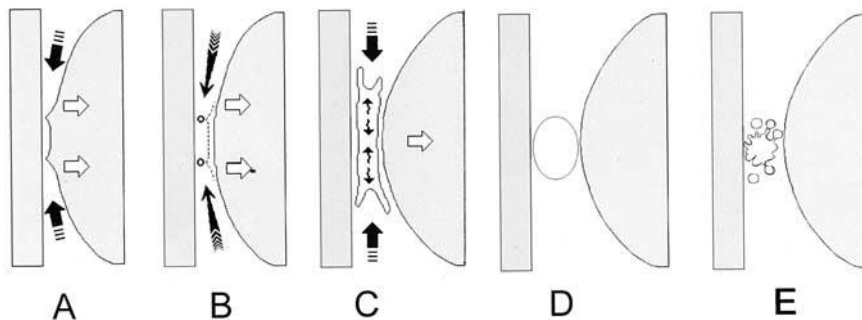


Figura 9. Cavitación según Evans (2002). Representación esquemática de la geometría de la superficie y formas de cavidades en crecimiento a una alta velocidad de separación ($v \gg v_c$ como es probable con la manipulación de thrust de alta velocidad y baja amplitud) donde se forman cavidades en lugar de en el centro, en la zona de contacto.

A- Durante la separación, las regiones externas de la zona de contacto circular se vuelven puntiagudas. Esta deformación se produce porque a esta velocidad, la región central de la zona de contacto se separa, mientras que la región exterior permanece casi inmóvil, creando un borde circular.

B- Las superficies se encajan en el borde circular donde se forma inicialmente la cavidad.

C- Coalescencia de toroides en una cavidad dendrítica única que crece hasta alcanzar un tamaño máximo de burbuja.

D- La burbuja esférica recién formada alcanza su tamaño máximo.

E- Debido a su inestabilidad, la burbuja única se colapsa para formar una "nube" de muchas burbujas más pequeñas (demostrable por la radiografía como una región radiolúcida), que luego se encoge cuando el gas y el vapor se disuelven.

Según Evans (2002) el HVT provoca la liberación de los pliegues sinoviales o plica atrapados, produce relajación del músculo hipertónico mediante el estiramiento repentino y la interrupción de las adherencias articulares o periarticulares, y corrige los movimientos anormales segmentarios vertebrales.

En una breve revisión, Shekelle (1994) indica que existen varias hipótesis principales para las lesiones que responden a la manipulación (HVT):

1) Según Bogduk y Jull (1985) la liberación de pliegues sinoviales o plica atrapados por la abertura de la articulación cigapofisaria hace que el menisco sinovial vuelve a su posición anatómica normal en la cavidad articular. Esto suprime la distensión de la cápsula articular, reduciendo así el dolor.

2) Varios autores (Herzog, 1993; Gillette, 1986-1987; Katavich, 1998; Korr, 1975; Indahl, 1997) indican que se produce una relajación del músculo hipertónico por estiramiento repentino. Los mecanorreceptores,

propioceptores estimulados e incluso las aferencias nociceptivas de las cápsulas articulares y de las estructuras provocan reducciones en la actividad electromiográfica paraspinal espontánea y reducción de la hiperalgesia de los puntos gatillo miofasciales paraespinales.

3) Hsieh (1990) y Vernon (1992) indican que la manipulación vertebral tiene acción en las alteraciones en la sensibilización central, causa una reducción de la hiperalgesia paravertebral y un aumento en los umbrales del dolor paravertebrales a un estímulo nociceptivo.

4) En una serie de estudios, Brennan et al (1989,1991,1992) con HVT que causa cavitación observaron que actúa en las células del sistema inmunológico aumentando el nivel neutrófilos polimorfonucleares y aumento de los niveles plasmáticos de la sustancia neuropeptídica P.

5) Provoca la liberación de las adherencias articulares o periarticulares.

6) Provoca la liberación de las adherencias articulares o periarticulares.

Según Cramer et al (2010) las adherencias se han identificado previamente en muchas articulaciones hipomóviles.

La hipomovilidad da como resultado el desarrollo de adherencias dependientes del tiempo dentro de las articulaciones cigapofisarias. El desarrollo de tales adherencias puede tener relevancia para la manipulación vertebral, que en teoría podría romper las adherencias intraarticulares de la articulación cigapofisaria.

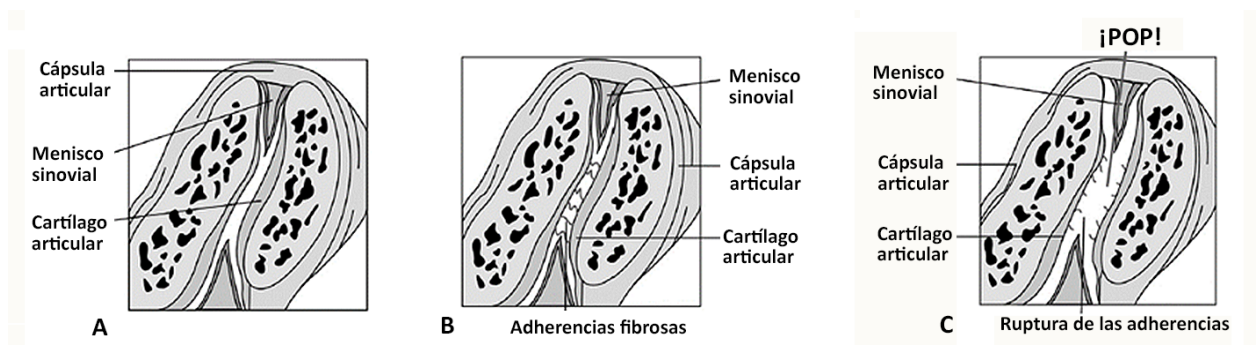


Figura 10. Mecanismo teórico de la producción de cavitación (sonido articular) según Cramer et al (2011).

A, vista posterior de las articulaciones cigapofisarias (articulación cigapofisaria derecha en el cuadro).

B, vista sagital de la articulación cigapofisaria que muestra pliegues sinoviales de la articulación cigapofisaria.

C, adherencias de la articulación cigapofisaria que se desarrollan en la articulación hipomóvil.

D, Separación terapéutica (apertura) de las facetas articulares de la articulación cigapofisaria que rompe las adherencias mientras se crea una cavitación (pop).

En la IRM Cramer et al (2001) encontraron una mayor apertura en las articulaciones cigapofisarias que recibieron manipulación con HVT ($0,5 \pm 0,6$ mm) en comparación con las articulaciones que no recibieron HVT ($-0,2 \pm 0,6$ mm) y en segmentos vertebrales que cavitación que los que no presentaron cavitación ($0,8 \pm 0,7$ vs $0,4 \pm 0,5$ mm).



Figura 11. Ubicación y grabación de acelerómetros, manipulación de la columna vertebral durante la grabación de acelerómetros y segundos (posición de laterocúbito) de la resonancia magnética según Cramer et al (2011).

La meta del estudio de Harwich (2017) era comparar el camino de la cavitación con 2 tipos de HVT para la articulación metacarpofalángica, es decir, distracción e hiperflexión, se encontró que el método de hiperflexión requiere un eje de rotación, un eje de bisagra, que también se requiere para el HVT cervical. Estos resultados muestran que hay una analogía entre HVT cervical y HVT de la articulación metacarpofalángica.

El estudio de Harwich demostró que, en un modelo teórico, el camino hacia la cavitación articular es el mismo para la separación asimétrica de

las superficies articulares en la columna cervical y las articulaciones metacarpofalángicas.

Cramer et al (2012) indican que la manipulación vertebral y el laterocúbito producen más apertura facetaria en las articulaciones alta que en las bajas (0,69 frente a -0,17 mm, $p < 0,0001$). La manipulación vertebral muestra articulaciones más abiertas que la postura de laterocúbito (0,75 vs 0,52 mm, $P = 0,03$). Las manipulaciones de la parte alta del raquis producen más apertura en los hombres que en las mujeres (1,01 frente a 0,49 mm, $p < 0,002$). En general, las articulaciones que cavitaron más se abren más que las que no lo hicieron (0,56 vs 0,22 mm, $P = 0,01$). La cavitación indica que una articulación se ha abierto.

Según Van Geyt et al (2017), cuando ocurre la cavitación, la expectación del paciente en el resultado de la manipulación aumenta, lo que sugiere que los participantes pueden asociar la cavitación con el éxito de las manipulaciones. Una mayor edad del profesional (más años de experiencia) indujo sentimientos de mayor velocidad, amplitud, firmeza y precisión.

III - AMPLITUD ARTICULAR Y MANIPULACIÓN VERTEBRAL.

En el estudio de Symons et al (2012) la precarga, la fuerza máxima y la duración de la manipulación cervical diferían estadísticamente en sujetos vivos versus cadáveres; y tanto la precarga como las fuerzas máximas fueron significativamente más altas para la manipulación cervical en cadáver; el pico de fuerza promedio fue de $190.3 \pm 85.5\text{N}$ (media $\pm$ DE) en sujetos vivos, versus $283.9 \pm 53.6\text{N}$ en cadáveres. Además, la duración fue significativamente más rápida para la manipulación cervical en cadáver ($175 \pm 100\text{ms}$ en sujetos vivos versus $120 \pm 30\text{ms}$ en cadáveres). Estas observaciones fueron consistentes para ambos quiroprácticos. Cuando se realiza en cadáveres, la manipulación cervical tiende a ser más "agresiva" en términos de todos los índices biomecánicos utilizados para producir la manipulación cervical: se debe tener en cuenta este fenómeno en los estudios de manipulación con cadáveres.

En el estudio de Dugailly et al (2015) se observó durante la manipulación cervical que la amplitud de movimiento máxima promedio fue de 39° (DE $\pm 6^\circ$), 21° (DE $\pm 7^\circ$) y 8° (DE $\pm 5^\circ$) para lateroflexión, rotación axial y flexión-extensión, respectivamente. Para el período de impulso, la magnitud

promediada de 8° ($DE \pm 2^\circ$), 5° ($DE \pm 2^\circ$) y 3° ($DE \pm 2^\circ$), para flexión lateral, rotación axial y extensión de flexión, respectivamente.

Con respecto a las relaciones de rotación axial/lateroflexión, se observó un promedio de 0,6 ($DE \pm 0,3$) para el movimiento global, la posición de premanipulación y el impulso. El eje helicoidal medio se localizó principalmente ipsilateral al lado del impulso y mostró una orientación oblicua.

El estudio de Buzzatti et al (2015) muestra que se produce un desplazamiento medio de la articulación facetaria de C1 en relación con C2 durante el thrust de 0,5 mm ($DE \pm 0,5$). El desplazamiento máximo, que representa el movimiento global de la faceta desde la posición neutral a la posición final, indicó un valor de 6,0 mm ($DE \pm 3,4$). El desplazamiento durante la ejecución del HVT en cervicales altas el desplazamiento inducido parece no poder poner en peligro ni la médula espinal, ni la arteria vertebral.

En el estudio de Anderst et al (2018), la abertura entre las facetas aumentó $0,9 \pm 0,40$ mm durante la manipulación cervical. La tasa promedio de separación de facetas fue de $6,2 \pm 3,9$ mm/s.

La fuerza máxima y la aplicación de la tasa de fuerza durante la manipulación fueron 65 ± 4 N y 440 ± 58 N/s.

La puntuación del dolor mejoró de $3,7 \pm 1,2$ antes de la manipulación a $2,0 \pm 1,4$ después de la manipulación ($p < 0,001$).

La ROM segmentaria aumentó después de la manipulación en función de los segmentos:

- En flexión-extensión de $1,2^\circ$ y $3,9^\circ$.
- En rotación entre $1,5^\circ$ y $1,9^\circ$.
- En lateroflexión entre $1,3^\circ$ y $1,1^\circ$.

La ROM global de la cabeza con respecto al torso aumentó después de la manipulación de 8° en lateroflexión, 10° en rotación y 13° en flexión-extensión.

Los resultados demuestran que la vertebra diana y los segmentos de adyacentes experimentan una abertura de la articulación facetaria durante la manipulación y que la ROM intervertebral aumenta en los tres planos de movimiento después de la manipulación.

IV - RESPUESTAS REFLEJAS ASOCIADAS CON LOS TRATAMIENTOS DE MANIPULACIÓN VERTEBRAL CON HVT

Herzog (2010) midió la actividad de la EMG entre 200 o 400 ms después del inicio del impulso. La actividad muscular desaparece después del impulso, y no se observó durante la aplicación de la precarga, lo que sugiere que esta fue realmente una respuesta refleja y que la respuesta refleja se asoció con la velocidad de aplicación de la fuerza.

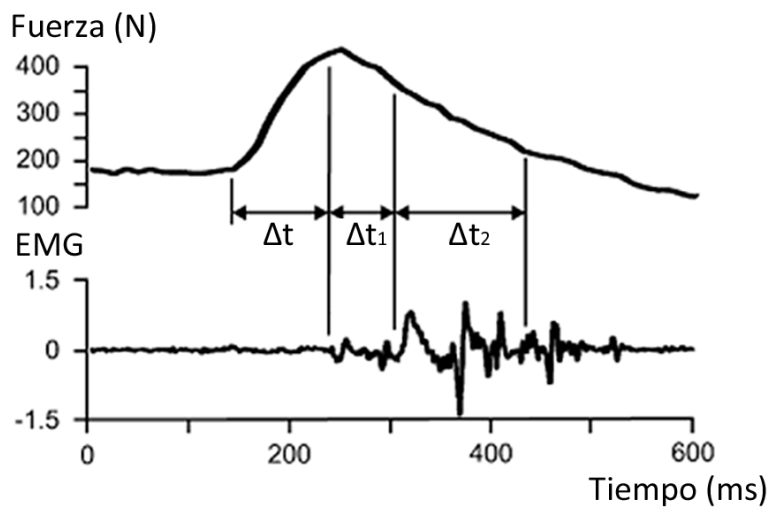


Figura 12. Historial de tiempo de fuerza y tiempo del EMG medidas durante una manipulación torácica. El inicio tardío de la respuesta al EMG que sugiere una activación refleja de los músculos causada por el impulso manipulativo.

Según Cao et al (2013), las características mecánicas de las manipulaciones vertebrales de HVT producen cambios sostenidos en la señal neuronal periférica debido a la transmisión de carga a los receptores sensoriales y se consideran un mecanismo que contribuye a los efectos terapéuticos de la manipulación vertebral.

Los desplazamientos del thrust durante un HVT producen aumentos sostenidos en la descarga en reposo de los husos neuromusculares paraespinales, independientemente de la duración durante la cual se aplicó el impulso.

CONCLUSIONES

Las fuerzas aplicadas en la columna vertebral durante las manipulaciones vertebrales con HVT (precarga, impulso y fase de relajación post-manipulación) consiguen una decoaptación articular de las carillas, una cavitación responsable de un chasquido.

La cavitación estira la cápsula articular facetaria, libera las adherencias facetarias y un posible atrapamiento del menisco sinovial, produce reflejos que modifican la función neuromuscular anormal, la sensibilización nerviosa y tiene efectos inmunológicos y endocrinos demostrados.

BIBLIOGRAFIA UTILIZADA

- Herzog W. The biomechanics of spinal manipulation. J Bodyw Mov Ther. 2010 Jul;14(3):280-6.
- Triano JJ. The mechanics of spinal manipulation. In: Herzog W. in Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation. Philadelphia: Churchill-Livingstone. 2000. pp. 92-190.
- Herzog W, Conway PJ, Kawchuk GN, Zhang Y, Hasler EM. Forces exerted during spinal manipulative therapy. Spine (Phila Pa 1976). 1993 Jul;18(9):1206-12.
- Pickar JG, Bolton PS. Spinal Manipulative Therapy and Somatosensory Activation Electromyogr Kinesiol. 2012 October; 22(5): 785–794.
- Kawchuk GN, Herzog W, Hasler EM. Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. J Manipulative Physiol Ther. 1992 Jun;15(5):275-8.
- Triano J, Schultz AB. Loads transmitted during lumbosacral spinal manipulative therapy. Spine (Phila Pa 1976). 1997 Sep 1;22(17):1955-64.
- Graham BA, Clausen P, Bolton PS. A descriptive study of the force and displacement profiles of the toggle-recoil spinal manipulative

procedure (adjustment) as performed by chiropractors. Man Ther. 2010 Feb;15(1):74-9.

- Cramer GD, Ross K, Pocius J, Cantu JA, Laptook E, Fergus M, Gregerson D, Selby S, Raju PK. Evaluating the relationship among cavitation, zygapophyseal joint gapping, and vertebral manipulation: an exploratory case series. J Manipulative Physiol Ther. 2011 Jan;34(1):2-14.
- Shaw KA, Doughert JJ, Treffer KD, Glaros AG. Establishing the Content Validity of Palpatory Examination for the Assessment of the Lumbar Spine Using Ultrasonography: A Pilot Study. J Am Osteopath Assoc. 2012;112(12):775-782
- Harwich AS. Joint Manipulation: Toward a General Theory of High-Velocity, Low-Amplitude Thrust Techniques. J Chiropr Humanit. 2017 Mar 31;24(1):15-23.
- Cramer GD, Ross K, Raju PK, Cambron J, Cantu JA, Bora P, Dexheimer JM, McKinnis R, Habeck axial rotation, Selby S, Pocius JD, Gregerson D. Quantification of cavitation and gapping of lumbar zygapophyseal joints during vertebral manipulative therapy. J Manipulative Physiol Ther. 2012 Oct;35(8):614-21.
- Cao DY, Reed WR, Long CR, Kawchuk GN, Pickar JG. Effects of thrust amplitude and duration of high-velocity, low-amplitude vertebral manipulation on lumbar muscle spindle responses to vertebral position and movement. J Manipulative Physiol Ther. 2013 feb;36(2):68-77.
- Buzzatti L, Provyn S, Van Roy P, Cattysse E. Atlanto-axial facet displacement during rotational high-velocity low-amplitude thrust: An in vitro 3D kinematic analysis. Man Ther. 2015 Dec;20(6):783-9.
- Dugailly PM, Sobczak S, Van Geyt B, Bonnechère B, Maroye L, Moiseev F, Rooze M, Salvia P, Feipel V. Head-trunk kinematics during high-velocity-low-amplitude manipulation of the cervical spine in asymptomatic subjects: helical axis computation and anatomic motion modeling. J Manipulative Physiol Ther. 2015 Jul-Aug;38(6):416-24.
- Van Geyt B, Dugailly PA, De Page L, Feipel V. Relationship Between Subjective Experience of Individuals, Practitioner Seniority,

Cavitation Occurrence, and 3-Dimensional Kinematics During Cervical Spine Manipulation. J Manipulative Physiol Ther. 2017 nov - Dec;40(9):643-648.

- Anderst WJ, Gale T, LeVasseur C, Raj S, Gongaware K, Schneider M. Intervertebral kinematics of the cervical spine before, during, and after high-velocity low-amplitude manipulation. Spine J. 2018 Dec;18(12):2333-2342.
- Evans DW. Mechanisms and effects of vertebral high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: previous theories. J Manipulative Physiol Ther. 2002 May;25(4):251-62.
- Buzzatti L, Provyn S, Van Roy P, Cattrysse E. Atlanto-axial facet displacement during rotational high-velocity low-amplitude thrust: An in vitro 3D kinematic analysis. Man Ther. 2015 Dec;20(6):783-9.
- Dugailly PM, Sobczak S, Van Geyt B, Bonnechère B, Maroye L, Moiseev F, Rooze M, Salvia P, Feipel V. Head-trunk kinematics during high-velocity-low-amplitude manipulation of the cervical spine in asymptomatic subjects: helical axis computation and anatomic motion modeling. J Manipulative Physiol Ther. 2015 Jul-Aug;38(6):416-24.
- Van Geyt B, Dugailly PA, De Page L, Feipel V. Relationship Between Subjective Experience of Individuals, Practitioner Seniority, Cavitation Occurrence, and 3-Dimensional Kinematics During Cervical Spine Manipulation. J Manipulative Physiol Ther. 2017 nov - Dec;40(9):643-648.
- Anderst WJ, Gale T, LeVasseur C, Raj S, Gongaware K, Schneider M. Intervertebral kinematics of the cervical spine before, during, and after high-velocity low-amplitude manipulation. Spine J. 2018 Dec;18(12):2333-2342.
- Evans DW. Mechanisms and effects of vertebral high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: previous theories. J Manipulative Physiol Ther. 2002 May;25(4):251-62.
- Brennan PC, Kokjohn K, Kaltinger CJ, Lohr GL, Glendening C, Hondras MA, et al. Enhanced phagocytic cell respiratory burst induced by vertebral manipulation: Potential role of substance P. J Manipulative Physiol Ther 1991; 14:399-408.

MECANISMO DE ACCIÓN MECANICA DEL HVT

- Cramer GD, Henderson CN, Little JW, Daley C, Grieve TJ. Zygapophyseal joint adhesions after induced hypomobility. J Manipulative Physiol Ther. 2010 Sep;33(7):508-18.