

TESIS PARA LA OBTENCIÓN DEL DIPLOMA EN OSTEOPATÍA.

**EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE LA INFLUENCIA
DE LA TÉCNICA DE THRUST OCCIPITO-ATLO-
AXOIDEA EN LA ESTÁTICA POSTURAL:
ESTUDIO BARPODOMÉTRICO Y
ESTABILOMÉTRICO.**

Autor: José Martín Botella Rico, osteópata CO

Tribunal Internacional del 26 y 27 de marzo de 2011.

Escuela de Osteopatía de Madrid.

Scientific European Federation of Osteopaths.

Presidente del Tribunal: François Ricard DO.

Miembros del Tribunal:

Ginés Almazán Campos, DO.
Catherine Rod de Verchere, DO.
Luis Palomeque del Cerro, DO.
Cleofás Rodríguez Blanco, DO.
Roberto Méndez Sánchez, DO.
Juan José Boscá Gandía, DO.
Carmen Lillo de la Quintana, DO.
Agustín Luceño Mardones, DO.
Ángel Burrel Botaya, DO.
Joan Vicente Capó Giner, DO.
Ángel Oliva Pascual-Vaca, DO.

Director de Tesis: Antonio Martínez Franco, DO.

AGRADECIMIENTOS:

- A Luis Palomeque por los principios y a Antonio Martínez por el fin, por haber sido responsables, durante varios años, de la dirección de esta tesis.
- A Víctor Botella que, por su continua predisposición como modelo y por su gran colaboración como evaluador, ha sido imprescindible en la realización de esta tesis.
- A las hermanas Ana y María del Mar Cerdán por sacarme del profundo vacío de mi conocimiento estadístico, por su indispensable asesoramiento y por su enseñanza en planteamientos y cálculos estadísticos.
- A Yolanda Noguera y la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche, por facilitar los elementos de medición necesarios para la ejecución del estudio.
- A todos mis alumnos, sujetos de estudio, que ya son presente y futuro.
- A Patricia, por su apoyo continuo, revisiones constantes, labor fotográfica y muchísimo más.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

**“EVALUACIÓN Y ANÁLISIS DE LA
INFLUENCIA DE LA TÉCNICA DE THRUST
OCCIPITO-ATLO-AXOIDEA EN LA
ESTÁTICA POSTURAL.
ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO Y
ESTABILOMÉTRICO”**

ÍNDICE:

1. Introducción.
2. Marco teórico.
 - 2.1. Definición y conceptos básicos.
 - 2.1.1. Postura
 - 2.1.2. Estabilidad y equilibrio
 - 2.1.3. Centro de gravedad
 - 2.1.4. Centro de presión
 - 2.1.5. Línea de gravedad
 - 2.1.6. Base de sustentación
 - 2.1.7. Límites de estabilidad.
 - 2.1.8. Postura ideal.
 - 2.1.9. Filogenia y ontogenia de la postura.
 - 2.2. Estado actual del problema.
 - 2.2.1. Alteraciones posturales.
 - 2.2.2. Repercusión socio-económica.
 - 2.2.3. Métodos de evaluación de la postura y el equilibrio.
 - 2.2.3.1. Métodos tradicionales simples.
 - 2.2.3.2. Baropodometría y estabilometría
 - 2.3. Anatomía región suboccipital.
 - 2.3.1. Osteología.
 - 2.3.1.1. Occipital.
 - 2.3.1.2. Atlas.
 - 2.3.1.3. Axis.
 - 2.3.2. Estructuras capsulo-ligamentosas del raquis suboccipital.
 - 2.3.3. Miología.
 - 2.3.3.1. Músculos anteriores
 - 2.3.3.2. Músculos posteriores
 - 2.3.4. Fascias.
 - 2.3.4.1. Fascias anteriores del cuello
 - 2.3.4.2. Fascias posteriores del cuello
 - 2.3.4.3. Duramadre
 - 2.3.4.4. Cadenas de tensión miofascial.
 - 2.3.5. Estructuras nerviosas.
 - 2.3.5.1. Las raíces raquídeas
 - 2.3.5.2. Los nervios raquídeos cervicales
 - 2.3.5.3. El plexo cervical
 - 2.3.5.4. El simpático cervical
 - 2.3.5.5. El nervio espinal (XI):
 - 2.3.6. Vascularización
 - 2.3.6.1. Arteria vertebral
 - 2.3.6.2. Arteria carótida

2.4. Biomecánica.

- 2.4.1. Conceptos biomecánicos básicos
 - 2.4.1.1. Fuerza, masa y peso.
 - 2.4.1.2. Leyes de Newton
 - 2.4.1.3. Presión
 - 2.4.1.4. Principios de la estática
 - 2.4.1.5. Trabajo mecánico
 - 2.4.1.6. Momento o torque de una fuerza
 - 2.4.1.7. Sistemas de palancas
 - 2.4.1.8. Fuerzas musculares
 - 2.4.1.9. Condición de equilibrio.
 - 2.4.1.10. Elasticidad
 - 2.4.1.11. Fatiga de un material
- 2.4.2. Principios de la biomecánica clínica
- 2.4.3. Biomecánica de la bipedestación estática.
 - 2.4.3.1. Los bloques estáticos.
 - 2.4.3.2. Equilibrio estático ascendente.
 - 2.4.3.3. Equilibrio estático descendente.
- 2.4.4. Biomecánica de la cabeza y el cuello.

2.5. Control neurológico de la postura y el equilibrio.

- 2.5.1. Elementos del sistema nervioso central.
- 2.5.2. Estrategias de control del equilibrio.
- 2.5.3. El sistema muscular.
- 2.5.4. Captores posturales.
 - 2.5.4.1. Sistema vestíbulo-laberíntico.
 - 2.5.4.2. El sistema óculo-motor
 - 2.5.4.3. El sistema estomatognático
 - 2.5.4.4. El sistema propioceptivo
 - 2.5.4.5. Los mecanorreceptores plantares.
- 2.5.5. El tejido conectivo: la fascia
- 2.5.6. Influencia de la cabeza y el cuello en la postura y el equilibrio.
 - 2.5.6.1. Unión neuroanatómica
 - 2.5.6.2. Postura cefálica

2.6. Osteopatía, postura y raquis suboccipital.

- 2.6.1. Conceptos básicos de la osteopatía.
 - 2.6.1.1. La disfunción somática.
 - 2.6.1.2. La facilitación medular.
- 2.6.2. Las técnicas osteopáticas de thrust.
 - 2.6.2.1. Objetivos y efectos.
 - 2.6.2.2. Contraindicaciones.
 - 2.6.2.3. Técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

3. Planteamiento, material y métodos.

- 3.1. Justificación.
- 3.2. Hipótesis y objetivos:
 - 3.2.1. Hipótesis
 - 3.2.2. Objetivos
- 3.3. Planteamiento.
- 3.4. Consideraciones éticas.
- 3.5. Sujetos de estudio
- 3.6. Diseño del estudio
 - 3.6.1. Asignación de los sujetos
 - 3.6.2. Secuencia del estudio.
 - 3.6.3. Medición baropodométrica y estabilométrica.
 - 3.6.3.1. Aparataje Utilizado.
 - 3.6.3.2. Evaluaciones.
 - 3.6.4. Intervención.
- 3.7. Variables.
 - 3.7.1. Variables independientes.
 - 3.7.1.1. Variables baropodométricas.
 - 3.7.1.2. Variables estabilométricas.
 - 3.7.2. Variables dependientes.
 - 3.7.2.1. Variables baropodométricas.
 - 3.7.2.2. Variables estabilométricas.
- 3.8. Limitaciones del estudio.
- 3.9. Metodología estadística y análisis de datos.
4. Resultados.
 - 4.1. Estadística descriptiva.
 - 4.1.1. Muestra total.
 - 4.1.2. Grupo OAA preintervención.
 - 4.1.2.1. Registro baropodométrico.
 - 4.1.2.2. Registro estabilométrico.
 - 4.1.2.3. Datos generales.
 - 4.1.3. Grupo OAA postintervención
 - 4.1.3.1. Registro baropodométrico.
 - 4.1.3.2. Registro estabilométrico.
 - 4.1.4. Grupo Placebo cervical preintervención.
 - 4.1.4.1. Registro baropodométrico.
 - 4.1.4.2. Registro estabilométrico.
 - 4.1.4.3. Datos generales.
 - 4.1.5. Grupo Placebo cervical postintervención.
 - 4.1.5.1. Registro baropodométrico.
 - 4.1.5.2. Registro estabilométrico.
 - 4.1.6. Análisis de normalidad.
 - 4.1.6.1. Características generales de la muestra.
 - 4.1.6.2. Datos registrados antes de la intervención.
 - 4.1.6.2.1. Baropodometría
 - 4.1.6.2.2. Estabilometría ojos abiertos.
 - 4.1.6.2.3. Estabilometría ojos cerrados

- 4.1.6.2.4. Índice de Romberg
- 4.1.6.3. Datos registrados tras la intervención.
 - 4.1.6.3.1. Baropodometría
 - 4.1.6.3.2. Estabilometría ojos abiertos
 - 4.1.6.3.3. Estabilometría ojos cerrados
 - 4.1.6.3.4. Índice de Romberg.
- 4.1.7. Pruebas de homogeneidad de las varianzas.
 - 4.1.7.1. Características generales de la muestra
 - 4.1.7.2. Datos registrados antes de la intervención.
 - 4.1.7.2.1. Baropodometría
 - 4.1.7.2.2. Estabilometría con ojos abiertos.
 - 4.1.7.2.3. Estabilometría con ojos cerrados.
 - 4.1.7.2.4. Índice de Romberg.
 - 4.1.7.3. Datos registrados tras la intervención.
 - 4.1.7.3.1. Baropodometría
 - 4.1.7.3.2. Estabilometría ojos abiertos.
 - 4.1.7.3.3. Estabilometría ojos cerrados.
 - 4.1.7.3.4. Índice de Romberg.
- 4.2. Estadística inferencial.
 - 4.2.1. Características generales de la muestra.
 - 4.2.1.1. Estadístico U de Mann-Whitney.
 - 4.2.1.2. Chi cuadrado.
 - 4.2.2. Análisis de la varianza.
 - 4.2.2.1. Baropodometría.
 - 4.2.2.2. Estabilometría ojos abiertos.
 - 4.2.2.3. Estabilometría ojos cerrados.
 - 4.2.3. Estimación del tamaño del efecto (Eta al cuadrado).
 - 4.2.4. Efecto de las características generales de la muestra sobre el efecto de la intervención.
- 5. Discusión.
 - 5.1. Características de los registros preintervención.
 - 5.2. Factores que modifican el registro baropodométrico y estabilométrico.
 - 5.3. Estudios previos.
 - 5.4. Análisis de los resultados de nuestro estudio.
 - 5.5. Limitaciones del estudio
- 6. Conclusiones:
- 7. Índices.
 - 7.1. Índice de tablas:
 - 7.2. Índice de gráficos:
 - 7.3. Índice de figuras y fotografías:
 - 7.4. Índice de abreviaturas.
- 8. Bibliografía.

RESUMEN.

OBJETIVO: Evaluar cambios inmediatos en el equilibrio y en la distribución de presiones en el apoyo plantar tras la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

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. Se siguió el protocolo de la "*Association Française de Posturologie*", sin calzado y con órdenes protocolizadas. La muestra fue de 80 sujetos (41 hombres/39 mujeres) con una edad media de $25,0 \pm 3,1$.

Se utilizó para la comparación intergrupal el modelo estadístico multivariante (MANOVA).

RESULTADOS: Se observó en estabilometría con ojos cerrados una disminución de la "superficie de la elipse de confianza" ($p=0,003$; Potencia= $0,085$) y del "índice de Romberg" ($p=0,012$; Potencia= $0,72$). Con ojos abiertos hubo diferencias en la "media del balanceo en el eje X" ($p=0,022$; Potencia= $0,63$). La baropodometría mostró una aproximación al 50% en el reparto de cargas entre el pie izquierdo y derecho ($p=0,029$; Potencia= $0,59$).

CONCLUSIONES: La manipulación occipito-atlo-axoidea disminuye el índice de Romberg y la superficie de la elipse de confianza con ojos cerrados en sujetos sanos y aproxima el porcentaje de carga entre pie izquierdo y derecho al 50%. Los resultados inducen a pensar que esta técnica podría mejorar la estabilidad en sujetos con vértigo propioceptivo, lo cual debe ser evaluado en estudios posteriores.

PALABRAS CLAVE: Balance postural, postura, manipulación espinal, articulación atlantooccipital, articulación atlantoaxoidea, propiocepción.

ABSTRACT

OBJECTIVE: To evaluate the immediate effects in baropodometric and stabilometric outcomes after the application of upper cervical spine manipulation by occipito-atlanto-axial joints of Fryette global technique (OAAT).

METHODS: Eighty subjects (41 men/39 women) with a mean of $25,0 \pm 3,1$ years old were included in this study. Randomized controlled clinical trial, explicative type, simple blind with blinded evaluator strategy, placebo-controlled and pre-post measurements was carried out. A force platform was used for the evaluation. The "*Association Française de Posturologie*" protocol was used, without footwear and with protocolized orders. Multivariate analysis of variance was used for the statistical analysis.

RESULTS: The stabilometric outcomes in the intervention group revealed a decrease in surface of the confidence ellipse closed eyes ($p=0,003$; power=0,85) and in Romberg quotient ($p=0,012$; power=0,72). Open eyes revealed significant differences in mean of the lateral body sway ($p=0,022$; power=0,63). The baropodometric outcomes revealed a redistribution of feet load near to lateral symmetry ($p=0,029$; power=0,59).

CONCLUSIONS: The OAAT decrease the Romberg quotient and the surface of the confidence ellipse in closed eyes healthy subjects and bring the load of feet near to symmetry left-right. The results suggest that OAAT may improve de postural balance in subjects with proprioceptive vertigo. Further studies are needed to evaluate this effect in pathological subjects.

KEY WORDS: Postural balance, posture, spinal manipulation, atlanto-Occipital joint, atlanto-axial joint, proprioception.

1. INTRODUCCIÓN

El ser humano ha sufrido a lo largo de su existencia numerosos cambios para asegurar su supervivencia en respuesta a las modificaciones del medio en el que vivía. Uno de las modificaciones más significativas fue el paso de la cuadrupedia a la bipedestación. El hecho de elevar la cabeza sobre el resto de los componentes corporales amplió el horizonte que alcanza la vista, facilitando la velocidad y la amplitud de nuestra orientación en el espacio⁽¹⁾. Además mejoró la forma de inspeccionar el medio y visualizar e impresionar a depredadores y presas, transportar herramientas y comida...⁽²⁾

El paso a la bipedestación provoca la modificación morfológica y fisiológica del ser humano en su conjunto, especialmente de su sistema musculoesquelético. Estos cambios sirvieron para adaptarse a las demandas que exige el mantenimiento de la posición bípeda sobre las extremidades posteriores⁽²⁻³⁾.

Pero la evolución es un proceso continuo. El ser humano todavía no está totalmente adaptado a la posición bípeda. El cuerpo humano se encuentra en una búsqueda continua de su propio equilibrio. En relación a las variaciones anatómicas y fisiológicas de cada individuo existirán diferentes formas de obtener este equilibrio. Esta variedad nos lleva a un gran número de modificaciones posturales individuales⁽⁴⁻⁶⁾.

Partiendo de la base de que la postura ideal es aquella en la que el equilibrio contra la gravedad se consigue con el mínimo gasto energético, diremos que aquella postura que se desvíe de la ideal tendrá mayor gasto energético y mayor estrés mecánico provocando mayor probabilidad de sufrir problemas musculo-esqueléticos^(5, 7).

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Estas variaciones de la normalidad, que afectan a prácticamente toda la población, pueden desencadenar dolor y limitación funcional⁽⁸⁾. Por esta razón es necesario el estudio del comportamiento postural y las diferentes maneras de tratar los trastornos posturales.

Esta es la dirección del presente estudio.

2. MARCO TEÓRICO

Antes de profundizar en las bases en las que fundamentamos este estudio, es conveniente dejar bien definidos algunos conceptos básicos, que utilizaremos posteriormente, para evitar pérdidas de información y/o interpretaciones erróneas.

2.1. DEFINICIÓN Y CONCEPTOS BÁSICOS.

2.1.1. Postura

La palabra postura proviene del latín “positura” y lo entendemos, como lo describe la Real Academia de la Lengua Española en su primera acepción, como “Planta, acción, figura, situación o modo en que está puesta una persona, animal o cosa”.⁽⁹⁾ Entendemos por postura entonces cualquier posición corporal.

Hablamos de postura como la relación de la posición de todas las articulaciones del cuerpo entre sí, así como la relación entre diferentes segmentos corporales (tronco, cabeza y extremidades).⁽¹⁰⁾

Postura es para Pilat A. “una forma individualizada de relación entre distintos componentes del cuerpo, como el tronco, la cabeza y las extremidades”. Es así como se refiere a la postura estática. Pero si hablamos de postura respecto a la lucha contra la gravedad, el objetivo del comportamiento postural será mantener un equilibrio entre la gravedad y la reacción muscular en respuesta a ella. Este concepto de postura se acerca más a la realidad, y lo conocemos como postura dinámica^(1, 11).

Fialka-Moser refiriéndose a la bipedestación y atendiendo a las diferencias entre individuos define la postura como “la posición bípeda bien equilibrada de cada persona”⁽¹²⁾ pudiendo ser diferente según el individuo.

La postura es una forma de relación del cuerpo con su entorno y está influenciada por numerosos factores, entre ellos profesionales, psicológicos, estructurales congénitos o adquiridos, hereditarios, culturales, hábitos, pautas de comportamiento, modas, fuerza muscular, flexibilidad...⁽¹³⁾

El mantenimiento postural es posible gracias a la interacción de un sistema continuo de eferencias y aferencias. La postura viene determinada por la actividad muscular, pero la contracción muscular es el resultado final de un complejo sistema de estímulos y respuestas. Esta actividad muscular viene dirigida y coordinada por el sistema nervioso central. Las órdenes dadas por el sistema nervioso central se elaboran a partir de la información recibida de los captosres posturales de la visión, el sistema laberíntico, los receptores propioceptivos y los mecanosensores plantares⁽¹⁴⁻¹⁵⁾. Este sistema de control neural de la postura es el que va a determinar un comportamiento postural muscular u otro.

Este estudio ha sido realizado en relación al concepto de postura dinámica de la bipedestación humana. Más adelante profundizaremos en los sistemas neurofisiológicos que dan lugar al control postural y del equilibrio.

2.1.2. Estabilidad y equilibrio

Estos términos se utilizan a menudo de manera indistinta, pero corresponden a conceptos ligeramente diferentes.

Decimos de un cuerpo que está en *equilibrio* cuando la vertical del centro de gravedad cae en la base de sustentación⁽⁵⁾. Además debe darse la situación en la que todas las fuerzas y momentos resultantes que actúan sobre un cuerpo son iguales a cero. Si el cuerpo se mantiene estacionario

cuando la suma de fuerzas es cero se habla de equilibrio estático. Si por el contrario, el cuerpo se desplaza con una velocidad lineal constante hablaremos de equilibrio dinámico.⁽⁷⁾

Decimos que un cuerpo es *estable* cuando tras la aplicación de una fuerza durante un corto periodo de tiempo, el cuerpo tiende a volver a su posición original de inicio. Diferenciamos tres grados de estabilidad:

- a) *Estable*: Si un objeto tiende a su posición original de inicio tras sufrir la aplicación de una fuerza durante un corto periodo de tiempo, o bien si dicho objeto se coloca de manera que la fuerza aplicada eleva su centro de gravedad. En otras palabras, la línea de gravedad se mantienen en el interior de la base de apoyo cuando el objeto se inclina.
- b) *Inestable*: Si un objeto tiende a mantener su desplazamiento bajo la influencia de la gravedad tras la aplicación de una fuerza durante un período corto de tiempo.
- c) *Estable neutro o indiferente*: si un objeto tras el desplazamiento mantiene la relación entre la línea de gravedad, la base y la altura del centro de gravedad. Es lo que ocurre por ejemplo en el rodamiento de un tubo.

La estabilidad de un cuerpo va a depender por tanto de la superficie de la base de apoyo, la localización de la línea de gravedad en el interior de la base de apoyo, la altura del centro de gravedad por encima de la base de apoyo y la masa del cuerpo.⁽⁷⁾

Como todos los sólidos, el cuerpo humano está sometido a las leyes de la gravedad. Para mantener el centro de gravedad sobre la base de sustentación el cuerpo humano sigue la “ley de las compensaciones”: para que nuestro cuerpo quede en equilibrio, todo desequilibrio deberá ser compensado por un desequilibrio inverso⁽⁴⁻⁵⁾. De esta ley podemos concluir que en bipedestación, no hay ningún desequilibrio segmentario sin

compensación. Por tanto, las posturas humanas no son posiciones fijas, sino equilibrios controlados hechos de desequilibrios permanentes, los cuales pueden corregirse o compensarse. De esto se encarga la función tónica de la musculatura: corregir los desequilibrios cuando es posible o controlarlos y limitarlos cuando es necesario.

Por todo lo anterior podemos decir que no existe una línea de gravedad fija, sino que el ser humano en bipedestación oscila permanentemente sobre su base.⁽⁵⁾

Para mantener la postura es necesaria la acción coordinada de diferentes músculos que mueven y estabilizan la columna y las extremidades. Estos músculos deben tener suficiente fuerza, flexibilidad y elasticidad para realizar su función. Si no reúnen estas características podrán ser causa de alteraciones en la postura y el equilibrio⁽⁴⁻⁵⁾.

2.1.3. Centro de gravedad

El centro de gravedad (CDG) de cualquier objeto se describe como el punto en el que la masa de todos los segmentos se distribuye de manera homogénea⁽⁷⁾.

En el cuerpo humano como objeto, el CDG en la posición anatómica se considera situado a la altura de la 2ª vértebra sacra, en el interior de la pelvis. Sin embargo, tan pronto como la configuración del cuerpo es distinta de la posición anatómica, el centro de gravedad se desplaza e incluso puede llegar a localizarse en el exterior del cuerpo. Por ejemplo, si se elevan ambos brazos hasta la posición horizontal, el CDG se desplaza en direcciones anterior y superior respecto a su localización en la posición anatómica. Este cambio en la localización del CDG es una consideración importante al abordar la estabilidad y el equilibrio, así como las distintas posturas del ser humano⁽⁷⁾.

2.1.4. Centro de presión

El centro de presión (CDP) es el punto de aplicación de la fuerza de reacción del suelo. Esta fuerza refleja la tercera ley de Newton (ley de acción / reacción): a toda acción corresponde una reacción de misma intensidad y dirección pero de sentido contrario. En el caso del cuerpo humano, la fuerza ejercida por el cuerpo sobre el suelo se refleja retrógradamente hacia el CDP. Durante la permanencia en bipedestación sin movimiento, la fuerza de reacción del suelo y la fuerza de la gravedad que tira hacia abajo del CDP deben mostrar colinealidad, lo que no ocurre necesariamente durante los movimientos.⁽⁷⁾

Durante la permanencia en bipedestación sin movimiento, el CDP se sitúa en el interior de la base de sustentación y del límite de estabilidad. El CDP se suele localizar unos pocos centímetros por delante de la articulación del tobillo y se desplaza con una amplitud de aproximadamente un centímetro debido a que la persona se balancea mientras permanece en pie.⁽⁷⁾

2.1.5. Línea de gravedad

Se conoce como línea de gravedad a la vertical que pasa por el centro de gravedad corporal ⁽⁵⁾. La línea de gravedad se puede describir como la proyección del centro de gravedad sobre el suelo, representado por una línea perpendicular al propio suelo y que discurre a través del CDG ⁽⁷⁾. En esta línea se encuentran por ejemplo, el conducto auditivo externo, el diente del axis, los puntos de transición anatómico-funcionales de la columna vertebral (entre lordosis y cifosis) además del centro de gravedad de todo el cuerpo situado justo ventral al promontorio sacro.⁽¹⁶⁾

Para el análisis de la línea de gravedad del cuerpo humano en bipedestación se han utilizado numerosas metodologías, desde el análisis

con rayos X, hasta las plataformas de fuerzas o la inmersión gradual en el agua⁽⁷⁾.

La importancia de la línea de gravedad radica en su proyección sobre la base de sustentación. Diremos que “un cuerpo está en equilibrio cuando la vertical del centro de gravedad (línea de gravedad) cae en la base de sustentación”⁽⁵⁾. Si no es así, el cuerpo se desequilibra y tendrá que buscar una estrategia muscular para buscar una posición estable devolviendo a la línea de gravedad sobre la base de sustentación⁽⁷⁾.

2.1.6. Base de sustentación

Todos los objetos sometidos a la fuerza de la gravedad deben permanecer sobre una superficie de apoyo. El área de la parte del objeto que establece contacto con la superficie de apoyo se denomina *base de sustentación* o *base de apoyo*. La forma y el tamaño de esta dependen de la postura que adopta el cuerpo, de la posición de los pies y las manos, y del posible uso de medios de soporte adicionales (por ejemplo, bastones)⁽⁴⁾. La base de sustentación puede ser, por ejemplo, un trapecio regular más o menos ancho en una estación inmóvil, un cuadrilátero irregular en el paso o un pequeño triángulo en la estación unipodal.⁽⁵⁾

La permanencia en bipedestación sin ayudas adicionales, con los pies en paralelo y ligeramente separados hace que la base de apoyo sea el área comprendida en el interior de una línea trazada por el perímetro externo de los pies junto con el área que queda entre ellos.⁽⁷⁾

Uno de los más importantes elementos biomecánicos que influyen sobre el mantenimiento del equilibrio es el tamaño y calidad de la base de apoyo: el pie. Cualquier modificación de tamaño, fuerza, rango de movilidad, dolor o control del pie afectará al equilibrio, al reparto de cargas podales y a la postura.

2.1.7. Límites de estabilidad.

Entendemos como límites de estabilidad el “área sobre la cual un individuo puede mover su centro de gravedad y mantener el equilibrio sin cambiar la base de apoyo”⁽¹⁴⁾.

Teóricamente, una persona en bipedestación debería ser capaz de desplazar su línea de gravedad hasta el borde de la base de sustentación, siendo todavía estable. Sin embargo, esta posibilidad es de muy difícil realización debido a que requeriría la aplicación de una fuerza muscular muy intensa en la articulación del tobillo. Por tanto, hay un área limitada en la base de sustentación en la que una persona puede desplazar su línea de gravedad con seguridad. Este área se denomina *límite de estabilidad* y será menor que la base de sustentación⁽⁷⁾.

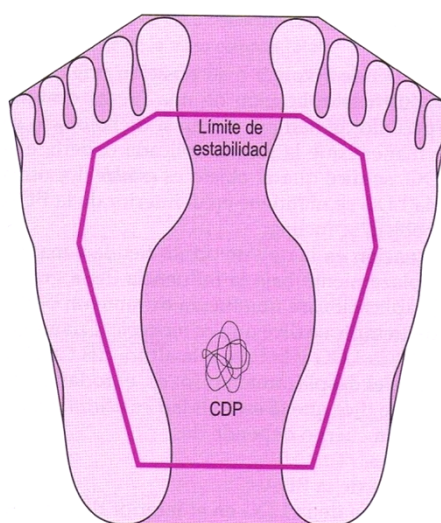


Figura 1. Base de sustentación. Límite de estabilidad.

Observamos como el límite de estabilidad tiene una superficie menor que la base de sustentación. El centro de presión (CDP) se localiza dentro de ambas áreas (según Trew M, Everett T. Fundamentos del Movimiento Humana. Editorial Masson. 2006. Pág. 58)⁽⁷⁾.

Una de las acciones más importantes en el mantenimiento del equilibrio implica controlar el centro de gravedad del cuerpo con respecto a su base de apoyo. Para ello utilizaremos el tobillo, la cadera, el tronco o

cualquiera de las articulaciones y segmentos corporales⁽¹⁷⁾. En consecuencia, el límite de estabilidad tiene forma de cono invertido cuya base será la base de sustentación.⁽¹⁴⁾ Cuando la línea de gravedad cae fuera de la base de sustentación el cuerpo no tiene más remedio para mantener el equilibrio que dar un paso para aumentar su base de sustentación, modificándola. La modificación de la base de sustentación ocurre cuando la línea de gravedad sale fuera de los límites de estabilidad⁽⁷⁾.

2.1.8. Postura ideal.

La postura ideal debe ser aquella en la cual se consiga una máxima eficacia biomecánica en la bipedestación con una mínima tensión tisular y rigidez, permitiendo a la vez un gasto mínimo de energía en la lucha del cuerpo por mantenerse en equilibrio contra la gravedad⁽¹⁶⁾.

O bien como describe Jaeger B., “la buena postura es aquélla en la que las diferentes partes del cuerpo, músculos y huesos, se encuentran alineados y trabajan unidos en armonía, protegiendo al cuerpo de la lesión y de las deformidades progresivas, independientemente de la actitud” ⁽²⁾

O bien como afirmó Hall T, en un trabajo sobre los tipos estáticos respecto a las líneas de gravedad de Little John: “la sínfisis del mentón debe encontrarse en la vertical de la sínfisis púbica en una buena estática”. Esto correspondería con la alineación normal occipito-escápulo-sacro defendido por Mezières⁽⁵⁾.

No es fácil definir una postura ideal, pues esta dependerá de muchos factores como el sexo, la edad, la etapa del desarrollo, variaciones anatomofisiológicas individuales... No obstante, el objetivo de una postura ideal será principalmente la consecución de “una máxima eficacia con el mínimo gasto de energía”⁽¹⁸⁾. Esta premisa solo será posible si existe un funcionamiento armónico de los diferentes segmentos corporales respecto al

tronco, mantenidos a través de “una tensión mínima del sistema muscular y el control del sistema nervioso”^(1, 19).

Para el mantenimiento de una postura ideal es necesaria una función articular eficaz, necesita flexibilidad suficiente en las articulaciones de carga que permitan una buena alineación. La postura ideal está asociada a una buena coordinación, a los gestos elegantes y, a la sensación de bienestar⁽¹⁶⁾.

“La postura ideal es la que permite que los segmentos corporales queden alineados de manera que los pares de torsión y las fuerzas generadas por la gravedad sean los mínimos en cada punto de la cadena”⁽²⁰⁾. El mantenimiento de esta postura requeriría un gasto energético mínimo en su lucha contra la gravedad. El trabajo muscular activo iría en el sentido de realizar las contrafuerzas mínimas y necesarias para neutralizar la acción de la gravedad⁽⁷⁾.

Pero no debemos olvidar que la postura ideal no es más que un ideal. En respuesta al entorno gravitatorio, cada persona adopta una postura diferente en función de sus características físicas, morfológicas articulares y musculares congénitas o adquiridas, estado de sus captadores posturales y de sus mecanismos de control neurológico, la edad, el sexo, la actividad física profesional, el comportamiento y las actividades de la vida diaria, la biotipología, la genética...^(5, 21)

Por esta razón, hasta que no realicemos una exploración física detallada del paciente, atendiendo a sus características individuales, no podremos concluir si la postura de un sujeto es correcta o incorrecta. No basta con compararla con el ideal⁽⁸⁾.

Los estudios de Woodhull et al. (1985) y Pearsall y Reid (1992) mostraron que cada persona, en su lucha contra la gravedad, adopta la postura que mejor compensa sus diferencias antropométricas individuales⁽⁷⁾. Por esto cada individuo, en función de sus características antropométricas,

tendrá una forma óptima de luchar contra la gravedad distinta a la de los demás sujetos.

No obstante, utilizando rayos X, plataformas de presión e inmersión progresiva en agua, se formuló una posición ideal. En ella la línea de gravedad debería pasar por ciertos puntos concretos que describimos a continuación.⁽⁷⁾

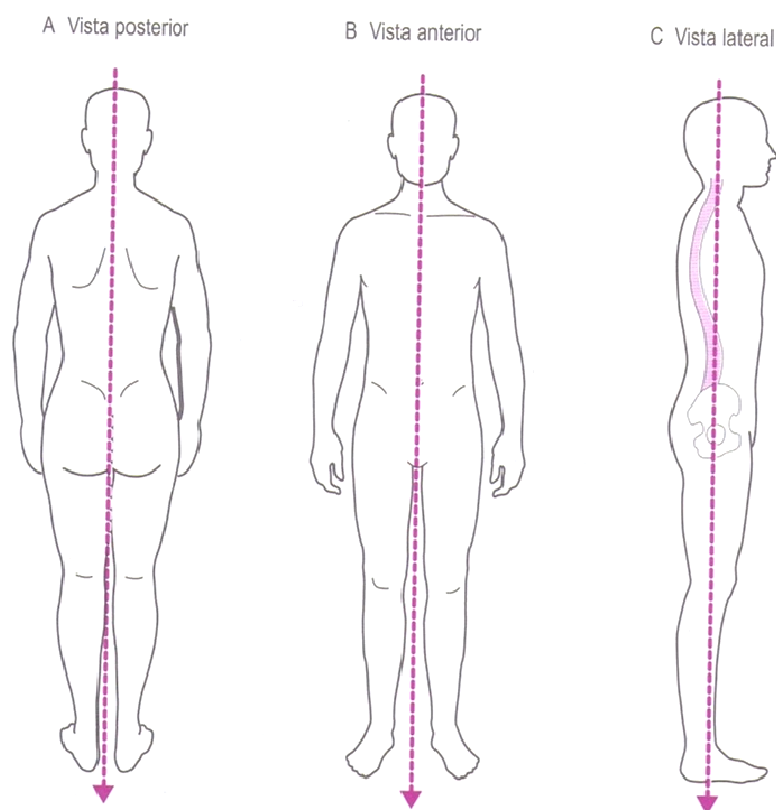


Figura 2. Postura ideal.

Observamos la alineación ideal de los segmentos corporales en bipedestación en una vista posterior (A), anterior (B) y lateral (C). (Según Trew M, Everett T. Fundamentos del Movimiento Humana. Editorial Masson. 2006. Pág. 236)⁽⁷⁾.

A) PLANO SAGITAL

La línea de gravedad debería pasar sobre la mastoides, inmediatamente por delante de la articulación glenohumeral, inmediatamente por detrás de la articulación de la cadera (1-2 centímetros del centro de la

cabeza del fémur), inmediatamente por delante de la articulación de la rodilla (1-2 centímetros por delante del epicóndilo externo del fémur) e inmediatamente por delante de la articulación del tobillo (Pearsall y Reid, 1992)^(7, 20).

Esta posición de la línea de gravedad genera pares de torsión (fuerzas de giro) que tienden a mantener ambas articulaciones en extensión ligera mientras el individuo permanece en pie. La cabeza equilibrada sobre el cuello sin una protrusión o retracción excesivas de la cabeza.⁽⁷⁾ La línea de plomada debe tomar contacto con el punto más posterior del occipital y el punto más posterior de la cifosis dorsal, presentando una distancia hasta el punto más anterior de la lordosis cervical de unos 6 centímetros. Además el arco cigomático debe estar en la misma vertical que el manubrio esternal ⁽²²⁾. Las curvas del raquis darían lugar a una configuración en S abierta, de manera que la caja torácica se dirige hacia delante y el abdomen se mantiene plano y relajado. La vista lateral de la postura ideal mostraría sólo uno de los mares, uno de los hombros, una escápula, uno de los pezones, una de las nalgas y una de las rodillas; en los casos en los que se pueden ver las dos estructuras de cada par de las citadas, el individuo mostraría una rotación segmentaria ⁽⁸⁾.

B) PLANO FRONTAL. VISIÓN POSTERIOR.

Se encuentran alineadas de manera simétrica respecto a la horizontal los pabellones auriculares, la altura de los hombros, la altura de las escápulas, los pliegues de la cintura, las espinas iliacas posterosuperiores, los pliegues subglúteos y los pliegues de flexión de las rodillas. Al mantener los pies desnudos y separados aproximadamente 8 cm (la distancia entre las caderas), el tendón de Aquiles sigue una línea perpendicular hasta el suelo. Las apófisis espinosas siguen una línea directa desde la cabeza hasta el suelo, sin desviación a la izquierda o a la derecha, pasando por el pliegue interglúteo ⁽⁸⁾.

C) PLANO FRONTAL. VISIÓN ANTERIOR.

Se encuentra en posición centrada el mentón sobre el esternón, el ombligo centrado sobre el abdomen, las espinas ilíacas anterosuperiores alineadas de manera simétrica respecto a la horizontal como también están simétricas la cara anterior de las rótulas ⁽⁷⁾.

2.1.9. Filogenia y ontogenia de la postura.

Entendemos por *filogenia* al desarrollo del ser humano a través de la evolución de la especie. Es el paso de los animales cuadrúpedos a la bipedestación humana⁽³⁾.

Entendemos por *ontogenia* al desarrollo del ser humano desde su fase embrionaria hasta su madurez. Es el paso desde neonato a la bipedestación adulta. Las curvas del neonato comienzan a desarrollarse en el transcurso de su vida postnatal. Primero el fortalecimiento de la musculatura de la nuca provoca la lordosis cervical que equilibra la cabeza y progresivamente, tras el aprendizaje de la sedestación, bipedestación y marcha, aparece la lordosis lumbar. Todo esto, junto a la extensión de los miembros inferiores, nos lleva a la bipedestación, la cual queda establecida al final de la pubertad ⁽²³⁾.

Ambos desarrollos, filogenia y ontogenia, siguen la misma evolución pero con períodos de tiempo distintos. Tanto durante la ontogenia como durante la filogenia, la consecución de la bipedestación es considerada uno de los hitos más importantes de la evolución^(2, 8).

“El hombre no es un mono, aunque proviene de los monos. Su evolución ha seguido las mismas reglas y las mismas vicisitudes que otras especies animales y vegetales. El cuerpo humano presenta un concentrado de la historia de los seres vivos, y sobre todo de los vertebrados. Sus mandíbulas provienen de los primeros peces (hace 300 millones de años),

su pelo de los primeros mamíferos (hace 200 millones de años), sus órbitas en posición anterior, su visión diurna, y sus huesos del tarso provienen de los primeros antropoides (hace 55 millones de años). Su estación bípeda le viene legada por los homínidos que invadieron la sabana hace 10 millones de años y su cerebro voluminoso por un grupo original de *austrolopitecus* hace 2 millones de años. Cada cambio es la consecuencia imprevisible de una modificación aleatoria producida en su comunidad, en su medio o en su geografía, que obligan al ser humano a adaptarse a las nuevas condiciones. Estos nuevos caracteres, aparecidos por adaptación al cambio del contexto, son rápidamente perfeccionados procurando un adelanto evolutivo y completando los caracteres ya presentes. J.J. Jaeger".⁽²⁾

La bipedestación es exclusiva del hombre, pero provoca una reducción en otras aptitudes del repertorio locomotor como la suspensión, la cuadrupedia y el ascenso vertical⁽²⁾.

Coppens Y. afirmó que las características de nuestra morfología son el resultado de una adaptación a la nueva vida que el medio exterior nos impone. La bipedestación viene de los homínidos instalándose y provocando cambios importantes en la orientación del cráneo, el tronco y la pelvis⁽²⁾.

La bipedestación, según Coppens, tiene su origen cuando los *austrolopitecus* ocuparon las sabanas. La falta de árboles y las grandes llanuras les obligó a levantarse para inspeccionar mejor el medio y visualizar a los depredadores y las presas, para transportar objetos y comida,... Las nuevas presiones de selección llevaron a esta adaptación exigiendo en el hombre un nuevo cambio⁽²⁾.

Se considera que uno de los beneficios de la adopción por el ser humano de la posición bípeda fue el hecho de elevar la cabeza sobre el resto de los componentes corporales. De esta forma se consiguió ampliar el horizonte que alcanza la vista, lo que dio también mayor amplitud y velocidad a nuestra orientación en el espacio. Sin embargo, el mantenimiento de una correcta postura vertical no es una labor sencilla⁽²⁾.

En la globalidad del cuerpo humano, al cráneo, tórax y pelvis se les considera *masas*, son segmentos cuya función principal es la de protección, y su capacidad dinámica es bastante reducida. Entre las masas existen zonas de transición conocidas como *intermasas* cuya función principal es dinámica, se trata de los miembros inferiores, el raquis lumbar y el raquis cervical. Según Struyf GD, la modificación del comportamiento de las intermasas permitió posicionar hacia la vertical las masas. La modificación en el reparto de presiones motivadas por el continuo estímulo de la gravedad fue modificando la morfología corporal debido a la modificación del metabolismo óseo⁽²⁾.

El ser humano, como todo vertebrado, está sometido a las fuerzas de la gravedad. La influencia de la gravedad en la morfología humana es esencial. Por una combinación de absorción y reconstrucción del tejido óseo, el esqueleto se reestructura para responder a las dificultades cotidianas que ejerce la gravedad ⁽²⁴⁾. A pesar de ello es el ser humano el único que posee las características morfológicas necesarias para responder a los requerimientos de la marcha y de la carrera en bipedestación.

Según Struyf GD, es el aumento en el tono de las cadenas musculares posteromediales (PM) situadas en la parte posterior y medial del cuerpo las que provocan una extensión de las caderas y del raquis lumbar llevando al despegue de las manos del suelo y contribuyendo al ascenso de la masa torácica. Con la extensión del raquis cervical la cabeza asciende al punto más alto de la postura de bipedestación humana. Dentro de estas cadenas, los músculos son reclutados progresivamente: los músculos de los miembros inferiores mantienen la verticalidad de las piernas (sóleo) y estabilizan el sacro (isquiotibiales y glúteo mayor) para que los músculos torácicos (paravertebrales) se beneficien de un punto fijo en el sacro y enderecen sucesivamente el tronco (paravertebrales) y la cabeza (mediante los complejos mayor y menor y la musculatura suboccipital). Pero si detenemos aquí nuestra adaptación muscular la cabeza quedaría en extensión con la mirada hacia el cénit. Esto significa la pérdida de la

horizontalidad de la mirada y los centros laberínticos, comprometiendo la estabilidad y el equilibrio corporal. Para conseguir esta horizontalidad, el mecanismo utilizado será la flexión de la columna vertebral inducida por las cadenas anteromedianas (AM) situadas delante del cuerpo sobre la línea media (a través de la musculatura hioidea, el esternocleidomastoideo, el pectoral mayor, el recto anterior del abdomen y la musculatura aductora principalmente). Esta acción cifosante marcada en el tórax tiene repercusiones a distancia: la cabeza que se flexiona mantiene la horizontalidad de la mirada, las rodillas se desbloquean y los pies modifican su apoyo transmitiendo parte del peso del cuerpo hacia los talones⁽²⁵⁾.

Con los cambios en la superficie de apoyo, comenzaron a aparecer adaptaciones en busca de un nuevo equilibrio corporal en bipedestación. Estos cambios asociados a la continua acción de la gravedad, determinan modificaciones en el reparto de presiones sobre el sistema óseo modificando así la morfología ósea y la estructuración trabecular⁽²⁾.

Las modificaciones morfológicas con mayor influencia sobre la biomecánica postural se producen en raquis y cabeza, pelvis y miembros inferiores⁽⁵⁾.

La columna vertebral: los cuerpos vertebrales aumentan de tamaño para soportar más carga y la musculatura paravertebral aumenta su actividad para mantener la erección del raquis^(3, 5).

La pelvis: toda la masa visceral abdominal en el cuadrúpedo es mantenida por la tensión de los transversos del abdomen, mientras que en el bípedo, la masa visceral cae hacia delante y hacia abajo modificando las presiones que recibe la pelvis⁽²⁾. La tensión a la que los huesos iliacos y el sacro son sometidos por la tracción de la musculatura determina cambios morfológicos tales como la disminución del diámetro vertical y el aumento del diámetro frontal entre otras⁽³⁾. La pelvis aparece en bipedestación como la zona de adaptación de las fuerzas que ascienden de los miembros inferiores

y las que descienden del raquis^(3-5, 26). Un enclave importante de relevo de fuerzas que en cuadrupedia no ocurría.

La coxofemoral: En el cuadrúpedo esta articulación se encuentra en posición de máxima estabilidad –abducción, rotación externa y flexión⁽²⁷⁾. En la bipedestación, se pierde esta posición dirigiéndose la cadera hacia la extensión y aumentando la tensión de todo el sistema ligamentoso coxofemoral. Se pierde el contacto de la porción anterosuperior de la cabeza del fémur con el cotilo cambiando así su orientación y la dirección de las fuerzas de tracción de la musculatura^(2, 5, 27).

El pie: en bipedestación se produce un apoyo de la parte posterior que en el cuadrúpedo no se producía repartiendo ahora las cargas hacia el retropié y el antepié⁽⁵⁾.

En cuadrupedia la pelvis tiene una función principalmente de protección, mientras que en bipedestación es la encargada de contrarrestar las fuerzas ascendentes de los miembros inferiores con las descendentes del raquis^(7, 26).

Pero, como dijo J.J. Jaeger, la bipedestación humana no está totalmente adaptada a la lucha contra la gravedad. El proceso evolutivo es continuo. “En el curso de los siguientes millones de años la adaptación será mejorada en el seno de las líneas evolutivas”⁽²⁾.

2.2. ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA.

2.2.1. Alteraciones posturales.

Un problema postural es una postura que se desvía de la alineación normal sin limitaciones estructurales. Los problemas posturales se establecen en adolescentes provocando síndromes dolorosos en edad adulta⁽¹²⁾.

La mala postura es básicamente un hábito defectuoso pero corregible que provoca una mala alineación de diferentes partes del cuerpo. Estas partes se hallan expuestas a un mayor riesgo de sufrir lesión o dolor, debido al aumento de la tensión que la alineación deficiente provoca en las estructuras de apoyo⁽¹⁶⁾. Habrá mayor estrés mecánico con el consiguiente aumento de la actividad muscular para mantener el equilibrio. Por tanto se producirá un aumento del gasto energético⁽⁷⁾.

Si esta mala alineación se puede corregir de forma activa, diremos que la alteración postural es reversible y por tanto constituye una adaptación o bien una *actitud postural* flexible no estructurada. En este caso no tiene porqué dar sintomatología^(4, 28).

Si esta mala alineación se mantiene en el tiempo, el estrés mecánico y consiguiente aumento de la actividad muscular y del gasto energético determinará cambios histológicos disminuyendo sus capacidades de elasticidad y flexibilidad, y provocando una mala alineación irreversible de forma activa⁽¹²⁾. En ese momento diremos que la actitud postural se ha convertido en *deformidad estructurada* y ha perdido su flexibilidad. En este caso podríamos empezar a hablar de la aparición de síntomas dolorosos o funcionales^(4, 6, 10, 21, 29).

La estática postural debe ser comprendida en todo momento desde la noción de globalidad. Cada segmento se equilibra en el segmento subyacente ascendiendo o bajo el segmento suprayacente descendiendo.

Por esta razón un segmento en desequilibrio permanente por una deformación obligará al subir o al bajar a los demás segmentos a adaptar su deformación. Toda la patología estática se produce a través de esta necesidad de adaptación⁽⁵⁾.

Una deformación ocasionará siempre una o varias adaptaciones que, si se mantienen en el tiempo, podrán a su vez convertirse en compensaciones o deformaciones y ocasionar nuevas adaptaciones ascendentes o descendentes⁽³⁻⁵⁾.

Resulta poco útil tratar de establecer un modo de respuesta único a una determinada deformidad, pues cada individuo puede adaptarla de forma distinta en función de sus características individuales. A causa de esta diversidad de respuestas las alteraciones estáticas pueden tomar formas diversas y tener sobre todo evoluciones diferentes⁽⁷⁾.

La gran mayoría de alteraciones estáticas pueden reducirse a dos grupos: alteraciones en el plano sagital (las lordosis) y alteraciones en el plano frontal (las escoliosis)⁽⁵⁾.

A) Alteraciones en el plano sagital.

En el paso de la cuadrupedia a la bipedestación, la pelvis que era horizontal pasa a ser vertical, las coxofemorales que se encontraban en una posición de 90° de flexión ahora se encuentran en 0°, lo que supone la pérdida de tensión en la musculatura glútea y una puesta en tensión importante de la musculatura flexor. Esta tensión flexora arrastra, por la acción del psoas, a la columna lumbar hacia la lordosis y provoca una tendencia a la anteversión⁽⁴⁻⁵⁾.

A nivel cervical la lordosis disminuye respecto al cuadrúpedo, lo cual desequilibra a la musculatura cervical⁽⁸⁾. Los cuadrúpedos deben extender en gran medida el cuello, mediante potentes complejos, para orientar la

mirada al frente. En el bípedo los complexos se han tensado y la musculatura flexora se ha relajado. Esta puede ser una de las causas de la frecuente tendencia del hombre erguido hacia la anteriorización de la cabeza^(2-3, 5, 8, 30).

El enderezamiento del hombre ha modificado el equilibrio muscular de estas dos regiones y ha creado una inestabilidad que la evolución todavía no ha conseguido resolver⁽²⁻³⁾.

En relación a los mecanismos de adaptación, según afirma Bienfait M., una lordosis no se compensa con una cifosis, sino con otra lordosis⁽⁴⁾.

Por ejemplo, el aumento de la anteversión pélvica y de la lordosis lumbar provocaría un desplazamiento del centro de gravedad en dirección anterior. Para compensar este avance del centro de gravedad las rodillas pueden flexionarse, obligando al centro de gravedad a retroceder. O bien, si la masa pelvis se desplaza adelante, aumenta la lordosis lumbar desplazando el centro de gravedad adelante. Esta situación puede ser adaptada mediante una posteriorización de la masa torácica provocando un aumento de la lordosis lumbar que alcanzará en ocasiones hasta D₉.⁽⁵⁾

Podríamos seguir describiendo adaptaciones posibles a desequilibrios, pero, como hemos dicho antes, resulta poco útil establecer adaptaciones generalizadas, pues cada individuo puede adaptar diferente según sus características individuales. Deberíamos describir cada una de las características individuales de cada ser humano y, en base a ellas establecer las adaptaciones más probables, que serán diferentes en función de las características de cada sujeto⁽⁵⁾.

B) Alteraciones en el plano frontal.

El origen de una escoliosis puede ser muy diverso, desde miopatías, neuropatías, alteraciones hormonales, problemas genéticos o estructurales

congénitos, problemas estructurales adquiridos e incluso, en un gran número de casos, idiopática^(3-5, 10, 16, 21, 29, 31-32).

En lo referente a los casos cuya causa radica puramente en el sistema musculoesquelético, la escoliosis puede aparecer por una adaptación ascendente o descendente⁽⁵⁾.

Cualquier desequilibrio en el apoyo podal desencadenará una adaptación ascendente para mantener el equilibrio postural manteniendo la horizontalidad de la mirada y los centros laberínticos en contra de la fuerza de la gravedad⁽⁴⁻⁵⁾.

Las cadenas descendentes suelen tener su origen en una alteración al nivel de la musculatura suboccipital en los desequilibrios de la visión⁽³³⁻³⁷⁾, el sistema vestibular⁽³⁸⁻⁴⁰⁾ o el sistema estomatognático y la articulación temporomandibular⁽⁴¹⁻⁴⁵⁾. La alteración de la musculatura oculomotora puede determinar adaptaciones posturales⁽⁴⁶⁻⁴⁸⁾. La correlación entre el sistema estomatognático y el resto del cuerpo se realiza a través del sistema neuromuscular⁽⁴⁹⁾ por el sistema de cadenas musculares a lo largo del cuerpo^(6, 50). Las cadenas musculares alcanzan la movilidad del cráneo a través de las inserciones sobre la cara externa del cráneo, de manera que las tensiones posturales asociadas a las cadenas musculares pueden afectar la movilidad del cráneo⁽⁵⁰⁻⁵³⁾ y alterar así los mecanismos de control postural^(51, 54).

Como veremos más adelante en biomecánica, es imperativo el mantenimiento de la horizontalidad de la mirada y los centros laberínticos llevado a cabo por el raquis cervical alto y la musculatura suboccipital. Cualquier desequilibrio a este nivel provocará una adaptación en el raquis cervical inferior para conservar la horizontalidad de la mirada y los centros laberínticos. El raquis cervical inferior que solo puede hacer movimientos combinados de rotación-lateroflexión del mismo lado no puede compensar estos desequilibrios, que se adaptaran especialmente a nivel dorsal alto y generando una escoliosis descendente⁽⁵⁾.

El conjunto de las adaptaciones descendentes conducirá a un mal apoyo del pie cuya causa no estará en el pie propiamente dicho, sino en la postura.⁽⁵⁾

La neurofisiología del mantenimiento del equilibrio y la postura a través de los captos posturales (visión, sistema vestibular, sistema estomatognático y propiocepción) será descrito con profundidad en el punto 2.5.4.

C) Causa del mal alineamiento postural

Existen muchas teorías sobre porqué un individuo puede desarrollar un alineamiento postural inadecuado. Las posturas mantenidas habituales relacionadas con el trabajo y el estilo de vida pueden contribuir a la aparición de cambios posturales a largo plazo. Por esta razón cabe pensar que el grado de actividad física realizada por el individuo también puede influir en la determinación del alineamiento postural. Existe la posibilidad de influencias genéticas, neuropatías, alteraciones hormonales, problemas estructurales congénitos o adquiridos...⁽⁵⁾

Se ha descrito una debilidad de los músculos flexores cervicales profundos (largo del cuello) en los pacientes con dolor cervical⁽⁵⁵⁾. Es importante que la intensidad de la debilidad y de la disminución de la resistencia parece estar relacionada con el grado de posición cefálica anteriorizada. Los cambios en la curvatura dorsal con la edad están bien demostrados y se ha comprobado que influyen en la amplitud del movimiento cervical. Además algunos estudios previos han sugerido que la postura de la cabeza es un factor etiológico en el desarrollo de la disfunción temporomandibular⁽⁵⁵⁾.

D) Efectos del mal alineamiento postural⁽⁵⁶⁾.

El mal alineamiento postural por posiciones adoptadas en la vida diaria tendrá influencia principalmente a tres niveles:

- Aumento directamente de la presión sobre estructuras neurovasculares en sus zonas de atrapamiento.
- El mantenimiento de los músculos en acortamiento, hace que la adaptación de retracción miofascial pueda comprimir un nervio o un vaso.
- El mantenimiento de los músculos en posición de estiramiento y posiciones de desventaja mecánica provoca que otros músculos sean sobreutilizados, creando un ciclo de desequilibrio muscular.

Tanto las posturas estáticas como los movimientos repetitivos deben ser considerados en el diagnóstico musculoesquelético, pues ambos contribuyen al problema.

El tratamiento correcto por tanto, además de liberar las zonas de compresión nerviosa, debería modificar la postura en casa, en el trabajo y durante el sueño. Es necesaria la concienciación para una buena ergonomía e higiene postural.

2.2.2. Repercusión socio-económica.

Durante muchos años y respaldado por numerosos estudios se ha mantenido que las posturas incorrectas prolongadas y los movimientos repetitivos han sido factores desencadenantes notables en el dolor de cuello y miembros superiores⁽⁵⁷⁾. Estos síntomas así como las posturas incorrectas se pueden asociar con factores laborales. Los trastornos de este tipo son un

problema común entre la población activa y provoca con frecuencia bajas laborales⁽⁵⁸⁾.

Los medios más utilizados en estudios de ergonomía y epidemiología para medir la postura en el trabajo son los goniómetros, inclinómetros, técnicas fotográficas, electrogoniómetros y sistemas de grabación de vídeo⁽⁵⁸⁾, métodos directos e instrumentales, análisis de datos por ordenador, grabaciones en vídeo y autoinformes de evaluación⁽⁵⁹⁾.

Las posturas en el trabajo se abordan en muchos trabajos de ergonomía, pero sorprendentemente la literatura científica que trata la postura en el trabajo en sí no es común⁽⁵⁸⁾.

Es necesario que la información sobre las posturas en el trabajo sea obtenida y analizada de manera más *sistemática* para una comprensión profunda de la relación entre las posturas en el trabajo y alteraciones musculoesqueléticas relacionadas con el trabajo. Esta información nos ayudará a mejorar el control y la rehabilitación de estos trastornos altamente prevalentes⁽⁵⁸⁾. Por tanto será necesario desarrollar una herramienta de valoración práctica que una la visión de los expertos en ergonomía y la de los terapeutas⁽⁵⁹⁾.

Hasta ahora, a pesar de los adelantos de la epidemiología y las publicaciones científicas, sigue habiendo controversia en la valoración de trastornos musculoesqueléticos laborales debido a la falta de consenso en la definición de los casos, ausencia de “golden rules” para el diagnóstico clínico de la mayoría de estas condiciones, los problemas asociados con la medición de la exposición, la falta de control de factores de confusión conocidos, y un contradictorio clima médico que ha crecido, en gran parte, por las reclamaciones de indemnización⁽⁵⁷⁾.

Los resultados de los estudios en este campo son muy heterogéneos, debido en parte a muestras no representativas, medidas de exposición y resultados de salud imprecisos o parciales, control incompleto de factores de

confusión y la reversibilidad de la causa efecto podrían contribuir a la heterogeneidad de los resultados observados⁽⁶⁰⁾.

Pero la causa de estos trastornos musculoesqueléticos puede no ser únicamente laboral. Puede haber causas previas, reumatológicas o de otra índole, que predispongan a sufrir disfunciones de cuello y hombro asociadas al trabajo⁽⁵⁶⁾.

En los últimos años se ha introducido en el puesto de trabajo como herramienta esencial, sobretodo en oficinas, el ordenador. Es una de las circunstancias que mayor impacto ha tenido sobre la población y sobre la que más se ha investigado como vemos a continuación.

Existe una relación directa entre el uso del ordenador y el aumento del riesgo de padecer lesiones musculoesqueléticas asociados a la postura. El riesgo es mayor si el número de horas por día o por semana o si el porcentaje de tiempo de la jornada laboral dedicado al ordenador es mayor. Estas asociaciones entre el uso del ordenador y las alteraciones musculoesqueléticas son respaldadas por numerosos estudios⁽⁶⁰⁾.

Una de las asociaciones más fuertes demostradas es entre el uso del teclado y las lesiones en muñeca y mano. Además se demuestra que es directamente proporcional al número de horas de uso. Cabría ahora observar cuáles son los aspectos concretos que provocan esta asociación. Las investigaciones realizadas con esta intención no son concluyentes probablemente por el diseño transversal (con el posible fallo para asegurar que los trastornos son causados por la postura y uso del ordenador y no por otras causas), imprecisión en las medidas utilizadas, dificultades para el análisis de las múltiples variables relacionadas, el sesgo de supervivencia derivados de diseño transversal, diferencias en la exposición al factor de riesgo, y la posible interacción con otras variables de exposición⁽⁵⁹⁾.

Pero la informatización del puesto de trabajo se acompaña además de un cambio en las exigencias laborales y en el ambiente psicosocial y físico.

El aumento de las exigencias, del volumen de trabajo lleva al trabajador a permanecer muchas horas frente al ordenador, lo cual provoca un aumento de la tensión muscular si no se realizan las pausas adecuadas en el trabajo. Es necesario seguir investigando para ayudar a las empresas a tomar decisiones para reducir el riesgo de trastornos musculoesqueléticos asociados a posturas mantenidas durante mucho tiempo frente al ordenador⁽⁶¹⁾.

Constatamos también una gran cantidad de artículos de investigación donde la ergonomía se centra en las exigencias del trabajo en las posturas de bipedestación o sentado. Pero hay muchos trabajadores (por ejemplo, mineros subterráneos, plomeros, mecánicos...) que están obligados a adoptar posturas distintas como la de rodillas, cuclillas o tumbado.

A este respecto Gallagher S trató de constatar los efectos del trabajo en posturas inusuales. Observó que estas posiciones restringen las capacidades musculoesqueléticas y se asocian a tasas considerablemente más elevadas de trastornos musculoesqueléticos comparado con otros trabajadores que no adoptan estas posturas⁽⁶²⁾.

Todo esto tiene un importante impacto. Si las posturas incómodas no se pueden evitar, los puestos de trabajo deben ser rediseñados de acuerdo con la reducción de las capacidades físicas evidentes en cada postura evitando al máximo los riesgos de lesión⁽⁶²⁾.

Queda demostrado que los trastornos posturales son causantes de problemas a la población, y es por esta razón que nos proponemos realizar este estudio que tratará de dar un paso más en la comprensión de los mecanismos de control postural y cómo influir en él.

Puesto que los trastornos posturales son una realidad que afecta a las actividades de la vida diaria del hombre, existen numerosos métodos de corrección postural. La mayoría de ellos no han demostrado su eficacia con

el método científico, pero a nivel clínico son utilizados para mejorar el equilibrio corporal. A continuación nombramos algunos de los más utilizados.

Uno de los tratamientos posturales de evidencia científica más reconocida es el ejercicio físico⁽⁶³⁾, así como la reeducación postural, la escuela de espalda y la ergonomía⁽⁶⁴⁾. La evidencia científica no respalda la eficacia del tratamiento mediante el uso único de terapias de transferencia de energía (crioterapia, termoterapia, electroterapia...)⁽⁶⁵⁾.

Al margen de estos estudios, existen un gran número de técnicas y métodos de tratamiento postural que no han sido sometidos al método científico para comprobar su efectividad en el tratamiento postural. A continuación nombraremos algunos de ellos:

Método Feldenkrais: su objetivo es un movimiento natural, sencillo y, al mismo tiempo, relajado, que va a mejorar los hábitos corporales y la autoimagen. Para ello implica al paciente una autoconciencia por el movimiento junto a la respiración⁽⁶⁶⁾.

Método Alexander: es un método de reeducación mental y física cuyo objetivo es disminuir las tensiones innecesarias que acumulamos en las funciones que realizamos⁽⁶⁷⁾.

Método Mezieres: el objetivo es restablecer la elasticidad global y la alineación del cuerpo. Utiliza numerosas técnicas respiratorias, reflejas, estiramientos globales, etc. Las tensiones residen en la musculatura posterior del tronco y de los miembros inferiores, rotadores internos de las caderas y el diafragma⁽²⁹⁻³⁰⁾.

Método Reeducación Postural Global (RPG): Es una variante del método Mezieres. El trabajo se basa en distintas posturas realizadas por el propio paciente en contracción isotónica de carácter excéntrico de la musculatura estática y en contracción isotónica de carácter concéntrico de la musculatura dinámica⁽⁶⁸⁾.

Método de Eutonía de Gerda Alexander. Es un método de reeducación que utiliza la relajación, entre otros procedimientos, para permitir al paciente el descubrimiento de su propia fisiología articular y muscular⁽⁶⁹⁾.

Método de cadenas musculares GDS: se trata de un método global de kinesiterapia con un enfoque comportamental, orientado a la prevención, tratamiento y mantenimiento, basado en la comprensión de la biomecánica musculoesquelética asociada a las características individuales⁽⁶⁾.

2.2.3. Métodos de evaluación de la postura y el equilibrio.

En el presente estudio, haremos uso de la tecnología y utilizaremos una plataforma de baropodometría para objetivar el reparto de cargas podales y el equilibrio. Este sistema es adecuado para los registros que necesitaremos en nuestro estudio.

Quizá lo que más diferencia la evolución en el estudio del control postural y de las modificaciones posturales así como de los efectos de los tratamientos posturales sea el avance tecnológico⁽³⁾. La postura ha sido valorada durante mucho tiempo con métodos sencillos y subjetivos como la plomada, el espejo cuadrículado, la inspección visual directa del propio clínico...⁽⁷⁰⁾ La evolución tecnológica nos permite utilizar otros medios para objetivar los cambios posturales. Por ejemplo, mediante el registro de las presiones podálicas en un *baropodómetro*, nos permite objetivar la estabilidad postural mediante el registro del movimiento del centro de gravedad utilizando la *estabilometría*, incluso nos permite determinar si esas modificaciones en el reparto de cargas vienen dadas por un cambio en la angulación de la cintura pélvica, de la cintura escapular, de la posición de la

cabeza... mediante cámaras digitales para captación de imágenes con marcadores corporales⁽⁷¹⁾.

Es evidente que la postura no es algo sencillo de medir, que existe una gran variación de tipos posturales y que es difícil dar unos valores normales para la postura. En la práctica, la mayoría de los terapeutas valoran visualmente la postura en relación con referencias anatómicas, ya que habitualmente solo se requieren determinaciones más precisas en estudios de investigación^(8, 70). Hasta hace poco tiempo, las mediciones se relacionaban con la postura en situación estática. Gracias a la evolución tecnológica, con plataformas de presión o de fuerza, o la captación de imágenes digitalizadas con marcadores corporales, somos capaces de realizar análisis más sofisticados con el concepto de postura dinámica⁽³⁾.

2.2.3.1. Métodos tradicionales simples.

Las *fotografías de perfil* se han empleado durante muchos años para medir la postura utilizando una distancia lente-sujeto establecida y usando marcadores que colocados sobre el paciente permiten medir la posición de los diferentes segmentos corporales⁽⁸⁾.

Zonnenberg y cols utilizaron *fotografías en posición frontal, dorsal y lateral* con marcadores de superficie sobre referencias anatómicas y un tablero con cuadrículas de 10cm colocado detrás del paciente. Eso les permitió dibujar coordenadas a partir de las referencias anatómicas para valorar los cambios posturales. Un valor adicional de estas fotografías es que los pacientes también son capaces de visualizar su anomalía postural, lo que puede incentivar su recuperación^(70, 72).

Hanten y cols. Midieron la postura anteriorizada de la cabeza marcando la piel sobre el arco cigomático, 3 cm por debajo del borde externo

del ojo, y determinando después la distancia perpendicular de esta marca a la pared⁽⁷⁰⁾.

En un estudio previo realizado por Bryden y Power, se utilizó un *espondilómetro* para determinar la postura cervical. El brazo móvil del espondilómetro está unido a una barra de medida que tiene una serie de grapas que pueden deslizarse hacia atrás y hacia delante en la barra para permitir su alineación contra el contorno de la cabeza, el cuello y la columna dorsal superior. La barra de medida puede separarse y permite obtener un registro en papel desde los extremos de las grapas^(70, 73).

Braune y Fischer utilizaron *plomadas* en bipedestación, mientras que Kendall y Kendall desarrollaron un método para medir la postura que conseguía ajustar la línea de gravedad con el centro exacto de las articulaciones⁽⁷⁰⁾.

Actualmente existen equipos de biometría que, mediante cámaras de alta definición y marcadores anatómicos, analizan la postura de cada sujeto determinando a través de programas informáticos inclinaciones, ángulos, superficies, distancias... permitiendo una determinación objetiva muy exacta de la postura y sus adaptaciones, tanto en estática como en dinámica (marcha)^(3, 8, 13, 71-72).

2.2.3.2. Baropodometría y estabilometría

La baropodometría se utiliza para medir la presión podal durante la bipedestación y el paso. El conocimiento de la distribución de las cargas podales mediante el uso del examen baropodométrico es útil en el diagnóstico del sistema musculoesquelético en personas sanas y pacientes con patología de las extremidades inferiores y de la columna vertebral y permite la evaluación de la biomecánica del sistema musculoesquelético⁽⁷⁴⁾. Es un método no invasivo, válido para realizar o completar diagnósticos y

para monitorizar tratamientos. Se utiliza tanto en niños como en adultos para el estudio del pie. Algunos autores han introducido la posibilidad clínica de usar este método para la evaluación del pie en ortopedia, traumatología, rehabilitación, reumatología, diabetes y neurología⁽⁷⁵⁾.

Se han realizado numerosos estudios objetivados con este tipo de equipos de medición. A continuación vamos a resumir algunos de los estudios realizados sobre la postura y el equilibrio que han utilizado como medio de objetivación las plataformas baropodométricas y la estabilometría.

Debido a la frecuencia y consecuencias importantes de las caídas en ancianos, se han realizado numerosos protocolos de ejercicios para tratar de mejorar la estabilidad. Albinet C y cols. llevan a cabo este estudio para valorar la eficacia de un protocolo utilizando como sistema de medición objetivo la estabilometría. El plan consistió en un programa de ejercicios durante 12 semanas. Se hicieron mediciones antes del programa y después sobre suelo firme con ojos abiertos y cerrados. Los ancianos mejoraron sus registros estabilométricos, mejorando sus defensas ante los desequilibrios posturales⁽⁷⁶⁾.

Otros estudios se realizaron con pacientes geriátricos con determinada patología, como por ejemplo el realizado por Marigold y cols en una muestra de sujetos que padecían accidente cerebrovascular crónico. La dinámica del estudio fue similar a la anterior, valoran la eficacia de un programa de ejercicios de agilidad, estiramiento y transferencias de peso objetivando los resultados con estabilometría. El resultado confirmó una mejora en el control postural⁽⁷⁷⁾.

Otros investigadores utilizan diferentes métodos de medición para objetivar los resultados, con objetivos y planteamientos similares a los anteriores, como es el caso del estudio realizado por Melzer I, que utiliza una plataforma de fuerza y un dinamómetro isocinético para realizar las mediciones de estabilidad y fuerza respectivamente. El resultado de su

estudio también confirmó la eficacia en la mejora del control postural en ancianos tras un programa de ejercicio físico⁽⁷⁸⁾.

Oliveira GS realizó un estudio para comprobar la validez de la baropodometría computarizada. Para ello estudió tres comparaciones: entre las fuerzas verticales estáticas en las tres regiones del pie y el peso, entre las fuerzas verticales en las tres partes del pie durante el paso y el peso y entre las entre punto de presión máxima del pie y el peso. Se tomó como referencia el peso corporal porque la calibración del equipo se hace sobre el peso corporal del sujeto. La medición estática mostró una correlación entre fuerzas verticales y peso estadísticamente significativa solo en el mediopié, en la medición dinámica del paso todas las regiones mostraron correlación. La interpretación clínica de los datos cuantitativos debe ser hecha con precaución y cuidando al máximo el gran número de variables que están involucradas⁽⁷⁹⁾.

La estabilometría demostró, en un estudio de variabilidad intrasujeto, una fiabilidad y validez consistente sobretodo para los parámetros de la amplitud y velocidad del desplazamiento de la proyección del centro de gravedad en el suelo en el balanceo postural en ambas direcciones de movimiento transversal y sagital⁽⁸⁰⁾.

La baropodometría ha demostrado ser una herramienta útil en la valoración del mareo y la inestabilidad. Bastos AG comprobó en un estudio con sujetos aquejados de inestabilidad con electronistagmografía negativa que la estabilometría consiguió objetivar su inestabilidad⁽⁸¹⁾.

Se realizó un estudio con pacientes con cefalea tensional y pacientes con migraña para tratar de valorar el sistema vestibuloespinal. Los pacientes con cefalea tensional no mostraron diferencias respecto a los datos estabilométricos del grupo control. Los pacientes con migraña mostraron

significativamente un incremento del balanceo del cuerpo con ojos cerrados que indica una disfunción subyacente del sistema vestibuloespinal⁽⁸²⁾.

También al forzar la voz la señal eléctrica de los músculos posturales se incrementaba y modificaba los resultados estabilométricos, sobretodo provocaba una variación en la velocidad del desplazamiento del centro de gravedad. Por tanto la postura es importante en el trabajo de la voz. Para obtener aplicaciones clínicas es necesario realizar otros estudios como grabaciones cinematográficas de la respiración⁽⁸³⁾.

El resultado de un estudio para valorar las modificaciones estabilométricas tras la cirugía de estrabismo fue un aumento significativo del balanceo corporal inmediatamente después de la cirugía de estrabismo en niños con estrabismo⁽⁸⁴⁾.

De una forma similar a como se valorará la eficacia de la técnica de inhibición de suboccipitales en el presente estudio, López-Rodríguez S y cols valoraron el efecto de la manipulación talocrural caudal comparada con placebo. La aplicación de la manipulación de la articulación talocrural caudal comparada con placebo en pacientes atletas con esguince grado II de tobillo redistribuyó la carga a nivel podal⁽⁸⁵⁾.

Con relación a la influencia del raquis cervical sobre la estabilidad postural se investigó como se modificaba la estabilidad con los movimientos de la cabeza. El resultado mostró una reducción importante de la estabilidad postural con la extensión máxima. El resultado obtenido mostró que cambios en la calidad de la información propioceptiva de la región cervical están también involucrados en la determinación del nivel de estabilidad de la postura en bipedestación. Los hallazgos implican que la postura con extensión de cabeza puede ser usado como test de carga para detectar ataxia de origen cervical si se descarta la sensación propioceptiva y la influencia de los otolitos⁽⁸³⁾.

De este paso adelante en la obtención de datos objetivos que nos ayuden en la valoración de la postura nos debemos aprovechar para conseguir ser más objetivos y específicos a la hora de valorar resultados de estudios o de tratamientos clínicos. Por esta razón y aprovechando la tecnología disponible actualmente utilizaremos la baropodometría y estabilometría para determinar las modificaciones producidas en el equilibrio postural y el reparto de cargas podálicas producidas por la aplicación de las técnicas en estudio.

2.3. ANATOMÍA REGIÓN SUBOCCIPITAL.

En este apartado, para no hacerlo excesivamente extenso ya que posteriormente hablaremos de la estática y de todos sus componentes, vamos a centrarnos en la descripción de la región que va a ser objeto de intervención en este estudio: la región suboccipital.

El raquis cervical está constituido por dos partes anatómica y funcionalmente distintas:

El raquis cervical superior, o raquis suboccipital, corresponde a atlas y axis que se encuentran unidos al occipital por una compleja cadena articular con tres ejes y tres grados de libertad.

El raquis cervical inferior, que se extiende desde la cara inferior del axis hasta la cara superior de D₁ anatómicamente, y hasta D₄ funcionalmente. Tienen dos grados de movilidad: flexoextensión y movimientos mixtos de inclinación-rotación. Por tanto es necesaria la acción de todo el raquis cervical para realizar movimientos puros de rotación o inclinación^(23, 26, 86).

2.3.1. Osteología.

Cada vértebra cervical está formada por un cuerpo, dos pedículos, dos láminas, una apófisis espinosa, dos apófisis articulares, dos apófisis transversas y un agujero vertebral^(23, 87). Esta configuración típica de las vértebras cervicales es aplicable a todas las vértebras cervicales desde C₇ hasta C₃. Las dos primeras vértebras cervicales son las que más difieren de esta configuración. Su forma específica les permite mover la cabeza con tres grados de libertad y a la vez soportar su peso⁽²³⁾.

2.3.1.1. Occipital.

El occipital tiene forma de segmento de esfera cuyos bordes forman un rombo. Presenta en su parte inferior un ancho orificio oval: el agujero occipital. A ambos lados de este agujero se encuentran las masas laterales, por delante la porción basilar y por detrás la escama del occipital⁽⁸⁷⁾. Es un hueso importante, pues asegura la unión entre el cráneo y el raquis^(26, 86, 88).

Sobre la apófisis basilar, en la cara exocraneal, se encuentra la inserción de la aponeurosis faríngea a nivel del tubérculo faríngeo^(87, 89-90). Lateralmente a esta inserción se encuentran las crestas de inserción de los músculos rectos anteriores menores⁽⁸⁶⁻⁸⁷⁾.

Sobre las masas laterales, en su cara exocraneal, se encuentra un saliente articular a cada lado del agujero occipital, convexo y elíptico, cuyo eje mayor es oblicuo adelante y adentro: se trata de los cóndilos del occipital^(26, 86-87). Se articulan con las masas laterales del atlas. Por delante del cóndilo pasa el nervio hipogloso a través del canal condíleo anterior⁽⁸⁷⁾. Por fuera del cóndilo se inserta el músculo recto lateral de la cabeza^(23, 86-87).

En la cara exocraneal de la escama tiene lugar la inserción de la musculatura posterior del cuello. Se realiza a través de dos crestas rugosas conocidas como líneas curvas occipitales superior e inferior. La superior se extiende hasta la apófisis mastoides dando inserción a los músculos trapecio y esplenio. Por debajo de esta se encuentra la línea curva occipital inferior que se extiende hacia la apófisis yugular dando inserción a los músculos rectos posteriores menor y mayor. Entre estas dos líneas curvas se insertan los músculos complexos, esplenios y oblicuo menor^(23, 26, 50, 88).

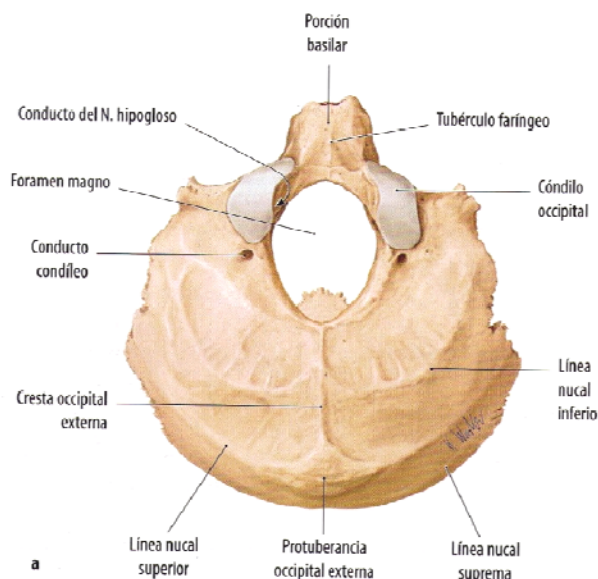


Figura 3. Cara exocraneal del occipital Visión inferior.

Observamos las líneas de inserción de la musculatura posterior del cuello, el foramen magno, los cóndilos occipitales y el tubérculo faríngeo, inserción de la aponeurosis faríngea en la porción basilar (según De Schunke y cols. Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Tomo 3: Cabeza y neuroanatomía. Editorial panamericana. 2007. Pág. 26)⁽²³⁾

2.3.1.2. Atlas.

Su función principal es de sostén. Su nombre le viene de la mitología griega donde Atlas era un titán castigado a sostener el peso del firmamento y la tierra sobre su espalda. De aquí que el nombre de atlas se asigne a la vértebra encargada de mantener el peso de la cabeza⁽⁸⁶⁾.

El atlas carece de cuerpo vertebral. Está formado por dos masas laterales unidas por dos arcos, uno anterior y otro posterior^(23, 26, 86).

La cara superior de las masas laterales contiene la *carilla articular superior*, cóncava superiormente alargada de posterior a anterior y de lateral a medial. Es elíptica y estrechada por dos escotaduras laterales ligeramente posteriores al punto medio. Se articula con el cóndilo correspondiente del occipital formando la articulación occipito-atloidea. La *carilla articular inferior* presenta una superficie articular ovalada relacionada con la cara articular

superior del axis formando las articulaciones atlantoaxiales laterales. En la cara medial presenta un tubérculo sobre el que se inserta el ligamento transverso del atlas^(26, 87).

En la cara anterior del arco anterior se encuentra el *tubérculo anterior* del atlas, inserción del músculo largo del cuello, y en la cara posterior una carilla articular cóncava que se articula con la cara anterior del diente del axis^(23, 87).

En la cara posterior del arco posterior se encuentra el *tubérculo posterior* del atlas, inserción del músculo recto posterior menor de la cabeza. Se aprecia inmediatamente detrás de las masas laterales y sobre su cara superior, un canal transversal por el que pasan el primer nervio cervical y la arteria vertebral⁽⁸⁷⁾.

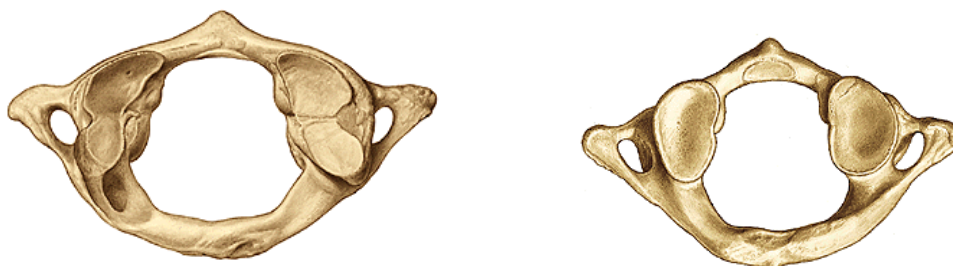


Figura 4. Atlas.

Observamos, en una vista craneal a la izquierda y caudal a la derecha, las carillas articulares, agujeros transversos y arcos anterior y posterior del atlas (según Sobotta. Atlas de anatomía humana. Tomo 2: Tronco, vísceras y miembro inferior. Editorial panamericana. 2004. Pág. 6)⁽⁹¹⁾

2.3.1.3. Axis.

Es la segunda vértebra cervical. Axis proviene del latín cuyo significado es eje. Su odontoides constituye el eje en torno al cual gira la cabeza⁽⁸⁶⁾. Su cara inferior es igual que la de cualquier otra vértebra cervical^(23, 86).

En la cara superior del cuerpo presenta una voluminosa eminencia vertical, el *diente del axis* o *apófisis odontoides*, destinada a articularse con el arco anterior del atlas. Tiene forma de pivote cilindrocónico. Se diferencian la *base* de la odontoides muy ancha fijada al cuerpo del axis; una parte estrangulada, el *cuello*, inmediatamente superior a la base, y un abultamiento, el *cuerpo*, que termina en un vértice obtuso recubierto por rugosidades destinadas a las inserciones de los ligamentos occipitodontoides. El cuerpo del diente presenta dos carillas articulares elípticas, la anterior se articula con el arco anterior del atlas; la posterior se relaciona con el ligamento transverso. La articulación que forma el diente del axis con el atlas es de tipo trocoide⁽⁸⁷⁾.

Lateralmente a la odontoides se encuentran las *carillas articulares superiores* que forman la parte inferior de la articulación atlantoaxoidea⁽⁸⁶⁾.



Figura 5. Axis. Visión posterosuperior y anterior.

Observamos en una visión posterosuperior a la derecha y anterior a la izquierda, las carillas articulares superiores e inferiores del axis, así como la odontoides y sus carillas articulares anterior y posterior. (Según Sobotta. Atlas de anatomía humana. Tomo 2: Tronco, vísceras y miembro inferior. Editorial panamericana. 2004. Pág. 6)⁽⁹¹⁾

2.3.2. Estructuras capsulo-ligamentosas del raquis suboccipital.

Vamos a dividir el sistema ligamentoso suboccipital en tres regiones: anterior del raquis suboccipital, anterior del canal raquídeo y posterior del raquis suboccipital.

A) Región anterior del raquis suboccipital:

En la región anterior del raquis suboccipital, a nivel de la *articulación occipito-atloidea*, el ligamento más profundo que recubre la parte anterior de la cápsula articular de la articulación occipitoatloidea es el ligamento *occipitoatloideo anterior*^(23, 26, 86-87). Tiene un haz superficial y otro profundo que se extienden desde la cara inferior de la apófisis basilar hasta el borde superior y la cara anterior del arco anterior del atlas^(26, 87). Por delante de éste se encuentra el ligamento *occipitoatloideo anterolateral* que se extiende desde la apófisis basilar del occipital a la apófisis transversa del atlas^(26, 87-88).

A nivel de la *articulación atlanto-axoidea* encontramos el ligamento *atloidoaxoideo anterior* que une la cara anterior del cuerpo del axis al borde inferior del arco anterior del atlas^(23, 26, 86-87).

Por delante de todos los anteriores se extiende el *ligamento vertebral común anterior*. Se inserta en la cara inferior de la apófisis basilar del occipital, pasa a modo de puente por delante del arco anterior del atlas, en el que no se inserta, para fijarse luego en la cara anterior del cuerpo del axis. A continuación continúa por la cara anterior del raquis hasta el sacro^(23, 26, 86-87).

La *articulación atloidodontoidea* situada en la parte anterior de la odontoides, se encuentra delimitada por delante por el ligamento *occipitoodontoideo medio* y por detrás por los ligamentos *occipitoatloideo anterior* y *atloidoaxoideo anterior*^(26, 87).

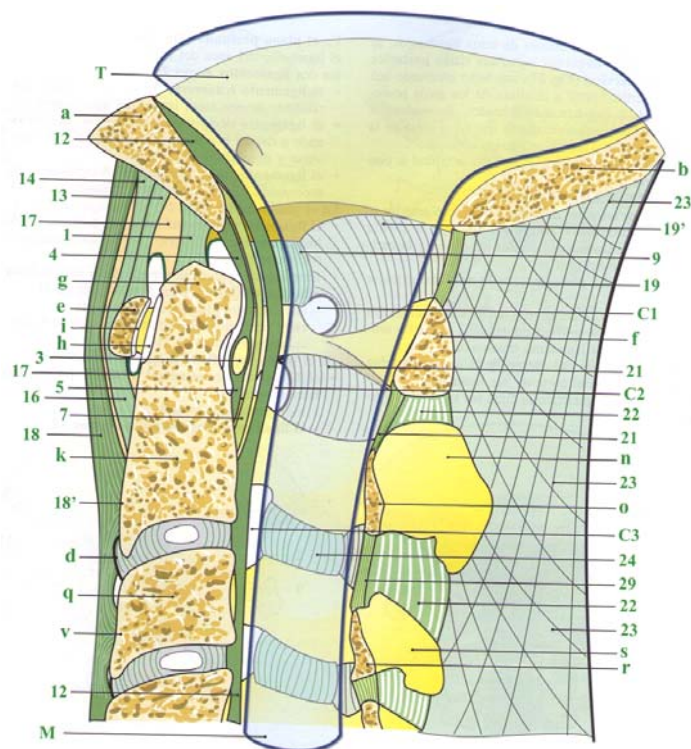


Figura 6. Ligamentos del raquis suboccipital. Corte sagital.

Observamos en un corte sagital todo el sistema ligamentario localizado por delante del raquis suboccipital, por dentro del canal medular y por atrás del raquis suboccipital (según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Editorial panamericana. 2007. Pág. 205)⁽²⁶⁾

B) Región anterior del canal raquídeo.

En la parte intermedia de la región anterior del canal raquídeo se encuentra el *ligamento cruciforme*. Éste está formado por la convergencia del ligamento *transverso del atlas* (horizontal), el ligamento *occipitotransverso* y el ligamento *transversoaxoideo* (verticales desde occipital y axis respectivamente hasta el ligamento transverso del atlas)^(23, 26, 86-87). Además encontramos un ligamento que refuerza lateralmente la cápsula de la articulación occipitoatloidea: el *occipitoatloideo lateral* ^(23, 26, 87).

Por detrás de estos ligamentos se extiende el ligamento *vertebral común posterior*, que parte del borde anterior del agujero magno hasta el sacro^(23, 26, 86-87), y los ligamentos *occipitoaxoideos medios y laterales*, que desde la parte posterior del cuerpo del axis van hacia la apófisis basilar y al borde anterior del agujero magno respectivamente^(23, 26, 87-88).

Los ligamentos más anteriores de esta región unen a la apófisis odontoides directamente al occipital. Se trata del ligamento *occipitoodontoideo medio* (vertical desde la apófisis basilar del occipital) y los ligamentos *occipitoodontoideos laterales* o *alares* (oblicuos desde la cara interna del cóndilo occipital hacia las caras laterales del borde superior de la odontoides)^(23, 26, 86-87).

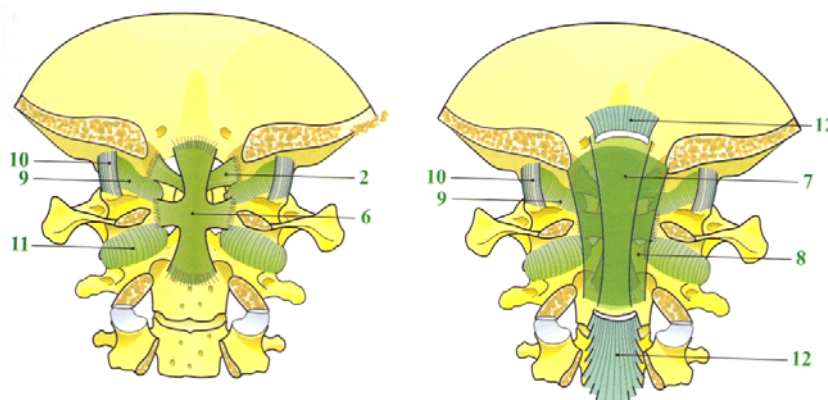


Figura 7. Ligamentos de la región anterior del canal medular suboccipital.

Observamos en un corte frontal el sistema ligamentario del canal medular suboccipital, especialmente a la derecha el ligamento cruciforme (6) más profundo, y a la izquierda los ligamentos occipito-axial medio (7), alares (8) y longitudinal posterior (12) más superficiales (según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Editorial panamericana. 2007. Pág. 207)⁽²⁶⁾

C) Región posterior del raquis suboccipital:

La región posterior del raquis suboccipital está cerrada por dos ligamentos análogos a los ligamentos amarillos del resto del raquis. En estos niveles presentan un orificio para la salida del primer y segundo nervio cervical. Se les conoce con el nombre de *membrana occipitoatloidea* o ligamento *occipitoatloideo posterior* y *membrana atloidoaxoidea* o ligamento *atloidoaxoideo posterior*^(23, 26, 86-87).

En el plano más posterior se encuentran los ligamentos *interespinosos* y el ligamento *cervical posterior* o *nucal*, que se extienden desde la protuberancia occipital externa sobre todas las apófisis espinosas cervicales⁽²⁶⁾.

2.3.3. Miología.

Los músculos del cuello se pueden dividir en dos grupos, los músculos de la región anterior y los de la nuca, según sean anteriores o posteriores al raquis cervical⁽⁸⁶⁾. Estos a su vez se clasifican en varios grupos según su localización: músculos prevertebrales, grupo lateral profundo, anterior superficial, anterolateral y posterior⁽⁸⁷⁾.

La musculatura más importante en el mantenimiento del equilibrio de la cabeza sobre el raquis se encuentra en la región suboccipital^(5, 22, 92), mientras que la musculatura dorso-cérvido-cefálica controla los desequilibrios importantes que provocan los gestos y las posiciones de la vida corriente⁽⁵⁾.

2.3.3.1. Músculos anteriores

A) Músculos prevertebrales.

Se encuentran en el plano anterior más profundo, en contacto con la cara anterior de los cuerpos vertebrales cervicales y dorsales altos⁽⁸⁷⁾.

Largo del cuello^(23, 26, 87).

Tiene forma de triángulo isósceles de base medial (Luschka). Se distinguen tres porciones:

Porción longitudinal: se inserta inferiormente mediante lengüetas en las tres primeras vértebras torácicas y las tres últimas cervicales, así como en los tubérculos anteriores de C₄, C₅ y C₆. Termina superiormente mediante tres haces tendinosos en los cuerpos de C₂, C₃ y C₄.

Porción oblicua inferolateral: Inferiormente tiene su origen en los cuerpos de las tres primeras vértebras torácicas y se inserta superiormente

mediante tres haces tendinosos sobre los tubérculos anteriores de las apófisis transversas de las tres últimas vértebras cervicales.

Porción oblicua superolateral: se inserta mediante tres tendones en los tubérculos anteriores de las apófisis transversas de C₃, C₄ y C₅. Termina mediante un tendón en el tubérculo anterior del atlas.

Su función es la flexión cervical⁽²⁵⁾. Cuando su acción flexora es contrarrestada por la musculatura antagonista actúa como músculo de sostén convexitario cervical^(27, 57). El espasmo de este músculo provoca la rectificación cervical.

Recto anterior de la cabeza:

Es un músculo corto, aplanado y triangular. Se localiza anteriormente a la articulación atlantooccipital. Tiene su origen en la raíz de la apófisis transversa y en la parte vecina de la masa lateral del atlas. Su dirección es muy oblicua hacia arriba y adentro. Su inserción superior tiene lugar mediante fibras aponeuróticas, en las crestas musculares y sinostósicas de la porción basilar del occipital, en el espacio comprendido entre estas dos crestas, en el fibrocartílago de la parte más lateral de la sutura petrobasiar y en la porción petrosa, medialmente al conducto carotídeo (Trolard)^(23, 87).

Su función es la flexión de la cabeza y una ligera rotación homolateral⁽⁸⁷⁾.

Largo de la cabeza:

Es el más superficial, voluminoso y lateral de los tres. Se extiende desde los tubérculos anteriores de C₃, C₄, C₅ y C₆ mediante cuatro tendones hacia arriba y adentro cubriendo en parte a los anteriores. La mayor parte de las fibras terminan en la cara profunda de una lámina tendinosa que recubre toda la parte media de la cara anterior del músculo. De esta lámina nacen nuevas fibras carnosas que se insertan mediante cortas fibras tendinosas en la fosita triangular que presenta la porción basilar del occipital, anteriormente

a la inserción del recto anterior de la cabeza. También toma inserción en el fibrocartílago de la unión petrobasilar y en la cara inferior de la porción petrosa, medialmente al conducto carotídeo (Trolard)^(23, 86-87).

Su función principal es la flexión de la cabeza y el cuello y una ligera rotación homolateral⁽⁸⁷⁾.

B) Grupo lateral profundo:

Lo forman los músculos escalenos, el recto lateral y los intertransversos⁽⁸⁷⁾.

Escalenos.

El escaleno anterior nace arriba, por cuatro tendones seguidos de cuatro husos musculares independientes, de los tubérculos anteriores de las transversas de C₃, C₄, C₅ y C₆. Reunidos abajo, el cuerpo muscular termina en el tubérculo de Lisfranc, labio anterior del canal subclavio de la parte superior de la primera costilla⁽⁸⁶⁻⁸⁷⁾.

El escaleno medio nace por cinco tendones de los transversos de C₂, C₃, C₄, C₅ y C₆. Se implanta abajo en el borde posterior del canal subclavio de la cara superior de la primera costilla. Se aparta así del escaleno anterior, dejando las dos implantaciones un paso para la arteria subclavia y el plexo braquial^(22-23, 86-87).

El escaleno posterior nace por tres tendones seguidos de tres husos musculares de los tubérculos anteriores y de los rebordes externos de los canales de las apófisis transversas de C₄, C₅ y C₆. El cuerpo terminal se implanta abajo sobre el borde superior y la cara externa de la segunda costilla^(23, 87).

Intertransversos:

Los intertransversos son músculos de forma cuadrilátera situados entre las apófisis transversas. Su función principal es la lateroflexión⁽⁸⁷⁾.

Recto lateral de la cabeza.

Se encuentra a nivel del raquis suboccipital. Puede considerarse el primer músculo intertransverso del cuello. Se extiende desde la rama anterior de la apófisis transversa del atlas hasta la apófisis yugular del occipital^(23, 86-87).

Su función principal es la lateroflexión homolateral⁽⁸⁷⁾.

C) Musculatura anterior superficial^(23, 26, 86-87):

A este grupo de músculos los dividiremos en función de su localización respecto al hueso hioides en suprahioides e infrahioides.

1) Músculos suprahioides

Genihioideo: es un músculo corto, aplanado y grueso. Se extiende desde la espina mentoniana hasta la cara anterior del cuerpo del hioides.

Milohioideo: es un músculo ancho, plano y delgado. Se inserta a lo largo de toda la línea milohioidea en la cara interna de la rama horizontal de la mandíbula. De aquí se dirige al hueso hioides y al rafe medio milohioideo.

Digástrico: se trata de un músculo largo con dos vientres unidos por un tendón intermedio. La porción *posterior* se extiende desde la escotadura mastoidea hasta el hueso hioides donde, la zona tendinosa del digástrico, hace reflexión sobre una corredera fibrosa para continuar hacia delante con la porción anterior. La porción *anterior* se extiende desde esta corredera fibrosa hacia la fosa digástrica del borde inferior de la mandíbula.

Estilohioideo: es un músculo delgado y fusiforme. Se extiende desde la apófisis estiloides del temporal al hueso hioides.

2) Músculos infrahioides

Son delgados y acintados.

Esternotiroideo: se extiende desde el esternón al cartílago tiroides.

Tirohioideo: continúa al anterior desde el cartílago tiroides al hueso hioides.

Esternohioideo: recubre a los anteriores desde el hueso hioides al esternón.

Omohioideo: es un músculo digástrico. Se extiende desde el borde superior de la escápula, entre la escotadura de la escápula y la inserción del elevador de la escápula, hasta el borde inferior del cuerpo del hioides. Realiza un cambio de dirección a la altura de su paso anterior a la vena yugular.

D) Grupo anterolateral^(23, 26, 86-87):

Esternocleidomastoideo: Se extiende desde la apófisis mastoides y la porción más lateral del occipital hasta el esternón y la clavícula. Cuenta con cuatro haces llamados, en función de sus lugares de inserción, esternomastoideo, esternoccipital, cleidomastoideo y cleidooccipital.

2.3.3.2. Músculos posteriores

Los músculos cervicales posteriores o de la nuca se disponen en cuatro planos. Los más profundos son los más cortos y los más superficiales los más largos, extendiéndose más allá de los límites de la nuca llegando hasta las primeras vértebras dorsales. De la misma forma la musculatura dorsal se extiende superiormente hasta la zona cervical posterior^(26, 86-87).

A) Plano profundo: MUSCULATURA SUBOCCIPITAL.

Ocupan este plano los músculos del raquis suboccipital, la porción cervical del multifidos y los músculos interespinosos cervicales⁽⁸⁶⁻⁸⁷⁾. Son parte de los músculos responsables de mantener el equilibrio de la cabeza sobre el raquis manteniendo la horizontalidad de la mirada^(5, 23, 26, 86-88).

Recto posterior menor de la cabeza.

Se extiende desde el tubérculo posterior del atlas, a cada lado de la línea media, hacia arriba. Se encuentra posteriormente a la membrana atlantooccipital posterior. Un intersticio celular lo separa del músculo del lado opuesto. Se inserta superiormente en el tercio medial de la línea occipital inferior^(23, 86-87, 93).

Su función principal es la extensión de la cabeza^(26, 87).

Recto posterior mayor de la cabeza.

Se extiende desde la parte superior de la fosita lateral de la apófisis espinosa del axis, a lo largo de la cresta media hacia arriba y afuera insertándose en la línea occipital inferior, lateralmente al recto posterior menor de la cabeza^(23, 86-87, 93).

Su función principal es la extensión de la cabeza y la rotación homolateral^(26, 87).

Oblicuo inferior de la cabeza.

Se extiende desde la apófisis espinosa del axis, por debajo y por fuera del recto mayor de la cabeza, hacia arriba, afuera y adelante para insertarse en la cara inferior y el borde posterior de la apófisis transversa del atlas^(23, 86-87, 93).

Su función principal es la rotación homolateral del atlas^(26, 87).

Oblicuo superior de la cabeza.

Se extiende desde el vértice y la cara superior de la apófisis transversa del atlas, lateralmente al agujero transverso, hacia arriba y adentro hasta insertarse en el tercio lateral de la línea inferior del occipital^(23, 86-87, 93).

Su contracción provoca extensión, rotación contralateral e inclinación homolateral de la cabeza^(26, 87).

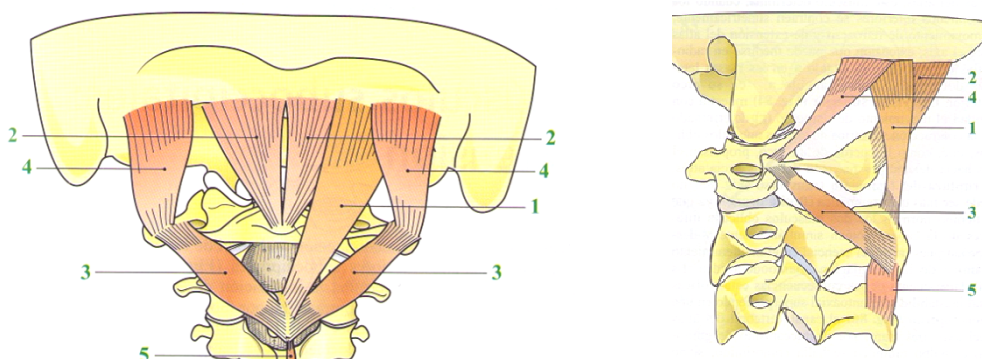


Figura 8. Musculatura suboccipital posterior.

Observamos en visión posterior y lateral a los músculos recto mayor (1), recto menor (2), oblicuo mayor (3) y oblicuo menor (4) posteriores de la cabeza (según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Editorial panamericana. 2007. Pág. 251)⁽²⁶⁾

Recto posterior mayor, oblicuo inferior y oblicuo superior forman un espacio triangular cuyo fondo está atravesado por la arteria vertebral y en el cual penetra y se divide el ramo posterior del primer nervio cervical^(23, 87).

Multífidos cervicales o transversoespinosos.

Se extienden desde la apófisis espinosa o la lámina de cada nivel con cuatro haces hasta la transversa de los cuatro niveles inferiores. Ocupan el espacio entre la apófisis espinosa y la transversa⁽⁸⁷⁻⁸⁸⁾.

Músculos interespinosos.

Se encuentran a cada lado de la línea media, entre las apófisis espinosas cervicales, por debajo del axis^(23, 86-87).

B) Plano de semiespinoso y longísimo (o de los complejos).

Por encima de los anteriores encontramos al complejo mayor y menor, el dorsal largo, el transverso del cuello y la parte superior de la masa lumbosacra^(23, 26, 86-87).

Complejo mayor.

Se extiende desde las transversas de las seis primeras vértebras dorsales y la base de las transversas de las cuatro últimas cervicales y las espinosas de la séptima cervical y la primera dorsal hasta la escama del occipital entre las dos líneas curvas^(23, 26, 86-87).

Se encuentra inmediatamente por fuera de la línea media. Forma una banda muscular vertical interrumpida por una intersección aponeurótica que le vale el nombre de “digástrico de la nuca”⁽⁸⁷⁾. Los dos esplenios se encajan en la convexidad del complejo mayor^(26, 86-87).

Su contracción bilateral provoca la extensión de la cabeza y el raquis llevando a hiperlordosis cervical⁽⁸⁷⁾.

Complejo menor.

Se extiende desde la base de las transversas de las cuatro últimas cervicales y de la primera dorsal hasta el vértice y borde posterior de la mastoides. Se encuentra por fuera del anterior^(23, 26, 86-87).

Su cuerpo muscular está retorcido sobre sí mismo ya que sus fibras más caudales terminan siendo las más internas en el occipital, y las más craneales más externas^(26, 87).

Su contracción bilateral provoca la extensión de la cabeza^(26, 87). Cuando esta extensión se ve contrarrestada por la acción de los antagonistas anteriores, el complejo menor estabiliza lateralmente la cabeza, a modo de cable de sostén invertido^(5, 26).

Transverso del cuello.

Se extiende desde el vértice de las cinco últimas transversas cervicales hasta el vértice de las cinco primeras dorsales. Las fibras más internas son las más cortas dirigiéndose desde C₇ a D₁. Las externas son las más largas y se disponen de C₃ a D₅. Se encuentra por fuera del complejo menor^(23, 26, 86-87).

Su contracción bilateral provoca la extensión cervical inferior^(26, 87). Cuando esta extensión se ve contrarrestada por la acción de sus antagonistas, los transversos actúan como sostén convexitario^(5, 26).

Dorsal largo.

En su porción cervical se confunde con la porción cervical del músculo sacrolumbar que, originándose en las seis primeras costillas finaliza junto con el transverso del cuello y el dorsal largo en el tubérculo posterior de las cinco últimas transversas cervicales^(23, 26, 86-87).

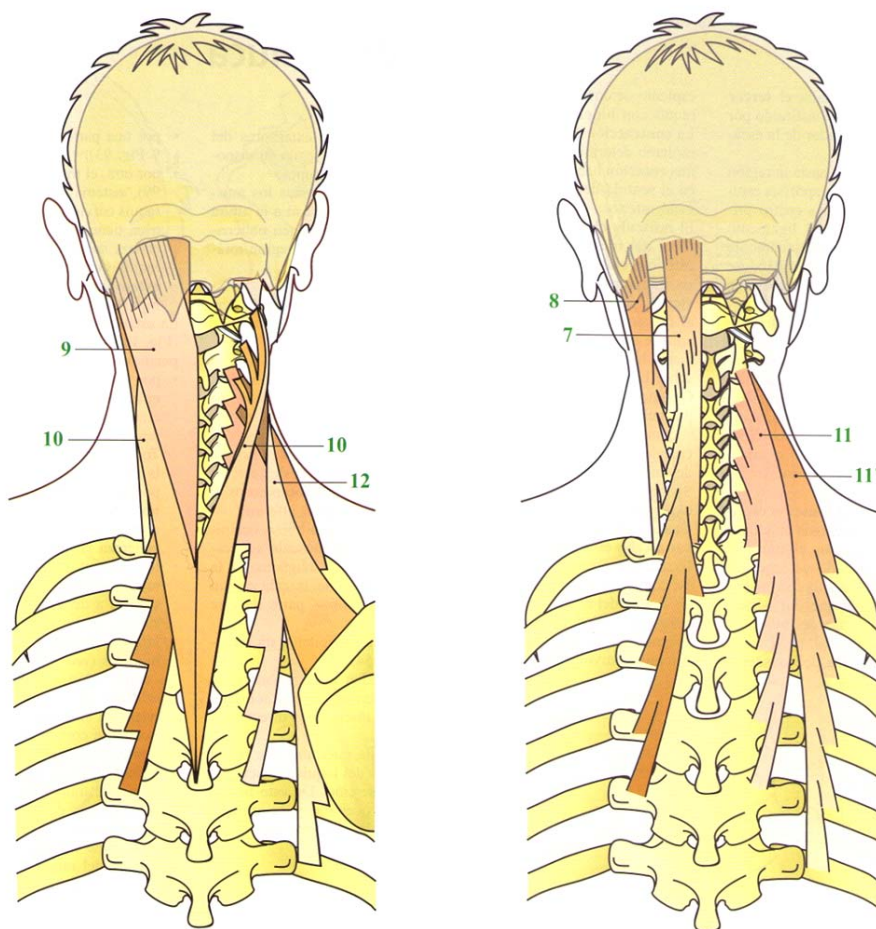


Figura 9. Musculatura de los planos posteriores intermedios.

Observamos en visión posterior los músculos semiespinoso de la cabeza (7), longísimo de la cabeza (8), esplenio de la cabeza (9) y el cuello (10), longísimo del cuello (11) y angular de la escápula (12). Según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Ed. panamericana. 2007. Pág. 259, 261⁽²⁶⁾

C) Plano de los esplenios y el elevador de la escápula:

Por encima de todos los anteriores encontramos el tercer plano muscular posterior formado por esplenio y angular^(23, 26, 86-87).

Esplenio.

Se extiende desde las seis últimas espinosas cervicales y las cuatro primeras dorsales, el ligamento cervical posterior y el ligamento interespinoso hacia arriba enrollándose sobre los músculos del plano profundo para acabar con dos porciones distintas^(23, 26, 86-87).

Esplenio de la cabeza: se inserta en el occipital, por debajo del esternocleidomastoideo, en la mitad externa de la línea curva occipital superior y en la mastoides^(23, 26, 86-87). Recubre parcialmente a los complejos, que se localizan en el fondo del triángulo formado por el borde interno de los dos esplenios^(22-23, 87).

Esplenio del cuello: se enrolla sobre sí mismo para insertarse sobre las apófisis transversas del atlas, axis y C₃^(23, 26, 86-87).

Su contracción provoca una extensión de la cabeza y el raquis cervical con aumento de la lordosis^(26, 87).

Angular de la escápula.

Se encuentra por fuera del esplenio del cuello con el que comparte inserciones superiores en el tubérculo posterior de las apófisis transversas de las cuatro primeras cervicales^(23, 26, 86-87). Su cuerpo muscular se encuentra enrollado dirigiéndose hacia el borde superior del omoplato, entre la raíz de la espina de la escápula y el ángulo superior^(23, 26, 87).

Su contracción bilateral provoca una extensión cervical e hiperlordosis^(26, 87). Cuando los antagonistas no permiten llevar a cabo esta acción, actúa como sostén estabilizando lateralmente el raquis cervical^(5, 26). Su contracción unilateral provoca extensión, inclinación y rotación homolateral del raquis cervical^(26, 87).

D) Plano superficial: el trapecio.

Toda la musculatura mencionada (excepto el esternocleidomastoideo) se encuentra cubierta por el músculo trapecio, que se extiende desde el tercio interno de la línea curva occipital superior y las apófisis espinosas hasta la décima dorsal y el ligamento cervical posterior hacia el tercio externo de la clavícula, el acromion y la espina del omoplato^(23, 26, 86-87). El

contorno de la parte inferior del cuello está constituido por la curva envolvente de las direcciones sucesivas de las fibras del trapecio^(23, 86-87).

Si toma punto fijo cervical, puede actuar sobre la cintura escapular elevando el muñón del hombro. Si toma punto fijo sobre la cintura escapular, con una contracción bilateral realizará extensión del raquis cervical y de la cabeza aumentando la lordosis^(5, 26, 86-87). Si esta acción se encuentra contrarrestada por los músculos anteriores, actúa como sostén estabilizando y evitando la caída de la cabeza hacia delante^(5, 26, 87).

La contracción unilateral determina extensión de cabeza y cuello con hiperlordosis, inclinación homolateral y rotación contralateral. Es por tanto sinergista del esternocleidomastoideo homolateral⁽²⁶⁾.

2.3.4. Fascias.

La fascia es tejido conjuntivo que envuelve todas las estructuras del cuerpo^(1, 23, 86, 90). Pone todas las estructuras del cuerpo en relación provocando la unión mecánica de todas ellas^(1, 90). Debido a la existencia de este entramado de tejido fascial podemos considerar al cuerpo como una unidad, de manera que pequeños cambios de tensión en este sistema, bien sean activos o pasivos, van a determinar una respuesta en todo el conjunto. Por tanto va a condicionar las alteraciones posturales⁽¹⁾.

Sin perder de vista la continuidad total que presenta el tejido fascial vamos a tratar de desglosar las diferentes partes de la fascia a nivel del cuello⁽⁹³⁾.

2.3.4.1. **Fascias anteriores del cuello**

Se estructuran en tres planos musculares subaponeuróticos:

A) *Aponeurosis cervical superficial*

Es la aponeurosis del esternocleidomastoideo. Se extiende desde la línea curva occipital superior, apófisis mastoides, cartílago del conducto auditivo externo, aponeurosis maseterina (que le une al malar y al borde inferior del maxilar) y borde inferior de la mandíbula hasta la horquilla esternal, el borde anterior del manubrio y la cara superior de la clavícula. Lateralmente se desdobra para envolver a los esternocleidomastoideos. En este desdoblamiento es la hoja superficial la más gruesa y resistente. Finalmente, se reúne hacia atrás con la aponeurosis superficial posterior^(86-87, 89-90).

B) *Aponeurosis cervical media*

Forma parte del plano de los músculos infrahioideos.

Presenta dos hojas: a) la *hoja superficial* va desde el hueso hioides hasta el borde posterior de la horquilla esternal y de la clavícula, envuelve a los músculos omohioideos y esternocleidohioideos. b) la *hoja profunda* envuelve a los músculos esternotiroideo y tirohioideo. Lateralmente se une a la hoja superficial de la aponeurosis media que a su vez se une a la aponeurosis superficial justo por delante del trapecio. La aponeurosis cervical media es por lo tanto únicamente anterior^(23, 86-87, 90).

Sobre la línea media la aponeurosis media y superficial se une a la extremidad inferior de la laringe. Se separan para insertarse sobre la horquilla esternal, la aponeurosis media en su borde posterior y la superficial sobre su borde anterior. Delimitan así dos espacios a los lados de los esternocleidomastoideos, el *espacio supraesternal* por dentro, por el que discurre la vena yugular, y el *espacio supra-clavicular* por fuera^(87, 90).

C) Aponeurosis profunda o prevertebral.

Recubre los músculos prevertebrales, los escalenos y se adhiere entre los dos a los tubérculos anteriores de las apófisis transversas cervicales. Por fuera se prolonga a los lados hasta la aponeurosis superficial^(23, 87, 89-90). De este modo, la aponeurosis profunda divide la región anterior del cuello en una zona anterior visceral y una zona posterior muscular^(87, 90).

D) Aponeurosis visceral

Se trata de una fascia que recubre el esófago y la tráquea y se continúa hacia abajo en el mediastino. En la faringe recubre los músculos constrictores constituyendo la *aponeurosis perifaríngea*. Envuelve al tiroides y da una expansión que junto a otra expansión de la aponeurosis media desciende hasta el pericardio formando la *aponeurosis cervicopericárdica*^(23, 87, 90).

E) Vainas vasculares

Son vainas de tejido conjuntivo que rodean por cada lado el paquete neurovascular del cuello. A su vez, cada elemento de este paquete se encuentra también rodeado por su propia vaina. Además están recubiertos y protegidos por los esternocleidomastoideos y sus aponeurosis. Son la continuación de las fascias de los espacios maxilofaríngeos, formados por la aponeurosis perifaríngea y sus expansiones^(87, 90).

2.3.4.2. Fascias posteriores del cuello

La *aponeurosis de la nuca* es la continuación de la aponeurosis superficial anterior. Envuelve los trapecios y se adhiere abajo en las espinas de los omoplatos. En la parte medial de la cara profunda, emite una expansión que se inserta sobre las apófisis espinosas formando el *ligamento*

cervical posterior o *ligamento nual*. Divide en dos partes simétricas (izquierda y derecha) los espacios subaponeuróticos^(23, 86-87, 90).

Por debajo se distinguen cuatro planos musculares con sus respectivos planos aponeuróticos que se corresponden con los planos musculares ya descritos⁽⁸⁷⁾.

El plano profundo recubre a los transversos espinosos, al recto mayor por delante, al oblicuo mayor por debajo y al oblicuo menor por fuera⁽⁸⁶⁾.

Ciertos elementos neurovasculares profundos se abren camino entre las fascias^(87, 90).

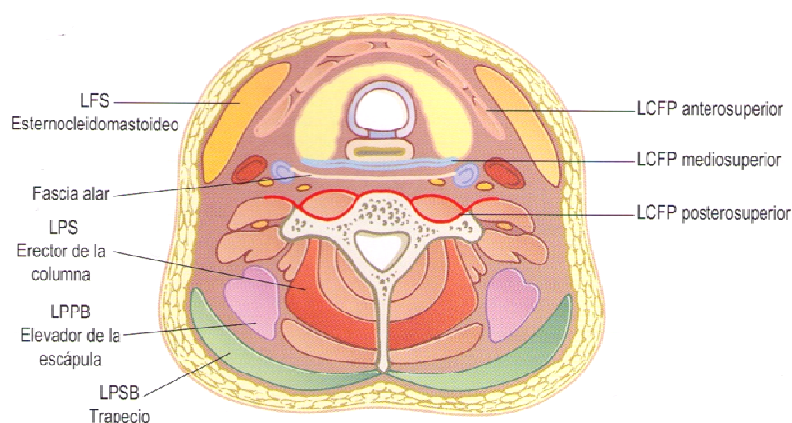


Figura 10. Fascias cervicales.

Observamos en un corte horizontal las numerosas láminas fasciales que envuelven la musculatura anterior y posterior del cuello, así como sus componentes viscerales y vasculares. (Según Myers T.W. Vías anatómicas. Ed. Elsevier-Masson. 2010. Pág. 199)⁽⁸⁹⁾

2.3.4.3. Duramadre

La duramadre es una fascia que recubre y tabica al sistema nervioso central. Se encuentra fuertemente adherida por la cara interna del cráneo y del canal medular^(50, 87-88).

Distinguimos dos partes en la duramadre.

A) Duramadre craneal.

Está formada por la hoz del cerebro, la hoz del cerebelo y la tienda del cerebelo, además de todo el tejido dural que tapiza la cara endocraneal de los huesos del cráneo^(50, 88).

B) Duramadre espinal.

La duramadre espinal es como un forro membranoso que da paso y protege a la médula espinal. La duramadre espinal se extiende desde el foramen mágnium del occipucio hasta el sacro, en el que se inserta sobre S₂. Se inserta sobre cada vértebra en el agujero de conjunción rodeando las raíces nerviosas y el nervio raquídeo^(50, 88).

En la región craneocervical, la duramadre espinal se inserta sobre todo el contorno del agujero magno del occipucio y sobre la cara posterior del cuerpo del axis. De Jarnette describe igualmente una inserción de la duramadre espinal sobre el arco posterior del atlas⁽⁵⁰⁾.

Está descrita la existencia de un puente miodural en el que el recto menor posterior de la cabeza establecería una expansión aponeurótica directa hacia el tejido dural⁽¹⁾. Establece un lugar de conexión entre el sistema fascial interno (meníngeo) y externo. La conexión entre el recto menor posterior de la cabeza y la duramadre tiene lugar en el espacio atlanto-occipital⁽⁹⁴⁾. Esta unión puede transmitir tensión entre el sistema miofascial y la duramadre convirtiéndose en un mecanorreceptor que asegura una retroalimentación propioceptiva con el sistema nervioso central que permite el control de la posición de la cabeza a través del control de la musculatura suboccipital^(1, 95).

2.3.4.4. Cadenas de tensión miofascial.

Sin perder de vista la continuidad y la globalidad de todo el tejido fascial, la cadena profunda cérvico-toraco-abdomino-pelviana es una cadena de tensión fascial especialmente relevante en la posición estática de la cabeza y el cuello⁽⁵⁾. A través de esta cadena fascial el diafragma se encuentra de alguna manera suspendido de la base del cráneo y de la columna cérvico-dorsal hasta D₄.⁽⁸⁹⁻⁹⁰⁾



Figura 11. Cadena cérvico-toraco-abdomino-pelviana.

Observamos en una vista anterior y lateral el continuo tejido fascial que conforma la cadena cérvico-toraco-abdomino-pelviana (según Myers T.W. Vías anatómicas. Ed. Elsevier-Masson. 2010. Pág. 178)⁽⁸⁹⁾

Si partimos nuestra descripción desde el diafragma, al llegar a éste la cadena profunda cérvico-toraco-abdomino-pelviana asciende a través de tres líneas de tensión: una posterior, otra media y otra anterior.

A. LÍNEA POSTERIOR.

La posterior es la más profunda. Al llegar al diafragma asciende a través del ligamento común vertebral anterior hasta llegar a su inserción sobre el occipital. Va a conformar la aponeurosis cervical prevertebral, la cual, en su trayecto cervical va a envolver al músculo largo de la cabeza y largo del cuello además del recto anterior de la cabeza y la cara profunda de los escalenos⁽⁸⁹⁾. La aponeurosis cervical prevertebral va adherirse a la cara anterior del raquis hasta D₃D₄ siguiendo el mismo trayecto que la vaina visceral (parte superior de la línea media) que envuelve al esófago a través de la fascia peri-esofágica⁽⁹⁰⁾. El extremo superior de la línea posterior de la cadena profunda cérvico-toraco-abdomino-pelviana se une al occipital en su porción basilar justo delante del cuerpo del atlas y el foramen magno por detrás del tubérculo faríngeo^(87, 89).

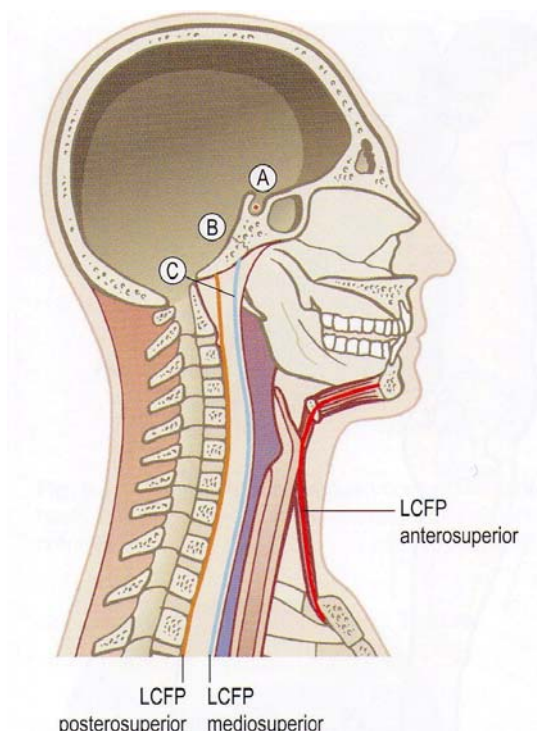


Figura 12. Fascias del segmento superior de la cadena cérvico-toraco-abdomino-pelviana. Observamos en un corte sagital la línea anterior media y posterior con sus anclajes en mandíbula y porción basilar del occipital (según Myers T.W. *Vías anatómicas* Ed. Elsevier-Masson. 2010. Pág. 202)⁽⁸⁹⁾

B. LÍNEA MEDIA.

La línea media continúa la fascia del diafragma hasta el centro frénico. Este centro tendinoso está unido al saco pericárdico que rodea al corazón y a los tejidos asociados del mediastino, incluyendo la pleura parietal y los tejidos que rodean al esófago y los vasos pulmonares⁽⁸⁹⁾. La vaina del esófago o fascia periesofágica une lateralmente los ligamentos del pulmón. Las vainas vasculares son reforzadas por las expansiones del pericardio que rodean los grandes vasos. La hoja profunda de la aponeurosis media y una expansión de la vaina visceral se convierten en la aponeurosis cérvico-pericárdica⁽⁹⁰⁾. Se continúa hacia arriba por el ligamento esterno-pericárdico superior.

El saco fibroso pericárdico recibe a los ligamentos vértebro-pericárdicos que la solidarizan a la lámina fibrosa posterior de la fascia endocárdica y su inserción en la aponeurosis cervical profunda, al ligamento esterno-pericárdico superior continuado por la aponeurosis cervical media, al ligamento esterno-pericárdico inferior y a los ligamentos freno-pericárdicos que unen toda la cadena con el centro frénico^(90, 96).

Todos estos tejidos, al igual que el propio diafragma, discurren hacia atrás para reunirse con el ligamento vertebral común anterior (LCVA) en la superficie anterior de las vertebrae torácicas, lo cual forma una línea de tensión visceral importante⁽⁸⁹⁾. Al llegar a la región cervical asciende con el esófago hasta la cara posterior de la faringe e incluye los constrictores faríngeos. Esta línea se une al occipital ligeramente por delante de la vía posterior en una protuberancia conocida como el clivus del occipital o tubérculo faríngeo^(87, 89-90). A esta fascia que recubre la faringe se le conoce como fascia visceral o bucofaríngea⁽⁹⁰⁾. Comienza en la aponeurosis interpterigoidea. Separa los dos músculos pterigoideos interno y externo y se fija en la base del cráneo a lo largo de la cisura de Glasser, sobre la espina del esfenoides y sobre el borde interno del agujero oval. Sus engrosamientos

posteriores constituyen los ligamentos esfeno-maxilar y tímpano maxilar^(87, 90).

Si analizamos la anatomía de la faringe observamos anatómicamente una parte cefálica superior y una parte cervical inferior. Sus aponeurosis suspenden el diafragma de la base del cráneo⁽⁹⁰⁾. Está tapizada por una aponeurosis intrafaríngea que se prolonga hacia abajo por la túnica celular del esófago y se fija hacia arriba a la base del cráneo. Está recubierta por una aponeurosis perifaríngea, que a nivel de sus inserciones en la base del cráneo se confunde con la aponeurosis intrafaríngea. Recubre los músculos constrictores y se continúa hacia abajo con la vaina visceral^(87, 90).

La parte cefálica se abre adelante hacia las fosas nasales y la cavidad bucal. Las partes posterior y lateral están rodeadas de un espacio perifaríngeo limitado atrás por la aponeurosis prevertebral y lateralmente por la mandíbula, los músculos masticadores, los esternocleidomastoideos y sobre todo, por sus aponeurosis⁽⁹⁰⁾. Desde los bordes laterales de la faringe, la aponeurosis perifaríngea envía dos tabiques sagitales, que se fijan a la aponeurosis prevertebral por detrás, limitando así un espacio retrofaríngeo y dos espacios laterales superiores o máxilo-faríngeos. Estos últimos están cortados por una lámina osteomusculofibrosa conocida como diafragma estiloideo que se inserta arriba en la base del cráneo y va hacia abajo hasta el hueso hioides. El vientre posterior del digástrico y los músculos estiloideos están envueltos por una sólida aponeurosis que se extiende desde el borde anterior del esternocleidomastoideo hasta la aponeurosis perifaríngea^(87, 90). Arriba toma el nombre de alerón de la faringe y está reforzada por los ligamentos estilo-hioideo y estilo-maxilar en un plano inclinado hacia delante que divide el espacio máxilo-faríngeo en dos partes: una posterior o espacio retro-estiloideo (que contiene la carótida interna y externa, la yugular interna, los cuatro últimos nervios craneales y el ganglio cervical superior) y otro anterior o espacio pre-estiloideo (que contiene la glándula parótida, la carótida externa terminal, la yugular externa, el nervio facial y el aurículo-temporal)⁽⁹⁰⁾. El espacio pre-estiloideo, comprende dos

regiones. Delante se sitúa el compartimento parotídeo, tapizado por la aponeurosis parotídea que es una expansión de la aponeurosis cervical superficial. Se fija arriba en la base del cráneo. En la parte posterior del espacio preestiloideo está la región para-amigdalina, que contiene al músculo estilogloso y a los nervios y vasos glosio-faríngeos⁽⁹⁰⁾. De esta manera la cadena fascial intratorácica se implanta sólidamente en la base del cráneo.

La parte cervical de la faringe sirve de transición con las aponeurosis del cuello que hemos descrito en el apartado 2.3.1.4.

C. LÍNEA ANTERIOR.

La línea anterior sigue al diafragma hasta su inserción en la apófisis xifoides a partir de la cual asciende por la cara posterior del esternón a través de la fascia endotorácica. Continúa su trayecto ascendente recubriendo al músculo triangular del esternón y situándose por detrás de los cartílagos costales y por delante de las vísceras. Una vez alcanza la cara posterior del manubrio esternal emerge por encima del tórax recubriendo a la musculatura infrahioidea (esternohioideo, esternotiroideo, cricotiroideo y cricohioideo) y llegando hasta el hioides^(5, 87, 89).

Desde el hioides, el músculo estilohioideo se conecta a la apófisis estiloides del hueso temporal. El músculo digástrico asciende en dos bandas de fascia permitiendo que traccione directamente hacia arriba de todo el aparato traqueal durante la deglución⁽⁸⁹⁾. Gracias a estos dos músculos, la rama anterior de la línea frontal profunda está conectada al hueso temporal^(87, 89). El milohioideo y el genihioideo acompañan al digástrico en su ascenso hasta la región interna de la mandíbula, justo detrás del mentón conformando el suelo de la boca^(23, 87).

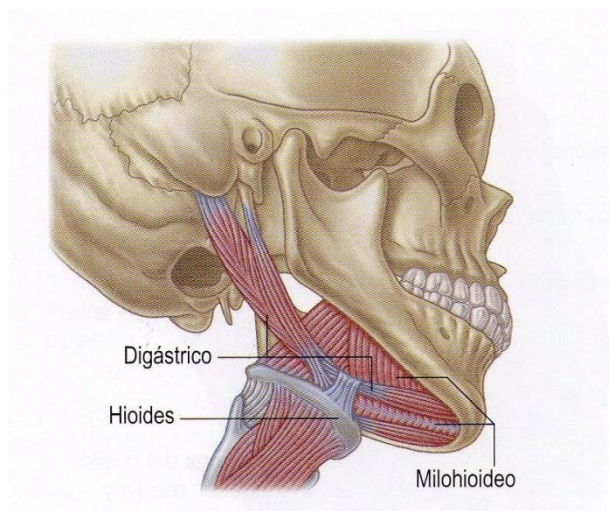


Figura 13. Relación fascial con el hueso temporal.

Observamos la relación existente entre la musculatura hioidea y el hueso temporal a través del músculo digástrico y estilohioideo (según Myers T.W. Vías anatómicas. Ed. Elsevier-Masson. 2010. Pág. 200)⁽⁸⁹⁾

Bajo el diafragma y solidario a él, la cadena fibrosa se continúa formando los pilares del diafragma que se encuentran fijados a la columna lumbar⁽⁹⁰⁾. Sus inserciones sobre las vértebras lumbares junto con las del psoas, la aponeurosis posterior del transversario, la fascia transversal y sus refuerzos posteriores (ligamentos lumbocostales de Henle), proporcionan una sólida implantación a la fascia ilíaca que desciende hasta el miembro inferior^(87, 89-90). A este nivel no nos encontramos una cadena fascial anterior como ocurría por encima del diafragma, sino con dos cadenas laterales que descienden por cada lado hasta la pelvis y los miembros inferiores⁽⁸⁹⁻⁹⁰⁾. La potente formación aponeurótica constituida por la aponeurosis del psoas y la fascia iliaca va a fijarse en la parte inferior sobre el ilíaco, en la aponeurosis femoral y en el trocánter menor, constituyendo así la aponeurosis femoral⁽⁹⁰⁾.

La aparición de tensiones anómalas en cualquiera de estas regiones puede transmitir tensión a todo el sistema y comprometer la biomecánica fisiológica de la base del cráneo y región suboccipital^(1, 89-90).

2.3.5. Estructuras nerviosas. (23, 54, 86-88, 93, 97)

Vamos a analizar el recorrido de los nervios que forman parte de la región cervical alta, desde su porción intradural hasta su porción terminal, así como las zonas donde pueden presentar conflicto por compresión. De dentro a fuera describiremos las raíces raquídeas, los nervios raquídeos y el plexo cervical. Además vamos a describir la distribución del ortosimpático cervical y los desfiladeros nerviosos del raquis suboccipital.

2.3.5.1. Las raíces raquídeas

Se consideran varias partes en la raíz a lo largo de su trayecto:

- a) *El segmento intradural:* comprende desde la médula al saco dural. Separando las raíces anterior y posterior encontramos un ligamento conocido como *ligamento dentado*. En la parte superior del raquis cervical las raíces emergen horizontalmente, y a medida que descendemos se vuelven más oblicuas.
- b) *Al atravesar la duramadre:* las raíces anterior y posterior toman dos orificios distintos separados uno o dos centímetros. Las raíces cervicales atraviesan la duramadre a nivel del agujero de conjunción excepto C₈ que lo hace a nivel del disco intervertebral.
- c) *El segmento extradural:* las raíces anterior y posterior recorren una vaina común: las dos raíces se fusionan y forman el *nervio de Sicard y Cestan* que ocupa el agujero de conjunción junto con su arteria y su vena. Ocupan un tercio del espacio del agujero de conjunción, el resto está ocupado por tejido adiposo. En la salida del agujero de conjunción, el nervio raquídeo emite una rama colateral posterior que recibe un filete ortosimpático y forman el *nervio sinus vertebral de*

Luschka que, después de un trayecto recurrente, llega a través del agujero de conjunción a las paredes del canal vertebral y al saco dural a los que da inervación.

2.3.5.2. Los nervios raquídeos cervicales

Primer nervio cervical:

Sale del canal raquídeo junto a la arteria vertebral y se dirige a la cara superior del arco posterior del atlas donde se divide en dos ramas:

La rama *anterior* se anastomosa con la rama ascendente de C₂ y participa en la formación del plexo cervical.

La rama *posterior* o *nervio suboccipital* que se encarga de inervar los músculos oblicuos mayor y menor, rectos posteriores mayor y menor y complejos.

Se anastomosa también con el X nervio craneal.

Segundo nervio cervical:

Abandona el canal raquídeo entre la articulación atloidoaxoidea y el borde externo del ligamento atloidoaxoideo posterior.

La rama *anterior* se sitúa sobre la apófisis transversa de C₂ rodeando la arteria vertebral para participar en la constitución del plexo cervical.

La rama *posterior* conocida como *nervio occipital mayor de Arnold* va por detrás contra el borde inferior del oblicuo mayor, atraviesa el complejo mayor y el trapecio e inerva el cuero cabelludo, así como los músculos oblicuo mayor, esplenio, complejo y trapecio.

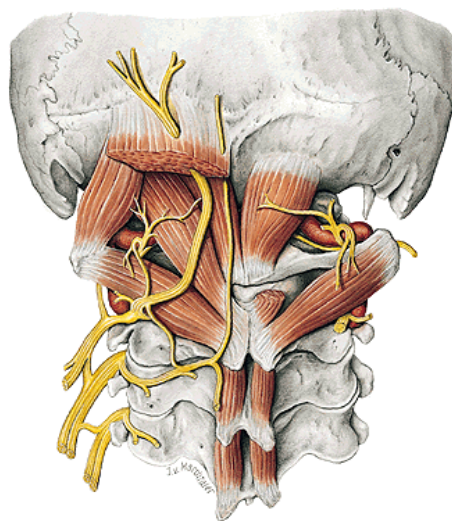


Figura 14. Estructuras neurovasculares en la región suboccipital. Observamos el paso de la arteria vertebral y el primer y segundo nervios cervicales entre la musculatura suboccipital (según Sobotta. Atlas de anatomía humana. Tomo 2: Tronco, vísceras y miembro inferior. Editorial panamericana. 2004. Pág. 46)⁽⁹¹⁾

Tercer nervio cervical:

La rama *posterior* se divide en dos: el tercer nervio occipital para el cuero cabelludo y una anastomosis para la rama posterior de C₂.

Las dos asas anastomóticas que unen las ramas posteriores de los tres primeros nervios cervicales forman el *plexo cervical posterior de Cruvelier*.

Cuarto nervio cervical:

La rama *anterior* forma parte del plexo cervical y del plexo braquial e inerva la parte superior de los escalenos anterior y medio.

La rama *posterior* inerva los tegumentos de la nuca.

El resto de nervios cervicales forman parte del plexo braquial.

2.3.5.3. El plexo cervical

El plexo cervical se encuentra formado por las ramas anteriores de los cuatro primeros nervios cervicales unidas por tres asas nerviosas situadas entre las inserciones de los escalenos anterior y medio sobre la cara superior de las apófisis transversas.

Presenta además ramas anastomóticas con el sistema nervioso ortosimpático, con el nervio espinal (XI) y con el nervio hipogloso mayor (XII).

Podemos dividir al plexo cervical en dos partes: superficial y profundo.

A) Plexo cervical superficial.

Es principalmente sensitivo. Está formado por las ramas siguientes:

Rama mastoidea: es una rama cutánea. Nace de C₂ para formar el *nervio occipital menor* que inerva la zona auricular y el ángulo de la mandíbula.

Rama transversa: inerva la piel de las regiones suprahioidea e infrahioideas.

Rama supraclavicular: nacida en C₃ da varias ramas, *supraesternales* para la región esternocleidomastoidea y esternal, *supraclaviculares* para las regiones supra e infraclaviculares y *supraacromiales* para el muñón del hombro.

B) Plexo cervical profundo:

Es principalmente motor.

Inerva los músculos rectos laterales, los tres primeros intertransversos, los rectos anteriores mayor y menor, el largo del cuello, y da nacimiento al nervio frénico para el diafragma.

2.3.5.4. El simpático cervical

El sistema nervioso simpático se dispone en dos cadenas de ganglios situados a lo largo de la columna a ambos lados del cuerpo vertebral.

El centro cervicomedial anterior está situado contra la aponeurosis prevertebral.

A nivel cervical existen tres ganglios, aunque el medio es inconstante.

A) El ganglio cervical superior:

Tiene una longitud de cuatro centímetros y está delimitado por:

Detrás: El músculo recto anterior (por tanto el ganglio estará influenciado por las disfunciones entre occipucio-atlas), las apófisis transversas de C₃C₄ (influenciado por las disfunciones cervicales).

Delante: la aponeurosis del espacio maxilofaríngeo.

Inerva a las arterias carótidas, la faringe (junto a anastomosis del glossofaríngeo y neumogástrico), el esófago, la laringe y el corazón mediante el nervio cardíaco superior del plexo cardíaco. Además envía filetes nerviosos al ganglio oftálmico y al esfenopalatino que regulan las mucosas lacrimomucosales y la acomodación del ojo.

B) El ganglio cervical medio

Es inconstante. Se sitúa delante de la apófisis transversa de C₆.

Inerva a la arteria tiroidea inferior y al corazón mediante el nervio cardíaco medio.

C) El ganglio estrellado

Se encuentra por delante del cuello de la primera costilla. Se relaciona con la pleura.

Inerva a la arteria subclavia, el corazón a través del nervio cardíaco inferior, los bronquios, los pulmones y el esófago.

Emite una rama conocida como *nervio vertebral* que sube hasta C₄ cuyas fibras terminan alrededor del tronco basilar.

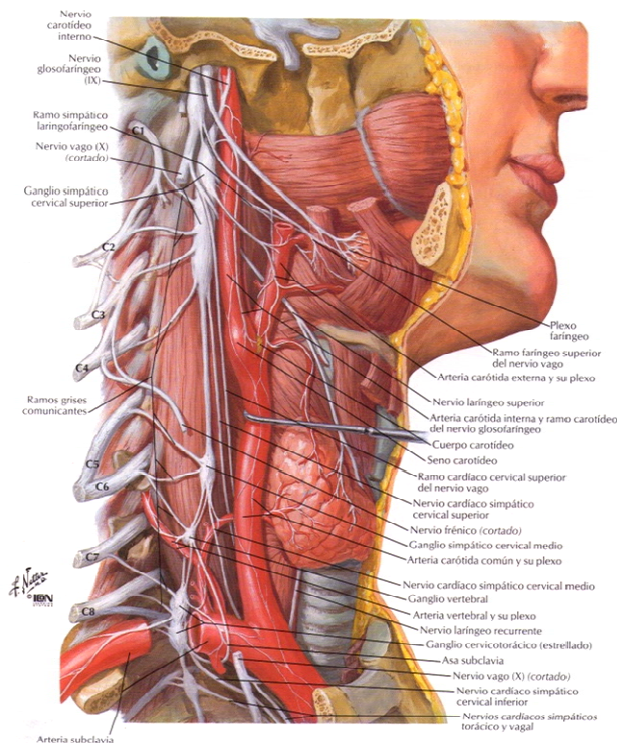


Figura 15. Ganglios ortosimpáticos cervicales.

Observamos el ganglio cervical superior, medio e inferior por la cara anterior y lateral del raquis cervical. (Según Netter F. Atlas de Anatomía Humana. Editorial Masson. 2003. Pág. 124) ⁽⁹⁸⁾

2.3.5.5. El nervio espinal (XI):

El nervio accesorio o espinal es el undécimo nervio craneal. Nace de dos raíces: una raíz bulbar del núcleo vagoespinal y una raíz medular que nace de C₁ a C₅. Las dos raíces se unen cerca del agujero rasgado posterior al que atraviesa para hacerse extracraneal.

Ya extracraneal se diferencian dos ramas: la *rama interna* se anastomosa con el ganglio plexiforme del nervio neumogástrico. La *rama externa* se dirige hacia el haz cleidomastoideo del esternocleidomastoideo y al trapecio.

Da inervación motora al esternocleidomastoideo y trapecio. Sensitivamente es responsable de los reflejos propioceptivos del cuello (tono del cuello). Además participa en la fonación mediante su rama interna.

2.3.5.6. Desfiladeros nerviosos del raquis suboccipital

Ciertos elementos neurovasculares profundos se abren camino entre las fascias.

La arteria occipital pasa entre los esplenios y el complejo menor. La vena yugular posterior pasa entre el complejo mayor y los músculos transversoespinosos. La rama posterior del primer nervio cervical entre los músculos rectos y oblicuos, a los que inerva, así como al confluente occipitocervical.

El nervio occipital mayor de Arnold cruza el borde inferior del oblicuo mayor sobre el cual se refleja para después atravesar el complejo mayor y el esplenio para hacerse subcutáneo.

Por el tejido subcutáneo de la nuca se encaminan el nervio de Arnold (que emerge del trapecio), las ramas terminales de la arteria occipital y la rama posterior del tercer nervio cervical.

2.3.6. Vascularización^(23, 50, 86-88, 93)

El principal aporte vascular a la región cervical inferior y suboccipital le viene dado por la arteria vertebral y las arterias carótidas.

2.3.6.1. Arteria vertebral

Son las arterias de la médula cervical y el tronco cerebral. Hay una a cada lado con el mismo trayecto.

La arteria vertebral nace de la subclavia en la porción intraescalénica a la altura de D₁. Penetra, a continuación, en el agujero transverso de C₆ y sube verticalmente por el canal transverso hasta C₂ siguiendo la lordosis cervical. Seguidamente se hace oblicua hacia arriba y afuera para atravesar el agujero transverso de C₁. A la salida del agujero transverso del atlas se dirige horizontalmente hacia dentro describiendo una curva que sigue la masa lateral del atlas y el arco posterior.

La arteria vertebral penetra a continuación en el cráneo por el agujero occipital y rodea lateralmente al bulbo raquídeo para ir a formar el tronco basilar.

A) Relaciones en la base del cuello:

La arteria vertebral se relaciona a este nivel con el ganglio estrellado al cual recubre ahuecándolo. En ocasiones está desdoblado, con sus dos partes unidas mediante filetes nerviosos que rodean a la arteria.

El *asa de Vieussens*, que se desprende del ganglio cervical medio, desciende por delante de la arteria vertebral.

El ganglio estrellado da numerosas ramas a este nivel. Una de las más importantes es el *nervio vertebral*, cuyas raíces anteriores por delante y las posteriores por detrás recubren a la arteria vertebral. Se vuelven a unir detrás de la arteria vertebral para continuar por el trayecto del nervio vertebral propiamente dicho.

B) Relaciones en el canal transverso:

Recorre todo el canal transverso, hasta que entre C₁ y C₂, la arteria vertebral se hace oblicua hacia arriba y afuera. A este nivel se relaciona con el oblicuo mayor por detrás, el primer intertransverso por delante y por dentro con la articulación atloidoaxoidea y el ligamento atloidoaxoideo posterior. El pedículo vertebral que recorre el canal transverso está formado por la arteria vertebral, la vena vertebral y el nervio vertebral por detrás de la arteria.

C) Relaciones en la región occipitoatloidea:

Al nivel de la articulación occipitoatloidea, la arteria pasa entre el músculo recto lateral y la masa lateral del atlas por *delante*, el arco posterior de C₁ por *debajo*, la articulación occipitoatloidea por *arriba* (contra la cual se aplica mediante el ligamento occipitoatloideo), los músculos recto mayor posterior, oblicuos mayor y menor por *detrás*.

La arteria se relaciona con el plexo venoso occipitovertebral y el primer nervio cervical.

D) Relaciones en la base del cráneo:

La arteria vertebral entra en el canal raquídeo perforando el ligamento occipitoatloideo, la duramadre y la aracnoides. Atraviesa el agujero occipital por detrás de la primera digitación del ligamento dentado. Este ligamento separa la arteria de la raíz medular del nervio espinal (XI). En la parte posterior de la base del cráneo, la arteria rodea al bulbo para terminar formando con su homóloga el tronco basilar.

La arteria vertebral da ramas *colaterales musculares*, ramas *radiculares* que acompañan a los nervios raquídeos en los agujeros de conjunción, y se distribuyen a las raíces de los nervios, a la médula espinal y a las meninges, así como ramas *articulares*.

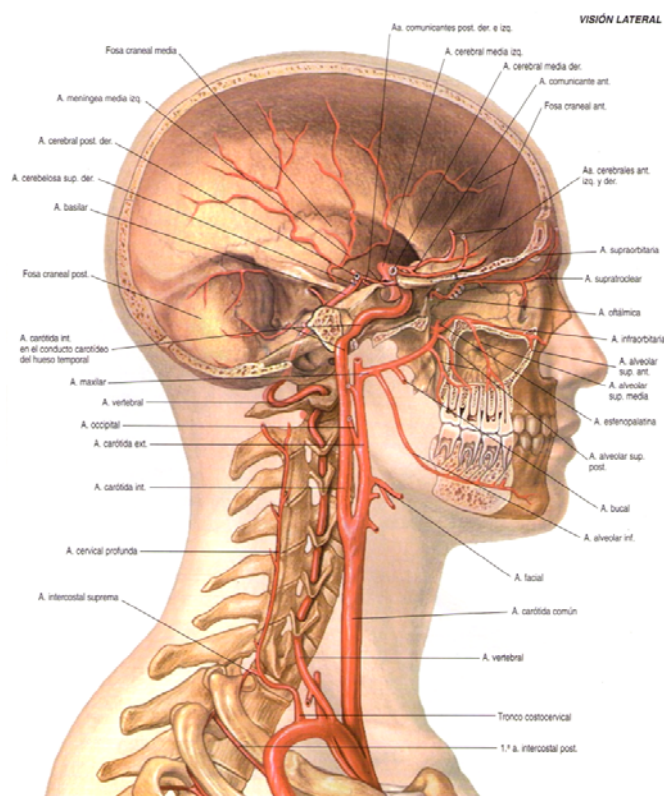


Figura 16. Arterias vertebrales y carótida.

Observamos la arteria vertebral a través del canal transverso y la carótida interna recorriendo la cara anterior del raquis cervical y adentrándose en el cráneo (según Olson T. ADAM. Atlas de anatomía humana. Ed. Masson. 2002. Pág. 383)(99)

2.3.6.2. Arteria carótida

La arteria carótida primitiva nace de la subclavia en dirección craneal. Al nivel de C₄ se divide en dos ramas: interna y externa. En la zona de la bifurcación recibe fibras simpáticas que emergen del ganglio estrellado formando el *seno carotídeo*.

La carótida externa se dirige hacia la cara extracraneal para irrigar las estructuras extracraneales.

La carótida interna se encamina desde el seno carotídeo hacia la parte alta de la región esternocleidomastoidea hacia el espacio subparotídeo posterior donde atraviesa la cortina estiloidea. Tras atravesar la cortina estiloidea entra al peñasco atravesándolo por el canal carotídeo donde se adhiere a sus paredes. Se encuentra rodeada por un plexo simpático que proviene del ganglio cervical superior y por su plexo venoso. Entra al cráneo lateralmente a la silla turca a nivel del seno cavernoso en relación con las alas menores y mayores del esfenoides.

La carótida interna está encargada de la irrigación de las estructuras intracraneales (junto con las arterias vertebrales) y el aparato de la visión.

2.4. BIOMECÁNICA.

A lo largo de muchos años se ha definido a la biomecánica de diversas maneras. Algunas definiciones son demasiado inespecíficas, otras, como la de Cooper y Glasgow en 1973, hacen referencia únicamente a condiciones patológicas.

Pero todas coinciden al intentar definir la biomecánica en acercar la mecánica a los mecanismos biológicos. Quizá aquella definición más concreta y al mismo tiempo más amplia sean la de Hay, en 1985 que decía de la biomecánica que “Es la ciencia que estudia las fuerzas interna y externa, y cómo éstas inciden sobre el cuerpo humano”, o la de Bernstein en 1987, al referirse a la biomecánica como “la ciencia de la coordinación de los movimientos del hombre”⁽³⁾.

2.4.1. Conceptos biomecánicos básicos⁽³⁾

2.4.1.1. Fuerza, masa y peso.

La fuerza es una magnitud vectorial que se puede definir como una acción que tiende a producir un movimiento sobre un cuerpo. Este cuerpo adquiere una aceleración proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada. El efecto de acelerar un cuerpo provocará *desplazamiento* o *deformación*. Su unidad de medida es el Newton (N).

El módulo o magnitud del vector fuerza se calcula mediante la siguiente ecuación (segunda ley de Newton):

$$F \text{ (N)} = m \text{ (kg)} \cdot a \text{ (m/s}^2\text{)}$$

Por definición, la fuerza es igual al producto entre la masa y la aceleración.

La masa es por definición la cantidad de materia que tiene un cuerpo.

Definimos la aceleración como el fenómeno del cambio de velocidad de un cuerpo en un intervalo de tiempo, y la velocidad como el cambio de posición también por unidad de tiempo. Ambas magnitudes son vectoriales, por lo tanto, poseen magnitud, sentido y dirección.

La unidad para designar la fuerza en el Sistema Internacional es el kilogramo·m/s², lo que equivale a un Newton (N).

El *peso* es la fuerza de atracción que ejerce el centro de la tierra sobre la masa de un cuerpo. Se calcula mediante la segunda ley de Newton.

$$P = m \cdot g$$

Donde P equivale a *peso*, m a *masa* y g a *aceleración* de la gravedad.

En este caso la aceleración correspondería al cambio de velocidad que experimenta un cuerpo producto de la atracción que ejerce el centro de la tierra sobre él. A esta aceleración la llamamos aceleración de gravedad (g), cuyo valor se ha calculado en 9,81 m/s², aunque a veces, para redondear, se establece que la magnitud de la fuerza o peso de un cuerpo equivaldrá aproximadamente a unos 10 N por kg.

El peso, al ser una fuerza, se medirá en N. En el sistema gravitacional se usa el *kilopondio* (kp) o kilogramo-peso, que corresponde a la fuerza con la que la tierra atrae a una masa de 1 kg situada a nivel del mar.

Por último aclarar que el término "*fuerza neta*" corresponde a la suma de los vectores que actúan simultáneamente sobre un cuerpo. Para que el cuerpo se mueva, la suma de las fuerzas debe ser mayor que cero. Si ésta es igual a cero, el cuerpo permanecerá en reposo.

2.4.1.2. Leyes de Newton

Las leyes de Newton constituyen los principios fundamentales de la mecánica. A partir de observaciones simples y cotidianas, Isaac Newton fue capaz de elaborar, en su tratado "*Principia*", una explicación para los fenómenos que intervienen en el movimiento. De este tratado conocemos sus tres leyes, el concepto de cantidad de movimiento, el roce y la gravitación universal.

Primera ley (ley de inercia de Galileo)

Un cuerpo se mantiene en reposo o en movimiento rectilíneo uniforme hasta que la acción de una fuerza lo obligue a cambiar esa condición.

En estado de reposo, la suma de las fuerzas que actúan sobre ese cuerpo es igual a cero. Ésta es la condición de *equilibrio estático*.

En el estado de movimiento rectilíneo uniforme, la suma de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo es igual a cero. Ésta es la condición de *equilibrio dinámico*.

Segunda ley (ley de aceleración)

Todo cuerpo que sufra la acción de una fuerza, o una fuerza neta a partir de varias fuerzas, será acelerado proporcionalmente a la magnitud de la fuerza.

$$\sum F = m \cdot a$$

Tercera ley (principio de acción y reacción).

Cuando una fuerza actúa sobre un cuerpo, este último responde con otra fuerza de la misma magnitud y dirección, pero en sentido contrario. Estas fuerzas nunca se eliminan entre sí porque están aplicadas sobre cuerpos distintos.

2.4.1.3. Presión

La presión determina de qué manera se distribuye una fuerza con respecto a un área determinada. Se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$P = F / A$$

La presión (P) es directamente proporcional a la fuerza (F) e inversamente proporcional al área (A), es decir, cuando el área aumenta, la presión disminuye, y viceversa; del mismo modo cuando aumente la fuerza, la presión también aumentará.

Los materiales elásticos permiten una mejor distribución de la fuerza, ya que se adaptan a todas las superficies. Permiten un contacto total aumentando el área y, por tanto, disminuyendo la presión.

Mediante diversas técnicas, como la podografía o la baropodometría, puede realizarse un registro gráfico de la huella plantar y poder determinar cuáles son las zonas de mayor o menor apoyo en el pie durante la estática, pero también durante el paso y la carrera. Es importante para un análisis exhaustivo del apoyo plantar.

2.4.1.4. Principios de la estática

Una fuerza aplicada en solitario sobre un cuerpo no es capaz de producir la condición de equilibrio estático, sino un desequilibrio sobre el cuerpo. Dos fuerzas iguales en dirección y magnitud, pero en sentido contrario aplicadas sobre un cuerpo sí pueden conseguir el equilibrio.

En todo cuerpo podemos introducir o suprimir dos fuerzas sin que se modifique la situación de equilibrio, siempre que éstas sean iguales en magnitud y sentido contrario.

2.4.1.5. Trabajo mecánico

La aplicación de una fuerza sobre un cuerpo puede provocar que este acelere proporcionalmente a la fuerza aplicada (segunda ley de Newton) y, como resultado de esto, el cuerpo se desplaza. Entonces podemos afirmar que la fuerza (F) ha realizado un trabajo mecánico (W) que se calcula con la siguiente ecuación:

$$W = F \cdot d \cdot \cos\alpha$$

En ella, d es la distancia recorrida por el objeto. A este cálculo se le agrega el coseno del ángulo formado por el vector F y la horizontal (α), ya que para este movimiento de traslación nos interesa la componente x (horizontal) del vector F dentro del plano cartesiano. El trabajo mecánico se mide en Joules (J).

2.4.1.6. Momento o torque de una fuerza

Cuando un cuerpo posee un punto de apoyo puede suceder que, producto de una fuerza aplicada, este cuerpo tienda a desplazarse en torno al apoyo. Este movimiento se conoce como *momento rotacional* (Torque).

Se trata de una magnitud vectorial que se mide en Newton metros (Nm). Se calcula mediante la ecuación:

$$T = F \cdot d \cdot \text{sen}\alpha$$

La componente y (plano cartesiano) del vector F es la que va a provocar el movimiento rotacional.

En el cuerpo humano el fenómeno del movimiento, desde el punto de vista mecánico, se atribuye a una serie de mecanismos integrados que funcionan de manera sincrónica para que nos podamos mover. Al analizar un segmento corporal alrededor de una articulación encontramos que las

estructuras musculoesqueléticas relacionadas formarán un verdadero sistema de palancas, donde el hueso es la barra rígida, la articulación es el fulcro y la combinación entre la fuerza muscular y el efecto gravitatorio (peso) provocarán los *momentos* que permitirán el movimiento del segmento.

2.4.1.7. Sistemas de palancas

El sistema musculoesquelético se estructura y funciona como un complejo sistema de distintas palancas que tienen como resultado todos los tipos de movimientos.

Una palanca es una máquina simple compuesta por una barra rígida y un punto de apoyo, fulcro o pivot. Esta barra puede desplazarse en torno al fulcro, ya que está afectada por la acción de una fuerza. Este desplazamiento es de tipo rotacional. El movimiento rotacional que produce la fuerza aplicada se conoce como torque o momento de la fuerza.

2.4.1.8. Fuerzas musculares

El momento de rotación se producirá con menor esfuerzo cuando haya mayor distancia entre el tendón y la articulación. De este modo, al aumentar el brazo de palanca se requiere menor fuerza movilizadora.

La rótula aumenta el brazo de potencia de la palanca, es decir, aumenta la distancia entre el tendón del cuádriceps y el centro de rotación de la articulación, por lo que es necesario un menor esfuerzo muscular para provocar la extensión de la rodilla.

Lo mismo sucede en el codo con el olécranon o en el tobillo que el calcáneo.

2.4.1.9. Condición de equilibrio.

Un cuerpo está en equilibrio cuando se encuentra en condición de reposo o moviéndose a velocidad constante.

Decimos que el cuerpo está en *equilibrio traslacional* cuando la resultante del sumatorio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo es cero, debido a que se eliminan entre sí (primera condición de equilibrio).

Decimos que el cuerpo está en *equilibrio rotacional* cuando la suma de los momentos rotacionales alrededor de un eje es igual a cero (segunda condición de equilibrio).

Cualquier fuerza aplicada a una articulación, por ejemplo, la contracción del cuádriceps en la rodilla, se descompondrá en otras dos fuerzas con características y funciones distintas: una tendrá componente rotacional y otra estabilizador.

El componente rotacional (F_R) se ubica en el eje y provocará netamente el movimiento rotacional, dando lugar a la extensión de la rodilla.

El componente estabilizador (F_E) se ubica en el eje x y provocará una compresión sobre la articulación.

2.4.1.10. Elasticidad

Todo cuerpo está sujeto a la acción de fuerzas o cargas externas. Los diferentes materiales según las fuerzas de interacción que actúan entre sus moléculas, van a responder de distinta forma a la acción de dichas cargas.

Los cambios que se producen en un objeto cuando actúan sobre él una fuerza (estrés mecánico) se denomina *deformación*.

El *estrés mecánico*, *tensión* o *esfuerzo*, es la fuerza que se aplica sobre un objeto por cada unidad de área, pudiendo ser esta uniforme o no a

lo largo de toda la superficie donde se aplica; se representa con la letra griega σ .

$$\sigma = F / A$$

Donde σ es el esfuerzo (estrés mecánico), F la fuerza y A el área.

Dependiendo de cómo sean las fuerzas externas, las deformaciones pueden ser transversales y longitudinales.

Las **fuerzas transversales** producen *deformación tangencial* o *cizallamiento*. Son fuerzas paralelas de sentido contrario. La deformación producida no ocurre a lo largo de ningún plano de movimiento, sino que se producirá a lo largo de un plano de deslizamiento dentro del propio cuerpo.

Las **fuerzas longitudinales** provocan *compresión* o *tracción*. En la compresión, la deformación se debe a la acción de dos fuerzas con misma dirección y en sentido opuesto que tienden a acercar las superficies sobre las cuales actúan.

En mecánica se conoce como *índice de Poisson* (μ) la relación que existe entre el acortamiento en la dirección de las fuerzas de compresión y el aumento del grosor que se produce. El incremento en anchura del objeto es siempre en dirección perpendicular a la fuerza.

$$\mu = (a - a_0) / (l - l_0)$$

Donde a es la anchura final y a_0 la anchura inicial, l la longitud final y l_0 la longitud inicial.

Por ejemplo, el hueso cortical posee un índice de Poisson de 0,4. Aplicando la fórmula sabemos que por cada milímetro de acortamiento por compresión ensancha 2,5.

En la *tensión* o *tracción*, la deformación se debe a la acción de dos fuerzas con misma dirección pero en sentido opuesto que tienden a alejar

las superficies sobre las cuales actúan. Este fenómeno ocurre en la cápsula articular, en los tendones y los ligamentos.

Cuando se aplica una fuerza sobre un objeto reacciona con una fuerza de la misma magnitud y dirección pero en sentido contrario. Aún así si el material del que está hecho el objeto no es capaz de resistir esta fuerza de estrés, se producirá sobre él una deformación. Se representa con la letra griega ε .

$$\varepsilon = (l - l_0) / l_0$$

2.4.1.11. Fatiga de un material

Se ha visto que un material tiene la posibilidad de ser más o menos elástico, y que según el estrés aplicado sobre el determinado material podemos llegar a romperlo en el llamado punto de fractura o *failure point*. El uso continuado de un material provoca que el punto de fractura no sea siempre el mismo, ya que con el desgaste el estrés que se ha de aplicar para llegar al citado punto será cada vez menor.

Esta propiedad de todos los materiales, incluidos entre ellos los biológicos, recibe el nombre de *fatiga*.

2.4.2. Principios de biomecánica clínica⁽³⁾

A continuación se detallan los principios de la biomecánica clínica. Es importante señalar que su incumplimiento da lugar a las sobrecargas, los desequilibrios, las fatigas de los tejidos y las patologías.

- A) **Principio de economía de materiales:** el cuerpo tiende a economizar materiales haciendo que la cantidad de material sea la mínima para cumplir con sus requerimientos mecánicos y estructurales. Por ejemplo, la cantidad de material óseo empleado en la construcción de los huesos así como su forma y estructura están relacionados con sus exigencias mecánicas.
- B) **Principio de economía de esfuerzo:** el cuerpo tiende a minimizar esfuerzo buscando siempre la forma de conseguir sus objetivos mecánicos con el mínimo gasto energético, así en espasmos musculares mantenidos en el tiempo, sustituye la fibra muscular espasmada por tejido fibrótico (colágeno) ya que cumplen con la misma función mecánica, pero con menor gasto energético.
- C) **Principio de compensación entre segmentos próximos:** las desviaciones de un segmento son compensadas en la búsqueda del mantenimiento del equilibrio por los segmentos más próximos. Por ejemplo, un problema podal puede ser adaptado por la rodilla o por la cadera.
- D) **Principio de los movimientos integrados:** El estudio aislado de un movimiento no aporta la información suficiente de la totalidad de la extremidad. Hay que valorar la funcionalidad global de la extremidad pues en cualquier gesto están implicadas varias articulaciones que, junto al trabajo coordinado de su musculatura, permiten armonizar el movimiento y mantener un equilibrio estático y dinámico correcto.
- E) **Principio del equilibrio:** Debido a los dos principios anteriores existe una conservación de una situación estática-dinámica que tiende a equilibrar las estructuras. Cuando no se logran estas compensaciones, es decir, no se equilibra la función, existen sobrecargas, fatigas y roturas.

- F) **Principio de la mecánica pasiva:** Una forma de ahorrar energía es poner en funcionamiento los elementos pasivos de sustentación o equilibrio, lo cual lleva a mantener el peso del cuerpo sobre estructuras pasivas que tienen menor gasto energético que la musculatura. Por ejemplo, provocar un recurvatum de rodilla para mantener el equilibrio sobre las potentes estructuras capsulo-ligamentosas de su cara posterior, en lugar de buscar el equilibrio con el trabajo activo del cuádriceps.
- G) **Principio de la tensión previa:** Un sistema en un estado de tensión previa a la aplicación de una fuerza (pretensión), permite la recuperación después de la deformación causada por la fuerza. Ocurre así por ejemplo en el cartílago articular o en el disco intervertebral.
- H) **Principio de los sistemas cerrados:** Los sistemas de tensión previa solo conseguirán un rendimiento máximo si se producen en sistemas mecánicamente cerrados de forma que las presiones se reparten de manera homogénea en su interior.
- I) **Principio del valor de las referencias anatómicas:** las referencias geométricas del aparato locomotor son básicas para la valoración ortopédica del aparato locomotor. Estas referencias son cambiantes durante el crecimiento y pueden ser diferentes según la raza. También pueden ser modificadas con el entrenamiento muscular o el estado nutricional o endocrino de cada individuo.
- J) **Principio de la ergonomía:** cuanto más equilibradas están las estructuras y menos sobrecarga sufren es cuando se respeta la relación hombre máquina, que debe ser siempre favorable al elemento hombre.

2.4.3. Biomecánica de la bipedestación estática.

2.4.3.1. Los bloques estáticos.

Para comprender la fisiología de la función estática, dividimos el cuerpo en tres bloques cada uno con su función estática: los *miembros inferiores* y la *pelvis* son su base sólida, el *tronco* es el elemento móvil que desplaza el centro de gravedad y la *cabeza* y el *cuello* controlan y coordinan el conjunto⁽⁵⁾.

La posición de los miembros inferiores condiciona la forma, el tamaño y la orientación de la base de sustentación⁽⁷⁾. En el equilibrio unipodal, la función tónica de reacciones lentas involuntarias puede convertirse en insuficiente y reclama entonces la función dinámica consciente y rápida⁽¹³⁾.

El pie es un órgano determinante en nuestra estática. Sin buenos apoyos de los pies sobre el suelo, no hay buena estática⁽⁷⁾. Estos buenos apoyos dependen del equilibrio del pie, pero pueden ser alterados por otros desequilibrios.

El equilibrio de la rodilla está íntimamente ligado al del pie en un sistema ascendente y al de la cadera en un sistema descendente.

En el tronco se sitúa el centro de gravedad del equilibrio⁽⁴⁻⁶⁾. Son las oscilaciones del tronco las que mantienen el centro de gravedad por encima de la base de sustentación. Controlado por la musculatura tónica, se desplaza inconscientemente en todos los planos: sagital, frontal y horizontal en la búsqueda continua del equilibrio⁽⁵⁻⁶⁾.

Todos los segmentos unos sobre otros participan en estas oscilaciones en un equilibrio ascendente. Los miembros inferiores y el tronco contribuyen a mantener el equilibrio estático controlado. Cada segmento se equilibra sobre el segmento subyacente en un proceso ascendente⁽⁴⁻⁵⁾. El pie

se equilibra y se adapta al suelo, la pierna sobre el pie, el muslo sobre la pierna, la cintura pélvica sobre los miembros inferiores, la columna lumbar sobre la pelvis, la columna dorsal sobre la lumbar, siendo el objetivo final de este equilibrio la buena posición del centro de gravedad por encima de la base de sustentación.

El equilibrio estático es una función tónica ascendente posible gracias al reflejo miotático^(4, 100). Describiremos su fisiología cuando describamos a los propioceptores.

Todos los puntos fijos musculares están abajo, así como todos los puntos móviles están arriba⁽⁵⁾. De esta forma, ante un desequilibrio en cualquier plano (sagital, frontal u horizontal), el segmento suprayacente se desplaza lo cual modifica la tensión de la musculatura estimulando el reflejo miotático que modificando la tonicidad lleva al segmento hacia su posición de equilibrio fisiológico o lo mantiene en su desequilibrio según las necesidades.

La posición de la cabeza rearmoniza el conjunto estático. El equilibrio humano es un equilibrio controlado donde la cabeza es importante en la adaptación estática^(1, 26, 70, 101-102).

La cabeza tiene dos imperativos indispensables para el buen mantenimiento de la postura y el equilibrio: la verticalidad y la horizontalidad de la mirada. El raquis cervical y todos los segmentos subyacentes deben adaptarse por un equilibrio descendente a estos dos imperativos que modifican y coordinan el equilibrio ascendente⁽⁵⁾. Profundizaremos en esta función en el apartado de captos posturales.

2.4.3.2. Equilibrio estático ascendente.

El primer eslabón en la cadena de articulaciones implicadas en el mantenimiento de la postura lo encontramos en el pie: base de apoyo y contacto directo con el suelo.

A) EL PIE.

Los apoyos del pie sobre el suelo condicionan toda la estática⁽⁴⁾. El mal apoyo puede ser causa de mala estática, pero también puede ser su consecuencia.

El astrágalo es el hueso que distribuye el peso del cuerpo y las fuerzas ejercidas sobre el pie. Estas fuerzas se transmiten hacia el pie de forma que un tercio cae hacia atrás, hacia la tuberosidad mayor del calcáneo a través de la articulación calcáneo-astragalina posterior, y los dos tercios restantes caen hacia el antepié. De las fuerzas que se dirigen al antepié, un tercio recae sobre la cabeza del quinto metatarsiano a través de la articulación calcáneo astragalina anterior, y dos tercios sobre la cabeza del primero a través de la articulación calcáneo-escafoidea⁽²⁷⁾.

Al margen de estas proporciones del reparto de cargas, la importancia de los apoyos radica sobretodo en la forma del pie, el equilibrio estático del cuerpo y la forma de la superficie de apoyo^(3, 7, 103).

El pie apoya en el suelo por cuatro puntos de apoyo: las cabezas de los primero y quinto metatarsianos delante y las dos tuberosidades posteriores del calcáneo detrás^(5, 27).

En varus, el pie descansa sobre la tuberosidad externa del calcáneo; en valgus, sobre la tuberosidad interna^(27, 104). La adaptación de los apoyos al suelo, mediante movimientos de inversión y eversión, se hace alrededor de

dos ejes que se cruzan a nivel del ligamento en Y de Chopart, que constituye la clave de esta adaptación^(5, 105).

En el mantenimiento de las bóvedas plantares interviene en gran medida el gran sistema ligamentario presente en esta región, y especialmente el ligamento calcáneo-cuboideo plantar^(5, 27). El sistema muscular sirve de amortiguación activa a los cambios de presión y a las desigualdades del suelo⁽¹⁰⁶⁻¹⁰⁷⁾.

En la estática postural influyen de manera determinante el equilibrio varo-valgo del tobillo y el equilibrio de las bóvedas del pie.

1) *Equilibrio varo-valgo.*

La tendencia fisiológica del pie es hacia el valgo de tobillo^(3, 5, 8).

El tibial posterior es un músculo tónico que se opone a esta tendencia. Con punto fijo arriba, es un músculo suspensor⁽¹⁰⁸⁾. Mantiene el escafoides en la cúspide del arco longitudinal interno. Por su fijación a la parte interna del pie y sus irradiaciones bajo la planta, el tibial posterior controla el valgo de la parte trasera del pie mediante la tracción del escafoides hacia atrás⁽¹⁰⁹⁾.

Los desequilibrios del pie hacia el varo son raros y accidentales. Este movimiento está controlado por la tonicidad del peroneo lateral corto^(5, 110), músculo infinitamente menos potente que el precedente.

2) *Mantenimiento de las bóvedas.*

Las bóvedas plantares se mantienen sobre todo por un sistema ligamentoso potente cuya pieza maestra es el gran ligamento calcáneo-cuboideo plantar⁽²⁷⁾. Las formaciones musculares tónicas les dan elasticidad y les permiten adaptarse a las circunstancias de los apoyos irregulares⁽⁵⁾.

Los arcos longitudinales son protegidos por la tonicidad del músculo accesorio del flexor largo (cuadrado de Silvio), el flexor largo común de los dedos, y sobretodo el flexor plantar corto⁽¹¹¹⁾.

El arco longitudinal interno es mantenido fundamentalmente por el tibial posterior, pero a nivel de la musculatura intrínseca del pie los músculos flexor corto del dedo gordo y aductor del dedo gordo ayudan al mantenimiento del arco⁽¹⁰⁸⁾. El abductor del quinto dedo mantiene el arco longitudinal externo junto al peroneo lateral corto⁽¹¹⁰⁾.

El arco transversal anterior está protegido por un solo músculo: el *abductor del dedo gordo*. Su porción oblicua es sustentadora de las dos bóvedas, tanto longitudinal como transversal. Su porción transversal actúa sobretodo a nivel del arco transversal anterior. ^(5, 108)

3) *Consecuencias de las oscilaciones del centro de gravedad.*

Las oscilaciones del centro de gravedad por encima de la base hacen que el reparto de las cargas sobre los cuatro puntos de apoyo se modifique⁽⁵⁾. Asimismo, las desigualdades del suelo, sus pendientes, sus obstáculos obligan al pie a modificar su base⁽¹¹²⁾. La adaptación de la bóveda a los accidentes del terreno se debe en su mayor parte a las articulaciones subastragalinas y mediotarsianas^(5, 27).

Un desequilibrio en el plano frontal es reequilibrado a nivel del pie gracias a la articulación subastragalina⁽¹¹³⁾. Un desequilibrio en el plano sagital es reequilibrado a nivel del pie gracias a la articulación tibiotarsiana^(109, 114). Sin embargo el pie presenta un punto débil al adaptar desequilibrios en el plano horizontal. No hay articulación en el pie que directamente adapte las rotaciones de la pierna y del miembro inferior. Esta falta de articulación horizontal puede ser la causa de muchos de los malos apoyos del pie⁽⁵⁾.

Cuando la pierna es forzada en rotación externa, arrastra el astrágalo en una basculación externa hacia el varo. Este varo de la parte trasera del pie provoca, a nivel de la articulación astrágalo-escafoidea, una rotación externa de la cabeza del astrágalo en la glena del escafoides. El antepié se

posiciona así en inversión al tiempo que el calcáneo va en ligero varo. El pie se ahueca y el peso del cuerpo se dirige al borde externo del pie^(5, 32).

Inversamente, una presión hacia la rotación interna arrastra al astrágalo en una basculación interna. El escafoides gira en rotación externa y el antepié se coloca en eversión. Como el calcáneo va en ligero valgus, el pie se aplana y el peso del cuerpo se dirige sobre el borde interno.

En el desequilibrio sagital anterior, la búsqueda del equilibrio es realizada por un músculo tónico muy potente, el sóleo⁽⁶⁾. Constituye la porción tónica del tríceps sural, pues el componente dinámico es atribuido a los gemelos.

En el desequilibrio sagital posterior, bastante raro, la recuperación del equilibrio viene a través de la contracción del músculo *peroneo anterior* ayudado por el extensor común largo de los dedos⁽¹¹⁰⁾. Es un músculo tónico bastante pequeño.

B) LA RODILLA.

El equilibrio estático de la rodilla se plantea tanto en el plano sagital como en el horizontal.

1) Equilibrio en plano sagital.

La línea de gravedad del tronco cae por delante del eje articular lo cual contribuye al equilibrio estático en el plano sagital de la rodilla⁽⁵⁾. La estabilidad de la rodilla se debe a los músculos retroversores de la cintura pélvica y al sóleo⁽¹¹⁵⁾. Además Struyf GD defiende a los músculos cuádriceps como músculos antigravitatorios, importantes para el autoenderezamiento corporal. Por tanto afirma que para conseguir el equilibrio estático en el plano sagital la rodilla no debe estar bloqueada en extensión para permitir al cuádriceps realizar su papel en el autoenderezamiento postural⁽²⁵⁾.

2) Equilibrio en el plano horizontal.

Según Bienfait M el equilibrio de la rotación de la rodilla debería realizarse por medio del sóleo (rotador externo) y el poplíteo (rotador interno). Pero otros autores como Busquet⁽¹¹⁵⁾ o Campignon^(108, 110) reconocen la importancia de la actividad de las cadenas musculares en el equilibrio horizontal de la rodilla, implicando el equilibrio entre la musculatura de la pata de ganso como rotadora interna y al bíceps femoral como rotador externo.

C) SEGMENTO FÉMUR TRONCO.

El segmento Fémur-tronco es la clave del equilibrio estático ascendente. A este nivel se proyecta la base de sustentación y de este nivel parten prácticamente todas las oscilaciones equilibradoras del tronco^(17, 116). En un proceso ascendente, la posición de la cintura pélvica condiciona la de la columna lumbar⁽³⁾. Sabemos que la estática de estos dos segmentos es inseparable. Tanto es así que la musculatura que los controla es la misma. En el plano sagital actúa fundamentalmente el psoas y el glúteo mayor, mientras en el plano frontal es la musculatura pelvitrocantérea, sobretodo glúteo medio y aductores, los que tratan de mantener la estabilidad^(26, 110, 115).

En una adaptación ascendente, toda anomalía de los miembros inferiores será el punto de partida de una posición pélvica alterada y por tanto de una adaptación lumbar⁽³⁾.

D) COLUMNA

La curva cifótica de la columna dorsal está controlada por los músculos transversoespinosos dorsales⁽⁵⁾. Son una sucesión de pequeños músculos tónicos posteriores dispuestos en espiga a lo largo de todo el raquis y que se dirigen, mediante cuatro haces, de una transversa a las

cuatro espinosas suprayacentes o de una espinosa a cuatro transversas subyacentes^(23, 26, 96). Su punto fijo será la inserción inferior^(5, 25).

La magnitud de la curvatura de la columna dorsal condiciona la lordosis cervical y lumbar, así como la inclinación sacra condiciona el grado de lordosis lumbar ya que las cifosis son más rígidas que las lordosis⁽³⁾. El mantenimiento del equilibrio postural depende de la capacidad de compensación de las curvaturas lordóticas. Las lordosis son curvas de adaptación a la cifosis dorsal o a la inclinación sacra⁽³⁾.

Además existe una mayor concentración de presiones en las zonas de cambio de curva: en la zona occipital-atlas, cervicodorsal, dorsolumbar y lumbosacra. Cada una de ellas tiene un segmento por encima con unas características concretas. Por encima del segmento occipital-atlas, la cabeza presenta una gran masa. Sobre la zona cervicodorsal, la columna cervical es móvil y sobre ella recaen el volumen y la masa de la cabeza. Sobre la zona dorsolumbar tenemos un segmento rígido, el raquis dorsal en cifosis. En la zona lumbosacra pasamos de una columna lumbar móvil a una estructura rígida en la zona sacro-pelvis⁽³⁾.

La columna debe mantener unas curvas fisiológicas elásticas, ya que la rigidez de una de ellas repercutirá sobre el segmento vecino, que compensará en dirección contraria (ley de un segmento compensa a otro)^(3-4, 32). Así, si consideramos una escoliosis dorsal derecha-lumbar izquierda bien compensada y sin restricciones de movilidad, como consecuencia de una cadena adaptativa ascendente encontraremos que el sacro se encontraría en torsión anterior derecha; el raquis lumbar adapta en rotación izquierda y lateroflexión derecha; la región dorsal en ligera rotación derecha y una importante lateroflexión izquierda; a nivel cervical entre C₇ y C₂ lateroflexión y rotación izquierdas; el atlas efectúa una rotación izquierda y ligera lateroflexión derecha asociado a una traslación hacia la convexidad; y el occipital adapta en rotación izquierda y lateroflexión derecha. Las adaptaciones realizadas en sacro y occipital, a través de la modificación de

la tensión en las membranas de tensión recíproca, contribuyen a que el complejo occipito-atloideo se incline a la derecha, y que la sincondrosis esfenobasilar adapta en torsión derecha⁽¹⁰²⁾.

2.4.3.3. Equilibrio estático descendente.

Para conseguir una buena adaptación estática descendente es crucial la buena posición de la cabeza^(1, 4, 117). Este control de la posición de la cabeza dispone de dos sistemas neurológicos que adaptan toda la tonicidad cervical⁽⁵⁾.

La estación bípeda ha desequilibrado por completo la musculatura tónica cervical. El cuadrúpedo dotaba de un punto fijo a la musculatura de la cintura escapular al estar apoyada en el suelo. Al adquirir la bipedestación, la cintura escapular está suspendida del raquis cervical y de la base del cráneo⁽²⁻³⁾. El enderezamiento ha hecho aparecer así una nueva necesidad tónica: la suspensión de la cintura escapular, de la caja torácica y de los miembros superiores. Para esta nueva función tónica, el punto fijo muscular debe estar arriba a nivel cervical y cefálico, el punto móvil abajo a nivel de los segmentos colgados⁽⁵⁾.

Cuando el desequilibrio tiene un origen craneal la adaptación postural suele ser descendente. Lo más común en una torsión de la sincondrosis esfenobasilar es que la columna cervical de C₂ a C₇ y la columna lumbar se inclinen del lado del ala mayor alta, mientras que la columna torácica lo haga del lado del ala mayor baja⁽¹⁰²⁾.

Estas relaciones no son constantes y pueden estar condicionadas por las variaciones anatomo-funcionales de cada individuo.

A) SUSPENSIÓN ESCAPULAR.

La suspensión escapular se lleva a cabo mediante dos músculos: el trapecio superior en la parte externa y el angular del omóplato en la parte interna⁽⁵⁾.

La función del *trapecio superior* es la suspensión de la parte externa y anterior de la cintura escapular. Las fibras *medias* son horizontales y junto con las superiores suspenden la escápula del raquis cervical y dorsal alto. Las fibras *inferiores* son prácticamente la única fijación tónica del omóplato hacia abajo^(5, 22, 110).

El angular suspende el ángulo superior del omóplato del raquis cervical^(22, 118).

B) SUSPENSIÓN TORÁCICA.

La suspensión torácica la realizan dos sistemas tónicos: los escalenos y los intercostales⁽⁵⁾.

Por medio de las dos primeras costillas los *escalenos* los escalenos mantienen colgada la caja torácica en el raquis cervical. Los *intercostales* son el enlace tónico entre las costillas. Los intercostales *externos* controlan los espacios intercostales en el ascenso de la parrilla costal, los intercostales *internos* los controlan en el descenso^(5, 25, 31).

C) EQUILIBRIO CERVICAL.

La función tónica puramente cervical está asegurada por el músculo largo del cuello⁽²⁵⁾. El mantenimiento tónico de la lordosis solicita sus partes tónicas oblicuas externas inferior y superior. En el mantenimiento tónico de esta región los transversos espinosos actúan como ligamentos activos^(5, 25).

D) EQUILIBRIO DE LA CABEZA

El equilibrio de la cabeza es la parte capital del equilibrio estático^(70, 92, 117). Está formado por dos sistemas tónicos de fisiologías diferentes. El *raquis cervical superior* tiene relativamente débiles amplitudes. Su musculatura mantiene la verticalidad de la cabeza en las oscilaciones del tronco y en los desplazamientos del cuerpo^(5, 22, 92). La *musculatura dorso-cérvico-cefálica* controla los desequilibrios importantes que necesitan los gestos y las posiciones de la vida corriente⁽⁵⁾.

Toda la musculatura del raquis cervical superior es una musculatura tónica. El control de la posición de la cabeza es la función más importante de las dos articulaciones occipitoatloidea y atloidoaxoidea^(5, 22, 92). En este mecanismo el atlas es un menisco óseo entre el occipital y el raquis cervical inferior. Una de las funciones de la musculatura suboccipital consiste igualmente en mantener la posición del atlas en los movimientos simultáneos de las dos articulaciones^(5, 88).

Por delante, los *rectos anteriores mayores* de la cabeza forman una banda muscular anterior destinada a controlar la extensión de la cabeza y la extensión occipital. El *recto anterior menor* de la cabeza junto con el *recto lateral* controla los movimientos de lateralidad del occipital y solidarizan el atlas y el occipital^(25, 92).

Por detrás, los músculos suboccipitales son los verdaderos reguladores del equilibrio cefálico^(5, 22, 92). Son cuatro: recto posterior menor y mayor, oblicuos menor y mayor. Controlan sobretodo la flexión de la cabeza, aunque también tienen capacidad para adaptar en lateroflexión y rotación.

El control de la flexión es la función principal de los dos *complejos mayores*. Su estrecha relación con el ligamento cervical posterior ayuda en esta función de mantenimiento^(5, 22). La retracción de los complejos mayores

determina una lordosis dorsal alta que se extiende en ocasiones incluso hasta D₆^(4, 6).

El complejo menor es una formación mucho más débil. El músculo se encuentra torsionado sobre sí mismo, lo que le permite controlar a la vez las rotaciones y las lateroflexiones de la cabeza⁽⁵⁾.

La posición de la cabeza está bajo dependencia vestibular, en concreto de los canales semicirculares horizontales. El plano vestibular horizontal determina la actividad muscular para mantener la posición fisiológica normal de la cabeza en el espacio⁽⁸⁸⁾.

2.4.4. Biomecánica de la cabeza y el cuello.

Desde el punto de vista *estático*, es la posición de la cabeza la que coordina todo nuestro equilibrio. La cabeza tiene dos imperativos estáticos: la verticalidad del cuerpo y la horizontalidad de la mirada gobernados por el sistema nervioso que rige nuestro tono postural^(1, 5).

Desde el punto de vista *dinámico*, son los movimientos de la cabeza y sobre todo la orientación de la mirada lo que constituyen nuestros gestos^(1, 5). La *visión foveal* es el punto de partida de todos los movimientos cefálicos y por ello mismo de prácticamente todos nuestros gestos⁽⁵⁾.

La función del raquis cervical es, por lo tanto, el *equilibrio de la cabeza* para proteger la verticalidad y los *movimientos de la cabeza* para dirigir la mirada^(5, 26).

El raquis cervical se encuentra anatómica y funcionalmente dividido en dos partes claramente diferenciadas: el raquis cervical superior y el inferior^(5, 26, 86, 119).

El superior se encarga de la posición de la cabeza y de su equilibrio durante los desplazamientos del cuerpo. Se encuentra controlado por una pequeña musculatura tónica: la musculatura suboccipital^(5, 23, 26, 86, 88).

El inferior está destinado a la coordinación del equilibrio y a los movimientos de la cabeza. En él actúa sobretodo la musculatura dinámica del cuello^(5, 23, 26, 86, 88).

Con la cuadrupedia los miembros superiores tenían un punto fijo distal al estar apoyados en el suelo. Con la bipedestación, la cintura escapular y el tórax quedan suspendidos y la musculatura cervical pierde su punto fijo, encontrándose así con dos puntos móviles^(2-3, 5, 8).

En cuanto a la musculatura **dinámica**, la coordinación motriz hace que los movimientos de la cabeza sean solidarios con los del tronco y la cintura escapular. Todos los movimientos cervicales ocasionan o acompañan los movimientos del tronco^(4-5, 86).

A la musculatura **tónica** le afecta en mayor medida, ya que los mismos músculos están destinados a dos funciones opuestas. El equilibrio de la cabeza exige puntos fijos abajo y la suspensión escapular y torácica puntos fijos arriba. Esto hace que la musculatura tónica cervical se encuentre siempre en estado de tensión^(5, 86).

Así, puesto que la horizontalidad de la mirada es una prioridad, las adaptaciones descendentes recaerán principalmente sobre la cintura escapular⁽⁵⁾.

Una tercera necesidad funcional común a todo el raquis es la protección de la médula espinal^(2-3, 5, 8). A este nivel es mucho más importante. El raquis cervical es el más móvil, su canal medular es el más

estrecho, su médula espinal es la mayor por razón del bulbo raquídeo y de la prominencia de los miembros superiores. Esta tercera función condiciona toda la anatomía del raquis cervical^(5, 86).

A) Raquis cervical superior:^(5, 23, 26, 86-88, 92, 119)

El raquis cervical superior está constituido por dos sistemas articulares: la articulación atlanto-occipital y la articulación atlanto-axial. Las dos articulaciones están desprovistas de disco.

Cada articulación tiene un movimiento mayor: flexo-extensión para la articulación superior, rotación para la inferior. Además, cada articulación tiene un movimiento menor que controla las amplitudes de la otra articulación. La rotación menor de C_0C_1 controla la rotación mayor de C_1C_2 ; la flexo-extensión menor de C_1C_2 controla la flexo-extensión mayor de C_0C_1 .

1) Articulación atlanto-occipital.

Corresponde a la unión entre los cóndilos del occipital y las masas laterales del atlas. El conjunto de la superficie articular se inscribe en una misma esfera. El movimiento mayor es la flexo-extensión.

Durante la **extensión**: los dos cóndilos occipitales se deslizan hacia delante sobre el atlas. Teniendo en cuenta la concavidad, bajan hacia delante. El caparazón occipital se acerca al arco posterior del atlas, el mentón avanza y sube. El movimiento queda detenido por el choque de los elementos óseos.

Durante la **flexión**: los dos cóndilos se deslizan y suben hacia atrás. El caparazón occipital se aparta del arco posterior del atlas, el mentón entra en el cuello. El movimiento queda detenido por la tensión de los ligamentos posteriores.

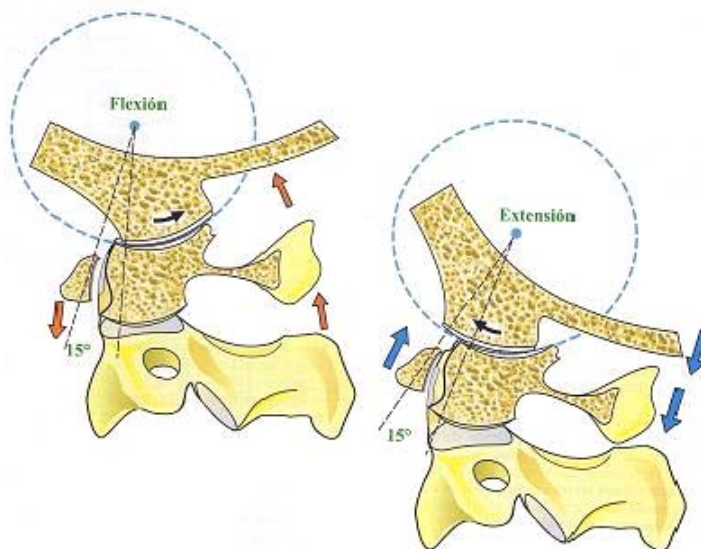


Figura 17. Flexo-extensión occipito-atloidea.

Observamos en un corte sagital a nivel del cóndilo occipital como el occipital desliza adelante respecto al atlas en la extensión y se aproxima al axis. En la flexión ocurre lo contrario. Según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Ed. panamericana. 2007. Pág. 203⁽²⁶⁾

La amplitud del movimiento de flexoextensión es de aproximadamente 15 grados. A este movimiento lo acompaña un movimiento menor de rotación.

La rotación atlanto-occipital es un movimiento de menor amplitud, alrededor de 4 ó 5 grados. Acompaña la rotación del atlas sobre el axis. Los dos movimientos son indisolubles.

En la rotación de la cabeza, el cóndilo occipital opuesto a la rotación se desliza hacia delante, sirviendo el otro cóndilo de pivote. Este deslizamiento anterior del cóndilo pone en tensión el ligamento occipitodontoideo lateral correspondiente, que se enrolla ligeramente alrededor de la odontoides. Este enrollamiento arrastra al occipital y lo hace deslizar del lado opuesto. Sube así por el lado de la rotación, inclinándose con toda la cabeza del lado opuesto.

En esta doble rotación $C_1 C_2$ y $C_0 C_1$, el atlas se comporta como un menisco. Al completar la rotación mayor $C_1 C_2$, la rotación del occipital permite la puesta en tensión progresiva del ligamento occipitoodontoideo lateral. Con la articulación inferior, veremos que este amortiguamiento del ligamento va mucho más lejos.

2) *Articulación atlanto-axial*

La articulación atlanto-axial está formada por dos sistemas articulares.

Por un lado la *articulación atlanto-axial*. Las dos masas laterales del atlas presentan sus carillas inferiores, convexas hacia abajo articuladas con las carillas superiores del axis convexas hacia arriba. La articulación atlanto-axial es el centro de los movimientos de rotación del raquis cervical superior.

Por otro lado el *complejo articular atloido-odontoideo*. La odontoides del axis se articula, mediante una articulación de tipo trocoide, con el arco anterior del atlas y el ligamento transverso. A este nivel, la articulación anterior es un punto fijo. La carilla articular del arco anterior del atlas “se enrolla” sobre la faceta articular anterior de la odontoides. La rotación del atlas se hace alrededor de este pivote por un deslizamiento lateral del ligamento transverso sobre la cara posterior de la apófisis odontoides.

En el movimiento de rotación $C_1 C_2$, las masas laterales del atlas se desplazan conjuntamente sobre las masas laterales del axis: hacia delante del lado opuesto a la rotación, hacia atrás del lado de la rotación. Dado que las carillas articulares presentes son todas convexas, en este movimiento, el atlas baja con relación al axis hasta dos milímetros, produciendo un cambio en la tensión de los ligamentos que permite el movimiento.

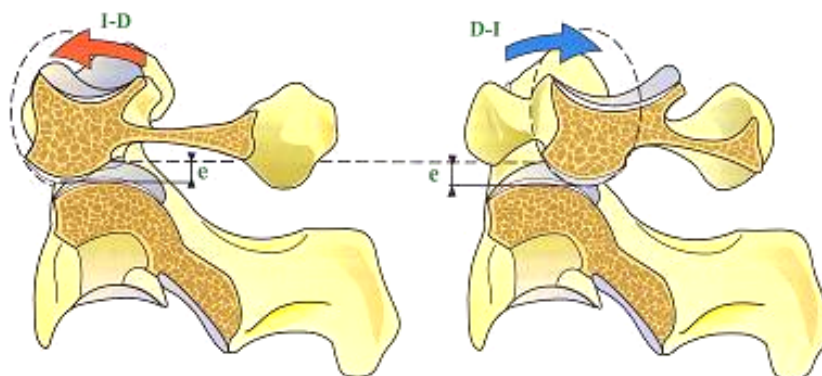


Figura 18. Rotación atlo-axoidea.

Observamos en corte sagital a nivel de la articulación atlo-axoidea izquierda como en la rotación derecha la masa lateral del atlas izquierda se desplaza adelante y durante la rotación izquierda se desplaza hacia atrás. Según Kapandji A.I. Fisiología Articular. Tomo 3. Ed. panamericana. 2007. Pág. 197⁽²⁶⁾

El descenso del atlas y por ello mismo del occipital (movimiento de tornillo hacia abajo), relaja la parte vertical occipito-transversa y transverso-axial del ligamento cruciforme y los ligamentos occipito-odontoideos laterales, progresivamente a la rotación. La tensión que pierde en el descenso, la vuelve a ganar sobre la rotación. De esta forma la relación de las piezas óseas es protegida durante todo el movimiento, sea cual sea la amplitud de la rotación.

Además de este movimiento de flexo-extensión, presenta movimientos menores protectores de los de la articulación atlanto-occipital. Las superficies articulares de las masas laterales del atlas se enrollan sobre las del axis.

A nivel de la odontoides, el ligamento transversal es el sistema amortiguador. Se dobla hacia abajo en la flexión y hacia arriba en la extensión.

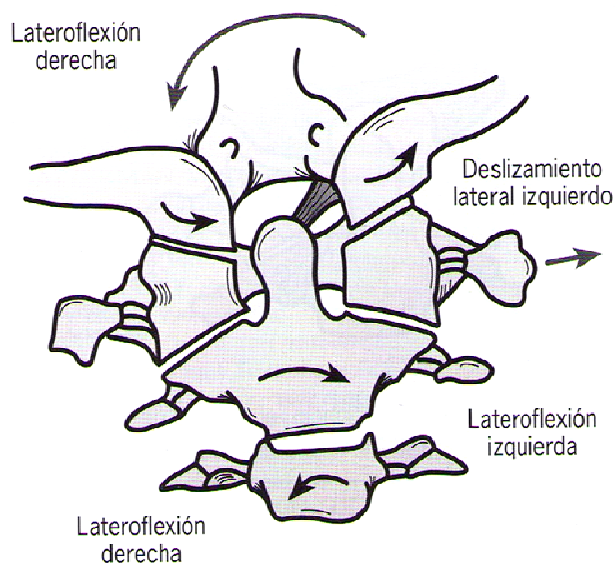


Figura 19. Lateroflexión de la cabeza.

Observamos en visión anterior la adaptación biomecánica de la charnela suboccipital en la lateroflexión derecha de la cabeza. Según Ricard F. Tratamiento osteopático de las algias de origen cervical. Ed. Médica panamericana. 2008. Pág. 59) ⁽⁸⁸⁾

B) Raquis cervical inferior^(5, 26, 86, 88, 119).

El movimiento del raquis cervical inferior viene determinado por la forma de sus carillas articulares, las cuales tienen una tendencia horizontal inclinada hacia abajo y hacia atrás. No permite ni lateroflexión pura ni rotación pura. Solo autoriza un movimiento combinado de ambos.

Las vértebras del raquis cervical inferior se desplazan sobre un solo parámetro de deslizamiento de sus carillas articulares. Sólo pueden hacer los movimientos de flexión, extensión y lateroflexión-rotación derecha e izquierda.

Por un lado la carilla baja (lateroflexión) y retrocede (rotación), mientras la carilla opuesta asciende (lateroflexión) y avanza (rotación).

La inclinación hacia atrás de las carillas aumenta de arriba abajo. De esta forma, en las vértebras superiores C₂C₃, las carillas avanzan y

retroceden más de lo que suben y bajan. La rotación cervical es sobre todo superior. En las vértebras inferiores C₅, C₆ y C₇, las carillas suben y bajan más de lo que avanzan y retroceden. La lateroflexión cervical es sobre todo inferior.

C) Fisiología de los dos raquis cervicales^(5, 26, 88).

Los dos raquis superior e inferior se completan perfectamente en los movimientos activos. Los movimientos de los dos raquis son capaces de disociarse: una flexión o una extensión del raquis inferior pueden, para asegurar la horizontalidad de la mirada, asociarse a una flexión o una extensión occipitales. En una lateroflexión pura, es posible compensar el parámetro rotación del raquis inferior por una rotación inversa del raquis superior.

Todas las compensaciones de las posiciones de la cabeza y del raquis cervical, sean estáticas o dinámicas, se hacen a nivel del raquis dorsal en un sistema descendente.

En una flexión, para conservar la horizontalidad de la mirada, la parte dorsal alta es la que se dirige en extensión. En una lateroflexión pura, es una rotación inversa de los hombros lo que equilibra la mirada. En una rotación pura, dado que no hay lateroflexión en el raquis cervical superior, el parámetro lateroflexión se compensa en el raquis dorsal alto.

Estas compensaciones dorsales altas nos hacen decir que las tres vértebras dorsales situadas encima del centro de gravedad del equilibrio (D₁D₂D₃) son vértebras cervicales en el sistema adaptativo descendente como son vértebras dorsales en el ascendente.

D) LA FUNCIÓN MOTRIZ^(5, 26, 88).

La función muscular en el raquis cervical, como en el resto del raquis, es doble: tónica y dinámica.

1) Motricidad cervical.

La musculatura fásica del raquis cervical inferior es bastante fácil de comprender: una musculatura anterior realiza la flexión de la cabeza y el cuello (*largo del cuello*), mientras una posterior realiza la extensión de cabeza y cuello (*esplenio del cuello* y *transverso del cuello* y la parte cervical del sacrolumbar).

El *largo del cuello* es un músculo especial formado por tres fascículos, dos tónicos (las partes oblicuas) y uno fásico (la parte longitudinal medial).

Los dos *esplenios* aseguran la motricidad posterior de la cabeza y el cuello. En su función bilateral, los dos músculos son extensores de la cabeza y el cuello. En su función unilateral, los dos son lateroflexores del cuello, siendo el *esplenio del cuello* rotador del cuello del mismo lado y el *esplenio de la cabeza* rotador de la cabeza.

2) Motricidad de la cabeza.

La **flexión cervical** se debe a la sinergia de los músculos infra y suprahioides, completada por las partes longitudinales y mediales de los largos del cuello, cuya acción está controlada por los transversos del cuello, los sacrolumbares cervicales y los esplenios del cuello que impiden la flexión y equilibran la acción lordosante de los esplenios de la cabeza.

La **extensión y lateroflexión-rotación cervical** está realizada por el esplenio, el trapecio superior y el angular del omóplato.

La **flexión occipital** se realiza por la sinergia de los supra e infrahioides cuya acción está limitada por los esplenios de la cabeza que impiden la flexión.

Los **esternocleidooccipitomastoideos** (ECOM) ocupan un lugar único en la fisiología muscular. Están formados por cuatro músculos. Dos se fijan abajo en el esternón y dos en el tercio o cuarto interno de la clavícula. Dos van a la mastoides y otros dos a la parte externa de la línea curva occipital superior. Al no tener estos músculos la misma orientación no tienen la misma fisiología.

- El *esternomastoideo*, es lateroflexor de un lado y ligeramente rotador del lado opuesto. En una función bilateral simétrica, estira la cabeza ligeramente hacia delante. En una sinergia, puede ser solamente lateroflexor, equilibrando su homólogo opuesto el parámetro de rotación.
- El *cleidomastoideo* es ante todo lateroflexor por homolateral. Ello nos hace pensar que los dos mastoideos son, ante todo, lateroflexores de la cabeza. El raquis cervical inferior, el único afectado en esta lateroflexión, ve su parámetro rotación del mismo lado compensado por la ligera rotación opuesta del esternomastoideo.
- Los *esternooccipital* y *cleidooccipital* son muy oblicuos hacia delante. Son rotadores del lado opuesto y ligeramente lateroflexores de su lado. En una sinergia, pueden ser solamente rotadores, si el ECOM del lado opuesto equilibra el parámetro lateroflexión. Actuando bilateralmente, son flexores del occipital y hacen bascular la cabeza hacia atrás; después, una vez adquirida esta posición, se convierten en flexores del raquis cervical. Es el movimiento fisiológico del avance de la cabeza conservando la mirada horizontal

Son los ECOM los que orientan la cabeza en el espacio. Ellos solos pueden realizar prácticamente todos los movimientos.

2.5. CONTROL NEUROLÓGICO DE LA POSTURA Y EL EQUILIBRIO.

Se considera control postural a una habilidad compleja motora derivada de la interacción de múltiples procesos sensoriomotrices. Los dos principales objetivos del control postural son la orientación postural y el equilibrio postural⁽¹²⁰⁾.

La orientación postural implica el control de la alineación corporal activa y el tono respecto a la gravedad, superficie de apoyo, entorno visual y referencias internas. Está basada en la interpretación de la información de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual^(14, 120-121).

El equilibrio postural implica la coordinación de las estrategias sensoriomotrices para estabilizar el centro de gravedad corporal durante los movimientos propios del cuerpo y los desequilibrios desencadenados por fuerzas externas⁽¹²⁰⁾.

2.5.1. Elementos del sistema nervioso central.

La postura y el equilibrio son dos funciones reguladas por un complejo sistema de aferencias y eferencias, receptores sensitivos y efectores musculares, coordinados y dirigidos por una serie de centros nerviosos que integran y elaboran las respuestas⁽¹⁴⁾.

El córtex cerebral está implicado en la elaboración de las respuestas posturales en búsqueda del equilibrio tras perturbaciones externas. Aunque las respuestas posturales ante cualquier desequilibrio son más rápidas que

el movimiento voluntario, tienen latencias mayores que el reflejo miotático, lo cual sugiere una potencial participación del córtex. Cuanto mayor es el tiempo de latencia en las respuestas posturales mayor es la participación del córtex. La evidencia sugiere que el córtex está implicado en cambiar las respuestas posturales influidas por alteraciones en el estado cognitivo, condiciones iniciales sensoriales y motrices, experiencia previa y la existencia o no de aviso previo al trastorno⁽¹²²⁾.

El bucle cerebelo-córtex se encarga de las respuestas de adaptación postural basados en la experiencia previa^(120, 122).

El bucle ganglios basales-córtex se encarga de preseleccionar y optimizar las respuestas posturales basadas en el contexto del desequilibrio⁽¹²³⁾.

Así, el córtex influye en las respuestas posturales con tiempo de latencia largo, directamente a través de bucles corticoespinales y en las respuestas posturales de latencia corta, indirectamente a través de los centros del tronco cerebral que modificados por la experiencia previa y otros factores, proporcionan la rapidez y la flexibilidad para analizar un contexto y preseleccionar y adecuar las respuestas a la pérdida del equilibrio en un contexto dado⁽¹²²⁾.

Los ganglios basales intervienen en la flexibilidad y corrección de las respuestas correctoras del equilibrio para aumento el control postural, incluyendo la capacidad para priorizar unos elementos sobre otros en la elaboración de las respuestas posturales. Por otro lado es un centro de procesamiento de la información aferente muy relevante en los mecanismos de control postural⁽¹²³⁾.

2.5.2. Estrategias de control del equilibrio.

A) *Estrategias de movimiento*^(7, 14, 121)

Existen tres estrategias principales para devolver al cuerpo al equilibrio en una posición estática: dos de ellas mantienen el pie inmóvil y la otra cambia la base de apoyo mediante el medio paso.

Estrategia del tobillo: el cuerpo se mueve a través del tobillo como un péndulo invertido flexible, es apropiada para mantener el equilibrio en pequeños balanceos sobre una superficie firme.

Estrategia de la cadera: el cuerpo se mueve a través de la cadera para mover el centro de gravedad rápidamente. Se utiliza cuando el sujeto se encuentra en superficies estrechas donde no se puede utilizar la estrategia del tobillo o cuando el centro de gravedad debe ser movido rápidamente.

Estrategia del paso: es común en el paso o cuando el desequilibrio no puede ser corregido por ninguna de las anteriores estrategias. Las personas mayores utilizan más esta estrategia que la del tobillo porque así disminuyen el riesgo de caídas.

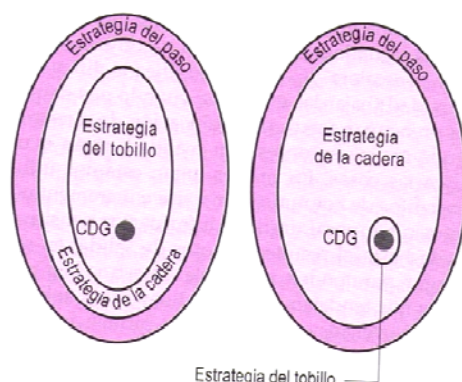


Figura 20. Límites de las estrategias motoras.

Observamos los límites de las superficies en las cuales se producen las diferentes estrategias motoras para mantener el equilibrio. (Según Trew M, Everett T. Fundamentos del Movimiento Humana. Editorial Masson. 2006. Pág. 248)⁽⁷⁾

Aunque las estrategias de movimiento postural son desencadenadas en 100 ms en respuesta a una perturbación externa, cada individuo puede decidir qué estrategia seleccionar y la magnitud de su respuesta basándose en la intención, experiencia y expectativas^(14, 121).

Existen estrategias posturales anticipatorias que tienen lugar antes del movimiento voluntario, las cuales ayudan a mantener la estabilidad compensando por anticipado la desestabilización asociada con el movimiento de un miembro⁽¹²¹⁾.

Estrategias sensoriales.

La información sensorial de los sistemas somatosensorial, visual y vestibular debe ser integrada para interpretar contextos sensoriales complejos. Cuando los individuos cambian el contexto sensorial en el que se encuentran, necesitan volver a valorar su dependencia relativa de cada sentido. Por ejemplo, en una superficie firme y estable, una persona sana utiliza la información somatosensorial en un 70%, la visión en un 10% y la vestibular en un 20% para mantener el equilibrio. Si la superficie es inestable aumenta la importancia dada a la información vestibular y visual decreciendo la somatosensorial⁽¹⁴⁾.

2.5.3. El sistema muscular.

Una de las características fundamentales para comprender la fisiología estática y dinámica del cuerpo es la dualidad muscular.

Todos los segmentos corporales participan en dos fisiologías distintas:

- La fisiología dinámica bajo la influencia de la musculatura fásica.

- La fisiología estática bajo el control de la musculatura tónica^(5, 8).

Las *unidades fásicas o dinámicas* están hechas de fibras largas. Están inervadas por axones de conducción rápida surgidos de motoneuronas alfa fásicas. Su sistema intrafusal se comunica por motoneuronas gamma dinámicas^(5, 22, 86).

Las *unidades motrices tónicas* están hechas de fibras cortas. Están inervadas por axones de conducción lenta surgidos de motoneuronas alfa tónicas más pequeñas. Su sistema intrafusal está comunicado por motoneuronas gamma estáticas^(5, 22, 86).

Ranvier fue el primer científico que clasificó las fibras musculares en fibras fásicas rosas o pálidas y en fibras tónicas rojas u oscuras. Los trabajos de Burke y Granit⁽¹²¹⁾ han aclarado todas las dudas sobre este tema. Han diferenciado tres tipos de fibras musculares:

Fibras FF (fast-fatigable): son fibras pálidas de contracción rápida, de tensión tetánica de valor elevado, velocidad de conducción axonal rápida, y un sistema glucolítico desarrollado, que contiene pocas mitocondrias. Son de débil resistencia a la fatiga^(5, 121).

Fibras S (slow): son fibras rojas de contracción lenta, de tensión tetánica de valor débil, de velocidad de conducción axonal lenta, con un sistema glucolítico poco desarrollado, pero que contiene muchas mitocondrias. Presentan una gran resistencia a la fatiga^(5, 121).

Estos dos tipos extremos corresponden a las fibras fásicas (FF) y a las fibras tónicas (S).

Fibras FR (fast-resistant): mucho más raro, es un tipo intermedio. Sus fibras son más rápidas que las S y más resistentes que las FF^(5, 121).

Para el hombre, en proporciones muy variables, todos los músculos son mixtos; el reparto de sus unidades motrices depende de su función⁽⁵⁾.

Podemos separar los músculos en tres categorías funcionales:

Dinámicos: Son los músculos mayores del movimiento, generalmente los de los miembros. Están hechos de fibras musculares de longitud proporcional a la amplitud del movimiento. Las unidades tónicas que encierran, por su tensión permanente, preparan el músculo para una contracción rápida^(5, 86, 100).

Tónicos: Son los músculos antigravitatorios que luchan contra la gravedad, bien equilibrando las articulaciones de carga o bien suspendiendo los segmentos pendulares. Son músculos de fibras musculares cortas. Las unidades fásicas que encierran están destinadas a una intervención rápida en los desequilibrios bruscos o en las caídas repentinas^(5, 86, 100).

Finalmente, una tercera categoría engloba los músculos de la dinámica en los que sus unidades tónicas sometidas a las aferencias centrales tienen una actividad postural direccional que prepara el músculo para un movimiento preciso orientado hacia un objetivo preciso. Son sobre todo los músculos del tronco y de la cintura. Estas unidades motrices permiten así el paso del reflejo inconsciente al gesto voluntario. Es *musculatura estabilizadora* que permite, de forma inconsciente, fijar unos segmentos para producir el movimiento voluntario en el segmento deseado⁽⁵⁾.

2.5.4. Captores posturales.

El mantenimiento postural es posible gracias a la interacción de un sistema continuo de eferencias y aferencias⁽¹²⁰⁾. Son, en primer lugar, los captosres posturales los que emiten aferencias hacia el sistema nervioso central, el cual elabora respuestas que viajan como eferencias hacia la musculatura, regulando el tono muscular y controlando así la postura y el

equilibrio. Los captadores posturales que aportan la información necesaria para el control de la postura y el equilibrio son la visión, el laberinto, los receptores propioceptivos y los mecanosensores plantares^(14-15, 124).

2.5.4.1. **Sistema vestibulo-laberíntico.**

La posición vertical de la cabeza está bajo el control del sistema vestibulo-laberíntico⁽⁵⁾.

Está formado por un receptor sensitivo, el *laberinto membranoso*, y de un centro nervioso, los *núcleos vestibulares*. Tiene bajo su dependencia a la musculatura tónica postural^(5, 23, 86-87).

El laberinto membranoso está alojado en una cavidad ósea del oído interno: el laberinto óseo cuya forma adopta. Flota en un líquido de protección: la *perilinf*a. Está constituido por dos partes de fisiologías distintas: los *canales semicirculares* y el *conjunto membranoso utrículo-sacular*^(5, 23, 86-87).

Los tres **canales semicirculares** están orientados en los tres planos del espacio: uno sagital, uno frontal y uno horizontal. Llenos como todo el conjunto laberíntico, de un líquido neutro, la *endolinf*a.

Presentan en un extremo una hinchazón: la *ampolla* que contiene las células sensitivas. Estos receptores en forma de pelos, las *células ciliares*, están preparados como las algas en el fondo del mar. Los canales semicirculares informan al centro nervioso vestibular de los movimientos de la cabeza.

Por sus dos extremos, los canales semicirculares están en comunicación con un saco membranoso: el **utrículo**, que comunica él mismo con un segundo saco: el **sáculo**.

Como los canales semicirculares, estos dos sacos membranosos contienen repliegues epiteliales portadores de células sensitivas ciliares que flotan en la endolinfa. Aquí, las fluctuaciones son muy poco importantes. Poco diferentes de las precedentes, estas células ciliares presentan, sin embargo, en toda su altura concreciones calcáreas: *los otolitos*, que hacen que todo el conjunto utrículo-sacular se denomine el *sistema otolítico*. Estas concreciones calcáreas responden naturalmente a las sollicitaciones de la gravedad. Las células ciliares otolíticas informan al centro vestibular de la posición de la cabeza con respecto a la gravedad^(5, 23, 86-87).

Las sensaciones recogidas por el laberinto membranoso se transmiten al **centro vestibular** por el *nervio vestibular* surgido del ganglio de Scarpa^(5, 23, 86). Forma con el nervio coclear el VIII par craneal: el *nervio auditivo*. Independientemente de los núcleos vestibulares, proyecta directamente sobre el *centro vestibular contralateral*, sobre el *cerebelo* (núcleo del techo) y sobre la *formación reticular*^(5, 125).

El **centro nervioso vestibular** está formado por cuatro núcleos: el núcleo de Deiters o núcleo *vestibular lateral*, el núcleo triangular de Schawble o núcleo *vestibular medio*, el núcleo de Bechterew o núcleo *vestibular superior* y el núcleo de la raíz descendente o núcleo *vestibular espinal*. Estos núcleos no son simples relés motores, sino centros de elaboración que reciben influencias del núcleo rojo, de los núcleos motores oculares, del cerebelo, pero sobretudo de la formación reticular. En actividad las veinticuatro horas del día, emiten impulsos hacia el centro vestibular cortical, los núcleos motores oculares, el cerebelo y la formación reticular^(5, 122, 125).

Estos centros nerviosos proyectan sobre todo hacia abajo sobre la médula espinal por dos haces descendentes. EL *haz vestibulo-espinal lateral*, surgido del único núcleo de Deiters, distribuye todos los niveles de la médula. El *haz vestibulo-espinal mediano*, surgido de los núcleos de Deiters,

triangular de Schwalbe y de la raíz descendente, sólo concierne a la región cervical^(5, 120, 125).

El conjunto del sistema muscular tónico está así bajo la influencia del centro vestibular y de la formación reticular, siendo muy privilegiado el nivel cervical⁽⁵⁾.

2.5.4.2. El sistema óculo-motor

Prácticamente todos nuestros gestos voluntarios tienen como punto de partida movimientos de la cabeza⁽⁵⁾. Estos movimientos de la cabeza están al servicio de la visión foveal que resulta así ser el “estárter” de las actividades dinámicas conscientes. Es una visión cortical que ocasiona una actividad voluntaria. Es una visión estereoscópica que necesita una horizontalidad rigurosa de la mirada^(5, 38, 46).

Al servicio de este imperativo, una segunda visión que llamaremos panorámica controla esta horizontalidad. Es una visión sin precisión, sin detalle visual, casi inconsciente. Es una visión sin conexión cortical que desencadena reflejos equilibradores^(5, 126-127).

En toda esta función óculo-céfalomotriz, el órgano receptor sensitivo es la **retina**. Posee dos tipos de fotorreceptores sensitivos: los bastones y los conos. Los *bastones* ocupan toda la superficie retiniana, son los más numerosos y recogen las impresiones panorámicas de conjunto. Los conos ocupan una pequeña invaginación central de la retina: la **fóvea**. A ellos debemos la visión precisa y consciente. Esta visión foveal no es muy amplia, sólo cubre un cono de 15 grados, lo que obliga a la cabeza a seguir el objetivo visual^(5, 23, 86-87).

Las dos visiones (foveal de campo visual reducido pero consciente y precisa; panorámica, muy amplia pero vaga) comportan dos sistemas diferentes de locomoción⁽⁴⁶⁻⁴⁷⁾.

Las impresiones recibidas por los fotorreceptores retinianos llegan al *nervio óptico*. El nervio óptico no es un simple hilo conductor, sino un verdadero centro nervioso capaz de analizar las impresiones recibidas y dirigirlas hacia el centro nervioso que afectan^(5, 47, 125).

La **visión panorámica** (bastones) activa el *núcleo reflejo del tubérculo cuadrigémino anterior*. Éste, por medio del *haz tecto-espinal descendente*, envía sus eferencias a toda la musculatura tónica del cuello y al sistema vestibular^(5, 14, 97). La visión panorámica es el punto de partida del control de la horizontalidad de la mirada⁽¹²⁷⁾.

La **visión foveal** (conos) activa las *áreas visuales del córtex* (área XVII de Brodman) y las dos *áreas óculo-céfalo-motrices*: área XVIII de activación, área VIII de inhibición y control. Estas dos áreas óculo-céfalo-motrices conducen la actividad dinámica de la musculatura del cuello y probablemente una buena parte de la de los niveles subyacentes^(5, 14, 97).

El equilibrio estático ascendente está formado por cortos y elementales, arcos reflejos particulares del sistema muscular: los reflejos miotáticos. A la inversa, la adaptación estática descendente está formada por reflejos largos, muy elaborados, capaces de modificar los reflejos precedentes y de modular su acción^(15, 34).

Independientemente de las influencias que recibe de los centros superiores, del cerebelo, de la propioceptividad, etc., el sistema vestibular está en estrecha conexión aferente y eferente con la formación reticular. El centro vestibular y la formación reticular tiene bajo su control al **sistema gamma**. Está constituido por motoneuronas especiales del asta anterior que inervan las fibras intrafusales del huso neuromuscular^(5, 15, 34, 38, 127).

Por medio de las fibras intrafusales, el sistema gamma tiene la posibilidad de modificar la tensión de la parte sensitiva de los husos neuromusculares y de esta forma activar o inhibir la contracción muscular

tónica. El desequilibrio activa el sistema gamma que reacciona modulando el tono muscular según las necesidades estáticas⁽⁵⁾.

2.5.4.3. El sistema estomatognático

Existen evidencias científicas de la influencia de las alteraciones del sistema estomatognático y la articulación temporomandibular en el control de la postura y el equilibrio.

Palano D, realizó un estudio con este mismo objetivo: evaluar la influencia de la región cervical y del sistema estomatognático en el control del equilibrio. Utilizó sujetos sanos y sujetos con trastornos del equilibrio y disfunción craneomandibular. Fueron evaluados mediante estabilometría 236 sujetos en posición de Romberg, con ojos cerrados, extensión cervical e inhibidores de la mordida entre los arcos dentales. El resultado mostró que la alteración del raquis cervical y la disfunción estomatognática tiene una significativa influencia en el control del equilibrio; de todos modos, esta influencia es menor que la enfermedad vestibular. De esta forma, la estabilometría computarizada permite medir el grado de correlación entre postura y sistema estomatognático⁽¹²⁸⁻¹²⁹⁾.

También se describe una correlación entre disfunción temporomandibular y anomalías musculoesqueléticas. Realizó un estudio en sujetos con alteración vestibular, disfunción temporomandibular y sujetos sanos para el grupo control valorados mediante posturografía. El control postural nos mostró un comportamiento significativamente diferente entre los grupos control y enfermedad con un incremento en la media del balanceo del cuerpo en pacientes con alteraciones craneomandibulares comparado al control ($p < 0.005$). Los resultados demostraron que las alteraciones craneomandibulares podría producir inestabilidad moderada en pacientes con función vestibular normal⁽¹³⁰⁾.

Chessa G. realizó un estudio también con el objetivo de evaluar la relación entre alteración craneomandibular y alteraciones posturales utilizando un examen baropodométrico. Los sujetos presentaban trastornos en el sistema estomatognático y alteración postural. Fueron tratados mediante un protocolo ortodóntico durante 7 meses. El 80% obtuvo una mejoría postural. Lo cual nos confirma la necesidad de un abordaje holístico en el diagnóstico y tratamiento postural que debe incluir la revisión del sistema estomatognático⁽¹³¹⁾.

2.5.4.4. El sistema propioceptivo^(1, 5, 22, 28, 72, 100, 132-133)

Con el objetivo de investigar la contribución de las aferencias propioceptivas para mantener la bipedestación, se aplicó al tendón de Aquiles una estimulación vibratoria de 100 Hz y se analizaron mediante estabilometría los resultados. Cuando aplicábamos la vibración, el balanceo del cuerpo fue significativamente mayor que el grupo control. Concluyeron que una vibración dada al tendón de Aquiles provoca un aumento pronunciado de la frecuencia del balanceo corporal, especialmente cuando la información visual fue anulada. Tiene por tanto el sistema propioceptivo un papel importante dentro del control de la estática corporal y el equilibrio, pero no tanto como el visual⁽¹⁵⁾.

A continuación vamos a describir los mecanorreceptores encargados de transmitir los cambios mecánicos y posicionales del cuerpo y a describir brevemente su fisiología.

A) El huso neuromuscular:

El huso neuromuscular es el responsable principal del **reflejo miotático**. El circuito neuromuscular más simple es el clásico arco reflejo, es un reflejo *monosináptico*, una sola sinapsis se intercala entre el receptor sensitivo y el músculo. Cuanto más se extiende el influjo sensitivo, más alto

remonta en el sistema cerebro-espinal y más elaborado, afinado, filtrado y analizado está el influjo motor que desencadena. Esta es toda la función motriz.

El arco reflejo más importante para la función motriz ha sido descrito por Sherrington bajo el nombre de “stretch reflex”. Es el *reflejo miotático*. Está en la base de la coordinación motriz, pero sobre todo en la del tono muscular.

En este reflejo, los receptores sensitivos son los husos neuromusculares, a la vez sensitivos y musculares se sitúan en paralelo a las fibras extra-fusales. Se insertan en los tabiques intermusculares (en tejido conjuntivo fascial) por sus dos extremos.

Los elementos sensitivos.

La porción sensitiva es ecuatorial. Según la disposición de sus núcleos y según el diámetro de las fibras sensitivas que inervan, se distinguen dos tipos de husos:

a) *Fibras en bolsa*: inervadas por fibras sensitivas de grueso calibre de *tipo Ia* de conducción rápida. Reaccionan a los estiramientos importantes y de corta duración. Son receptores dinámicos que corresponden a las unidades motrices *fásicas*. Sus fibras nerviosas se denominan *primarias*. Activan directamente las motoneuronas alfa del mismo nivel de la médula que inervan las unidades motrices *fásicas* correspondientes. Es un reflejo monosináptico, pero la acción de las fibras no se limita a las motoneuronas del músculo. Activarán igualmente el músculo sinérgico y probablemente los músculos de la misma cadena funcional.

b) *Fibras en bolsa II*: mucho más raras, son intermedias y sirven a las unidades motrices FR que hemos visto en el apartado del componente muscular.

c) *Fibras en cadena*: están inervadas por fibras sensitivas mucho más finas, del *tipo II*, de conducción más lenta llamadas *secundarias*. Tienen un umbral de sensibilidad mucho más elevado que los precedentes. Reaccionan a los estiramientos muy débiles, pero sobre todo a los alargamientos constantes y de larga duración. Reaccionan igualmente, cuando por un estiramiento constante, varía la intensidad de la contracción. Las fibras nerviosas activarán las motoneuronas alfa tónicas vinculadas a unidades motrices tónicas. Tienen conexión con neuronas de la *columna de Clarke* (vía espino-cerebelosa) a nivel del asta posterior. Es decir, que si son el origen del reflejo miotático tónico, informan a los centros superiores sobre el estado de tensión del músculo. Pertenecen a la musculatura tónica.

Los elementos contráctiles.

Son el órgano regulador del reflejo miotático. Están constituidos por fibras musculares finas situadas en los polos de los husos. El mecanismo regulador es simple. Acabamos de ver que la parte sensitiva del huso neuromuscular reacciona a los estiramientos. Reaccionará de la misma forma a la tensión de su parte contráctil, tensión que podrá aumentar con la contracción de sus elementos, o disminuir con su relajación, sin que la tensión externa propia de la unidad motriz sea modificada. Estos elementos contráctiles, las *fibras musculares intrafusales*, están bajo la dependencia del sistema gamma.

La **actividad gamma** es el elemento central de este sistema regulador. Está sobre todo desarrollado por la función tónica, pero no está ausente en la fásica. No es un fenómeno reflejo. Actúa por medio de neuronas especiales del asta anterior de la médula: las *motoneuronas gamma*. Activadas directamente por los centros superiores, están en actividad las veinticuatro horas del día. Inervan las fibras musculares intrafusales y pueden tener sobre ellas un efecto activador o inhibitor. No están influenciadas por ningún reflejo. Es un sistema central completamente independiente.

Las motoneuronas gamma emiten dos tipos de fibras motrices bastante finas.

-Fibras gamma 1 dinámicas: son las más gruesas, por tanto las más rápidas. Activan las fibras intrafusales de los husos neuromusculares con bolsa.

-Fibras gamma 2 estáticas: más delgadas, por tanto, más lentas. Activan las fibras intrafusales de los husos en cadena.

Las motoneuronas gamma activan sin cesar los elementos contráctiles de los husos neuromusculares. Las partes sensitivas son solicitadas a la vez por los estiramientos pasivos del músculo y por esta actividad espontánea. El músculo se encuentra así en un equilibrio que lo libera de la relación tensión-longitud. Este sistema es el bucle gamma. Esta actividad espontánea del sistema gamma se denomina *tono de base*. En las fibras fásicas es casi imperceptible, pero en las tónicas, donde los husos neuromusculares en cadena reaccionan a débiles estiramientos prolongados, el músculo está activo de manera permanente constituyendo el verdadero tono postural de base. La contracción tónica solo es un aumento de tensión más o menos importante regulado por el sistema gamma.

Paralelamente al reflejo miotático se produce la **inervación recíproca de Sherrington**. La fibra la salida de una fibra con bolsa, es decir, del elemento fásico del huso, viene a activar una neurona inhibidora de la médula que inerva las motoneuronas de los músculos antagonistas. Así, el mismo influjo activa el músculo estirado (reflejo miotático) e inhibe los antagonistas (inhibición recíproca de Sherrington). Esta inhibición a menudo es bastante extensa. No sólo concierne al antagonismo dinámico sino sobre todo a los antagonistas tónicos, cuyo umbral de excitación es mucho más bajo.

La parte tónica del huso, la fibra de cadena inervada por una fibra nerviosa secundaria de tipo II, no está afectada por la **inervación recíproca**.

B) Órganos tendinosos de Golgi

Son mecanorreceptores constituidos por haces de fibras colágenas entrelazadas por filetes sensitivos que pertenecen a una fibra sensitiva del tipo Ib. Están situados en las aponeurosis peri e intramusculares y se activan por la tensión del músculo o por la tensión fascial. Son los responsables del reflejo miotático invertido.

La fibra Ib activará por un lado, las motoneuronas de los músculos antagonistas a los que aporta una influencia activadora y por otro, una interneurona inhibidora que actúa sobre las motoneuronas del músculo estirado⁽⁵⁾.

C) Corpúsculos de Pacini.

Localizados en el tejido conjuntivo fascial, son sensibles a las variaciones rápidas y a la vibración. Tienen capacidad para dar una respuesta dinámica.

D) Órganos de Ruffini.

Localizados también en el tejido conjuntivo fascial, son sensibles a impulsos lentos y a presiones sostenidas. Se activan especialmente al aplicar las fuerzas tangentes y las realizadas en dirección transversal. Su estimulación inhibe al sistema nervioso simpático⁽¹⁾.

E) Terminaciones libres de fibras sensitivas tipo III (mielínicas – 10%) **y IV** (desmielinizadas – 90%): responden a la presión y a la tensión *mecánica* (Mitchell y Schmidt, 1977). Situadas en el espesor del sistema miofascial, son los receptores sensitivos más abundantes que transmiten la información desde el sistema miofascial hacia el sistema nervioso central. Son llamados receptores musculares intersticiales⁽¹⁾.

F) Otra fuente de aferencias que contribuye al control postural es la **sensibilidad exteroceptiva cutánea**. Ayuda a determinar la posición de los segmentos corporales en el espacio.

2.5.4.5. Los mecanorreceptores plantares.

En la planta del pie encontramos una densidad importante de terminaciones nerviosas y mecanorreceptores de tipo postural, ya descritos en el apartado anterior. Estos emiten impulsos hacia la médula contribuyendo al control del tono postural y al mantenimiento del equilibrio⁽¹⁵⁾.

Pero la información de los mecanorreceptores plantares no es imprescindible para elaborar respuestas posturales de equilibrio⁽¹²⁴⁾.

Las correcciones del equilibrio dependen tanto de la propiocepción del miembro inferior como del resto del cuerpo. Para demostrarlo se hizo un estudio con pacientes con amplia ganglionopatía radicular dorsal. Estos sujetos presentaron ausencia de reflejos de estiramiento en el tobillo y la rodilla, reflejos disminuidos en las caderas pero fuerza muscular normal. Se utilizó para el estudio una plataforma móvil que generaba los desequilibrios controlados. Los resultados se compararon con un grupo control sano. Observaron que sin información propioceptiva del tobillo y la rodilla, la respuesta muscular aparecía retrasada, pero no ausente. Las respuestas del muslo y el tronco eran normales. Esto nos lleva a pensar que las respuestas de corrección del equilibrio de la parte distal del miembro inferior son desencadenadas por la información propioceptiva de la cadera y del tronco. Cuando la propiocepción de la pierna está ausente, la solución utilizada por el paciente para sobreponerse al déficit es aumentar el nivel de actividad basal de la musculatura para conseguir una estructura corporal rígida. La información aferente para elaborar la respuesta procedía en estos casos de las aferencia vestibuloespinales y propioceptivas cervicales⁽¹³⁴⁾.

Para evaluar la función del laberinto, la propiocepción y mecanosensores plantares se realizó el siguiente estudio donde trataban de anular los receptores sensitivos para estudiar el efecto sobre la postura. Con ojos cerrados, en pacientes con alteración laberíntica demostró que el área

de balanceo aumentó más que la longitud. Por otro lado, en pacientes con alteraciones propioceptivas, la longitud aumentó más que el área. En sujetos con anestesia plantar hipodérmica, el área de balanceo se incrementó más que la longitud. Estos hallazgos sugieren que el laberinto es el principal monitor del área del balanceo del cuerpo, mientras que la propiocepción es el principal monitor de la velocidad del movimiento del balanceo del cuerpo⁽¹²⁴⁾.

2.5.5. El tejido conectivo: la fascia

Podemos definir fascia como “envoltura de tejido conjuntivo que recubre uno o más músculos. Por extensión se aplica a cualquier envoltura estructural”. Y al tejido conectivo como “tejido de sostén derivado del mesodermo, formado por fibras conjuntivas y elásticas y células. Comprende el tejido laxo, adenoideo, óseo, elástico y cartilaginoso”⁽¹⁾.

Hasta poco tiempo atrás, se conocía las fascia solo como envolturas musculares con función mecánica. Ahora aparece una nueva visión de anatomía, impulsada por las inquietudes de profesionales dedicados a la investigación en diferentes corrientes de las terapias manuales, donde la fascia adquiere un carácter distinto. La fascia corporal tiene un recorrido continuo, envolviendo todas las estructuras somáticas y viscerales, y funcionalmente incluye las meninges. No solo envuelve sino que también las interrelaciona. Cada fibra y fascículo del músculo está recubierta de fascia que a su vez está unida a las estructuras adyacentes formando un tejido continuo con sus dobleces que permiten cobijar y encerrar todos los elementos anatómicos de nuestro cuerpo. Es una gran red que pone en relación a todo el cuerpo, convirtiéndose en una importante red de transmisión de tensiones mecánicas a lo largo de todo el sistema fascial, a lo largo de todo el cuerpo^(1, 5, 89).

El cuerpo humano está formado desde el punto de vista histológico por tejido muscular, nervioso, epitelial y conectivo. La combinación de estos forma los diferentes órganos. El tejido conectivo supone el 16% del peso corporal y el 23% del agua del cuerpo^(1, 132).

A) Funciones del tejido fascial^(1, 90).

Las funciones del tejido fascial son muy diversas. Entre ellas cabe destacar:

- Protección
- Formación de los compartimentos corporales
- Determinación de la forma de los músculos y mantenimiento de la masa muscular en una posición funcional óptima
- Suspensión de cualquier parte del cuerpo.
- Soporte
- Cohesión de las estructuras del cuerpo: soporte del equilibrio postural.
- Nutrición del tejido.
- Ayuda en la curación de las heridas.
- Coordinación hemodinámica.
- Comunicación de cambios de tensión mecánica a distintas partes del cuerpo.

B) Anatomía macroscópica.

Sin perder de vista la continuidad y la globalidad de todo el tejido fascial, podemos separar al tejido fascial en cinco fascias principales: la fascia superficial, el peritoneo, el sistema aponeuro-muscular, la cadena cérvico-toraco-abdomino-pélvica, las membranas de tensión recíproca⁽⁵⁾.

Las fascias correspondientes a la zona cervical superior e inferior ya han sido descritas en el apartado de anatomía de este marco teórico.

C) Anatomía microscópica.

1) Histología del tejido fascial^(1, 5, 22, 86, 132-133).

Bajo el nombre de tejido conectivo englobamos una serie de estructuras que llamamos de forma distinta en función del enfoque corporal que hagamos, pero cuya estructura de base es siempre la misma diferenciadas solo por la proporción de los elementos que los forman. La función esencial de este tejido no es solo conectar diferentes elementos corporales sino equilibrar la función entre una eficiente estabilidad y una apropiada flexibilidad. Esto es posible combinando correctamente las proporciones de los componentes que permiten formar una estructura más flexible (tendón) o una estructura muy estable (hueso)⁽⁵⁾.

La constitución de base del tejido conjuntivo es siempre la misma: un conjunto de células (*blastos*) que secretan dos proteínas de constitución: el *colágeno* y la *elastina*, y una sustancia llamada *sustancia fundamental* que ocupa el espacio libre dejado por las células conjuntivas^(1, 5).

Los *blastos* son células en estrella, comunicadas todas entre sí, cuya única función es la secreción de colágeno y elastina. Ambas proteínas se organizan formando fibras. Las *fibras colágenas* se agrupan en haces unidas por mucinas, sustancia responsable de la especialización de los diversos tejidos conjuntivos. La *elastina* se organiza en una red de mallas a través del

tejido. No se conoce el excitante de la producción de elastina, pero el del colágeno sí, es la tensión del tejido: según el tipo, dirección y magnitud de la tensión, la secreción es diferente; si la tensión es continua y prolongada se instalan en serie, los haces conjuntivos se alargan (crecimiento); si el tejido soporta tensiones cortas pero repetidas se instalan en paralelo, las fibras colágenas y los haces conjuntivos se multiplican (aumenta la resistencia pero disminuye progresivamente su elasticidad). En caso de los trastornos posturales la producción de colágeno se verá modificada por la aparición de tensiones mantenidas en el sistema fascial, con los consiguientes trastornos (rigidez, dolor, pérdida de movilidad, pérdida de elasticidad...).

El espacio libre dejado por las células es ocupado por la *sustancia fundamental*. Ésta tiene tres componentes: haces conjuntivos, red de elastina y el líquido lacunar.

Los *haces conjuntivos*, formados por colágeno, tienen una pequeña elasticidad gracias a sus sinuosidades. La *red de elastina* es estable, no se modifica con estímulos mecánicos, mientras que el colágeno está siendo modificado durante toda la vida. Cuantas más fibras colágenas tenga un tejido menos elástico es. La elastina es estable mientras el colágeno se ve modificado por los estímulos mecánicos que soporta. El colágeno entra en un círculo vicioso: cuanto menos elástico es un tejido, más soporta limitaciones de tensión, más se densifica y más elasticidad pierde.

El espacio libre entre blastos, colágeno y elastina es ocupado por la linfa intersticial. En los blastos no hay actividad metabólica. Ésta se desarrolla en este líquido, contando con gran número de células nutritivas y macrófagas⁽⁵⁾.

2) Mecanorreceptores fasciales^(1, 5, 89, 100).

La fascia tiene capacidad para desarrollar sus propias reacciones y sus propios movimientos por la presencia de una abundante red nerviosa y numerosas células musculares lisas.

El sistema fascial está ricamente innervado y posee una gran densidad de mecanorreceptores.

Solamente el 10% de los receptores de Golgi se encuentran en los tendones. El resto se encuentra en la porción muscular de la unión musculotendinosa, en las cápsulas y en los ligamentos de las articulaciones periféricas (Schleip, 2002).

Los receptores de Golgi distribuidos en la fascia tienen la capacidad de actuar como receptores dependientes de la gravedad (Schleip, 1991).

Los receptores intrafasciales denominados mecanorreceptores fasciales (Yahia et al., 1992, Schleip, 2002), se dividen en tres grupos:

a) *Corpúsculos de PACINI*: sensibles a las variaciones rápidas y a la vibración. Tienen capacidad para dar una respuesta dinámica.

b) *Órganos de Ruffini*: sensibles a impulsos lentos y a presiones sostenidas. Se activan especialmente al aplicar las fuerzas tangentes y las realizadas en dirección transversal. Su estimulación inhibe al sistema nervioso simpático (Berg y Capri, 1999).

c) *Terminaciones libres de fibras sensitivas tipo III* (mielínicas – 10%) y *IV* (desmielinizadas – 90%): responden a la *presión* y a la *tensión mecánica* (Mitchell y Schmidt, 1977). Son los receptores sensitivos más abundantes que transmiten la información sensitiva desde el sistema miofascial hacia el sistema nervioso central. Son llamados receptores musculares intersticiales.

La fascia además tiene musculatura propia lisa. En Las investigaciones del anatomista alemán J. Staubesand y su colaborador Li (Schleip, 1989) sobre la microestructura de la fascia de la pierna (fascia cruris) descubrieron la presencia de:

Células musculares lisas aisladas cuya presencia permite regular el estado de pretensión funcional, con el objetivo de ajustar la fascia a

diferentes demandas de tono muscular. Esta función fue confirmada con la presencia de gran cantidad de terminaciones nerviosas autónomas, así como capilares en la fascia estudiada.

Fibras nerviosas mielínicas y amielínicas, y terminaciones nerviosas sensitivas intrafasciales. Los estudios de Heppelman, (1995) concluyen la presencia en la fascia de receptores de dolor, ubicados en perforaciones de las capas superficiales faciales atravesados por un paquete neurovascular. Otra observación importante fue la inervación y la conexión directa de la fascia con el sistema nervioso vegetativo (SNV). Así, el tono fascial puede estar influido y regulado por el estado del SNV, como de igual forma, un cambio en el sistema fascial a raíz de un estímulo mecánico puede estar perturbando la función del SNV⁽¹⁾.

2.5.6. Influencia de la cabeza y el cuello en la postura y el equilibrio.

Las estructuras articulares y periarticulares de la columna cervical, en especial del complejo cervical superior, están provistas de gran cantidad de mecanorreceptores y nociceptores. La disfunción de la columna cervical puede determinar una alteración de la estimulación aferente por parte de estos mecanorreceptores y nociceptores y afectar la función integrada del sistema musculoesquelético así como contribuir a la aparición de síntomas locales y regionales. La musculatura cervical suboccipital dispone de gran cantidad de husos musculares por unidad de masa. La función propioceptiva de estos músculos debe de ser por tanto, altamente significativa. Investigaciones recientes llevadas a cabo en esta región con imágenes de resonancia magnética han revelado sustituciones grasas en los músculos

rectos posteriores mayor y menor de la cabeza en algunos pacientes con síndromes craneocervicales postraumáticos⁽¹¹⁹⁾.

2.5.6.1. Unión neuroanatómica

La unión neuroanatómica entre la columna cervical y el cráneo está formada por el *núcleo del trigémino* (a menudo denominado núcleo trigémino-cervical) y tiene una significación especial cuando se consideran los posibles mecanismos del dolor en la región de la cabeza y el cuello⁽⁷⁰⁾. Se extiende entre la protuberancia en el tronco del encéfalo y el nivel del tercer o cuarto segmento medular cervical^(70, 87, 93).

Debido a su posición, recibe impulsos aferentes no sólo del nervio trigémino, sino también de las raíces nerviosas dorsales de C₁ a C₃, el nervio facial, el nervio glossofaríngeo y el nervio vago. Por ello, es posible que un aumento de los impulsos aferentes que se originan en los receptores del dolor de las articulaciones cervicales superiores pueda producir síntomas en áreas que no dan lugar a estos impulsos, lo que proporciona un mecanismo mediante el cual los cambios en las articulaciones de la columna cervical pueden precipitar síntomas en la cara, y éstos a su vez conducir a adaptaciones posturales de naturaleza antiálgica que contribuyan a una disfunción secundaria⁽⁷⁰⁾.

2.5.6.2. Postura cefálica

El centro de gravedad de la cabeza se encuentra inmediatamente anterior a los cóndilos occipitales y, como un sistema mecánico, la cabeza tenderá a dirigirse hacia delante si no existe alguna fuerza que la mantenga erecta. Esta fuerza es proporcionada por los músculos cervicales posteriores. Estos músculos necesitan no sólo oponerse a la fuerza de la gravedad que tiende a impulsar la cabeza hacia delante, sino también resistir

la tensión de los músculos de la masticación y de los músculos suprahioides durante los movimientos funcionales de la cabeza y el cuello, como comer, deglutir y hablar^(5, 26).

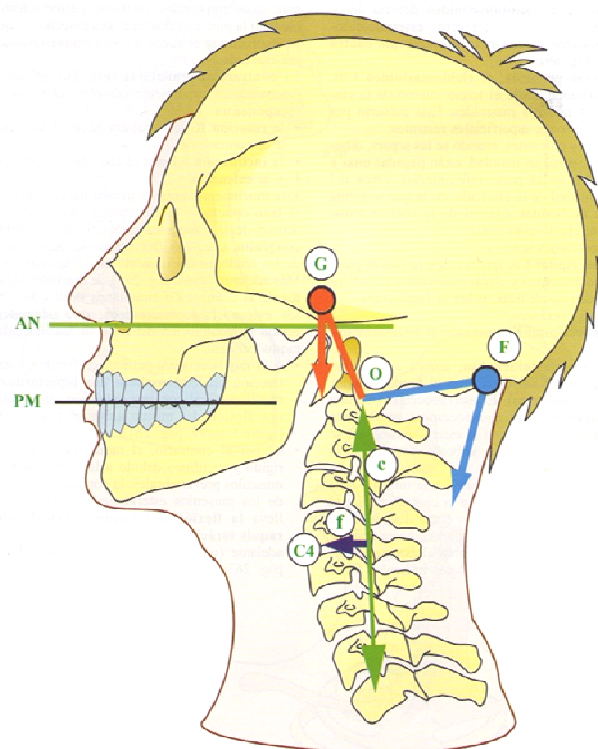


Figura 21. Equilibrio de la cabeza sobre el cuello.

Observamos como el centro de gravedad de la cabeza(G) cae por delante de los condilos del occipital(O) y es la acción de la musculatura posterior (F) la que mantiene el equilibrio de la cabeza y evita que caiga adelante⁽²⁶⁾.

Además se ha comprobado cómo, al modificar artificialmente el centro de masa del cráneo, existe una amplia variación de las adaptaciones posturales realizadas por los sujetos⁽¹¹⁷⁾.

La alteración más frecuentemente observada de la postura en el contexto clínico es la postura anteriorizada de la cabeza. Como hemos dicho al hablar de postura, se dice que existe una postura cefálica anteriorizada cuando el malar descansa anteriormente a la escotadura esternal^(5, 22, 72).

Los cambios en la postura cefálica anteriorizada incluyen una extensión a nivel C₀-C₁ y C₁-C₂, una disminución de la lordosis cervical media y un aumento de la cifosis dorsal superior. Después aparece una elevación y una protracción de la escápula acompañada de una aparente rotación interna del húmero. También puede provocar alteración en la posición de reposo de la mandíbula, respiración torácica superior con la consiguiente hiperactividad de los músculos respiratorios accesorios, respiración bucal y pérdida de la posición de reposo de la lengua^(1, 5).

La alteración de la mecánica de esta postura puede conducir a fuerzas compresivas excesivas sobre las articulaciones interapofisarias cervicales y la parte posterior de los cuerpos vertebrales, mientras que las estructuras anteriores, como los músculos flexores del cuello y los músculos infrahioideos, pueden sufrir un estiramiento y, posteriormente, alargamiento y debilidad, con elevación del hueso hioides. Debido a esta alteración de la postura cefálica los músculos suprahioideos se acortan, al igual que los músculos suboccipitales⁽²⁶⁾.

2.6. OSTEOPATÍA, POSTURA Y RAQUIS SUBOCCIPITAL.

2.6.1. Conceptos básicos de la osteopatía.

2.6.1.1. LA DISFUNCIÓN SOMÁTICA.

Lesión osteopática o disfunción somática corresponde a una disparidad tridimensional de movilidad de un elemento conjuntivo sea el que sea. Esta disfunción somática se caracteriza por una restricción de movilidad, casi siempre dolorosa, en uno o varios de los parámetros fisiológicos de movimiento⁽²⁸⁾.

Un movimiento brusco o mal controlado puede estirar anormalmente el sistema cápsulo-ligamentoso y provocar en una determinada metámera dolor, alteraciones tróficas de origen neurovascular por irritación del sistema ortosimpático, así como espasmos musculares, ya que las excitaciones nociceptivas aumentan la descarga de las motoneuronas gamma^(28, 135).

Atendiendo a la fisiología de los husos neuromusculares, las fibras intrafusales y las extrafusales se contraen en paralelo. Pero en caso de disfunción somática, las fibras intrafusales se contraen mientras que las extrafusales se relajan, lo que impide la relajación de los husos neuromusculares. En el segmento en disfunción, la actividad gamma es excesiva sobre un músculo o sobre un grupo de músculos, porque las motoneuronas gamma descargan permanentemente y mantienen las fibras intrafusales en un estado de acortamiento crónico⁽²⁸⁾.

Consecuencias de la disfunción somática^(28, 100, 135-136).

A nivel articular y óseo, provoca la pérdida del deslizamiento y juego articular con la consecuente limitación sobre la movilidad global de la articulación. Esta pérdida de movilidad será compensada por otros segmentos provocando zonas de hipermovilidad.

En relación al componente neurovascular, cuando un ligamento es estirado, el sistema nervioso responde aumentando el tono de la musculatura correspondiente. A esta respuesta muscular se asocia una respuesta vascular de aumento del flujo sanguíneo al músculo para que sea capaz de mantener la contracción. Pero si la contracción se mantiene en el tiempo (hiperactividad gamma) la lesión neurovascular asociada es responsable de estasis vascular local, anoxia tisular, edema y formación de adherencias que disminuyen la movilidad. El tejido muscular se densifica fibrosándose y aumentando así la resistencia a la deformación a la vez que disminuye el gasto energético. Pero pierde flexibilidad y movilidad y por tanto capacidad de adaptación. Por lo que puede mantener cambios posturales en el tiempo y por lo tanto que afecten al equilibrio.

La facilitación del angiotoma aumenta la alteración vascular, provocando un vasoespasmo de la musculatura arterial. La simpaticotonía lleva a una vasoconstricción mantenida en el tiempo, hipoxia tisular y edema que contribuye a la densificación del tejido y a la pérdida de flexibilidad.

2.6.1.2. La facilitación medular.

Las neuronas aferentes, situadas en el asta posterior de la médula espinal, deben ser activadas para desencadenar una reacción.

Esta propiedad forma parte del sistema de amortiguación que nos permite vivir normalmente. Si este control deja de funcionar por cualquier

motivo, la información que llega a esa zona tiene un potencial de actuación que resulta perjudicial para la homeostasia⁽¹³⁵⁾.

El neurofisiólogo Schaible ⁽¹³⁷⁾ ha demostrado, que el dolor es capaz de desencadenar contracciones musculares. Merced a ello se incrementa el contenido de bradicinina, que a su vez provoca un aumento de la secreción de sustancia P. A través de este mecanismo se produce el fenómeno de la facilitación de un segmento medular⁽¹³⁵⁾.

En la médula espinal, las neuronas eferentes no se descargan ante cada estímulo que reciben. Una neurona solamente está dispuesta para actuar cuando su membrana recibe un estímulo por encima del umbral de respuesta procedente de las fibras aferentes que están conectadas con ella. Korr afirma que esta neurona primero debe ser facilitada antes de activarse. Esta función es el aislante de nuestro sistema nervioso⁽¹⁰⁰⁾.

Cuando en un nivel vertebral se encuentra una lesión osteopática, en el segmento medular en relación, esta función de aislante se pierde o se altera. Las neuronas son estimuladas de forma continua, también en la fase de reposo, por un bombardeo aferente crónico, procedente de las estructuras relacionadas con la metámera. La lesión osteopática sensibiliza un segmento de la médula espinal al estímulo de cualquier origen. El segmento de la médula espinal de la lesión no debe concebirse como un centro de estimulación centrífugo, sino más bien como el punto sobre el cual convergen los estímulos^(28, 100, 135).

Con la facilitación el aislante ya no existe y el estímulo más pequeño puede desencadenar una reacción⁽¹³⁵⁾.

2.6.2. Las técnicas osteopáticas de thrust.

Las técnicas de thrust (técnicas de alta velocidad) son técnicas estructurales en las cuales, tras una precisa búsqueda de la restricción, se realiza un movimiento de alta velocidad y baja amplitud contra la barrera motriz. Suelen provocar cavitación en la articulación sobre la que se realiza la técnica de thrust⁽²⁸⁾.

Muchos estudios enfocan su atención en el chasquido. Una hipótesis generalmente aceptada sostiene que la separación brusca de las superficies articulares produce, junto con el ruido y el aumento de la libertad de movimientos, una burbuja de nitrógeno⁽¹³⁸⁾. Los médicos osteópatas prefieren centrarse en el funcionamiento y la disfunción de la articulación y no en el ruido. El objetivo de la técnica de thrust es vencer la restricción de una articulación. Siempre se debe comprobar de nuevo la movilidad después de un tratamiento. A pesar de que el chasquido suele ser un indicador de éxito, es posible que una articulación no relacionada produzca el ruido y que la articulación restringida permanezca inalterada. También es posible que se logre un tratamiento exitoso sin ruido alguno. El centro de atención se debe enfocar en el paciente y en la restricción de la movilidad de la articulación⁽¹³⁶⁾.

La técnica objeto de estudio es la manipulación global occipito-atlo-axoidea (en adelante OAA). Se trata de una técnica de thrust global que utiliza palancas para conseguir la puesta en tensión sin tomar contacto directo con la estructura a manipular⁽⁸⁸⁾. Este tipo de técnicas se denominan técnicas de thrust indirectas. La capacidad de adaptación es importante, pero la especificidad es reducida⁽²⁸⁾.

2.6.2.1. Objetivos y efectos.

El impulso rápido contra la barrera motriz de la articulación en disfunción provoca la sorpresa de las defensas fisiológicas articulares y la brusca separación de las superficies articulares lo cual provoca un silencio sensorial local sorprendiendo al sistema nervioso. El círculo vicioso irritativo que mantiene el espasmo de los músculos pequeños monoarticulares es así roto y se produce la inhibición de la musculatura hipertónica siguiendo el mecanismo del reflejo miotático inverso. Las carillas articulares es posible que contacten con mejor congruencia⁽²⁸⁾.

Objetivos:

- Liberar las adherencias del tejido conjuntivo.
- Hacer deslizar las carillas articulares y restaurar la función articular.
- Normalizar el sistema vascular local
- Provocar un reflejo aferente que normalice la facilitación metamérica⁽²⁸⁾.

2.6.2.2. Contraindicaciones.

Las consecuencias negativas de una técnica de thrust se deben en gran medida a terapeutas sin experiencia, a un mal diagnóstico o a una mala ejecución de la técnica empleando fuerzas y amplitudes excesivas. La Asociación Americana de Osteopatía, a través de sus “Fundamentos de Medicina Osteopática”, afirma que en lugar de presentar una lista de contraindicaciones absolutas, debe pensarse en términos de relaciones de riesgo en función de los beneficios. Si los riesgos de causar un daño al paciente exceden los beneficios terapéuticos potenciales, la técnica no está indicada. El riesgo también se halla relacionado con la pericia del operador.

Existe un riesgo mayor cuando el que aplica la técnica no tiene suficiente experiencia. Las técnicas directas, si son enérgicas, pueden causar perjuicios, mientras que las técnicas suaves de liberación son seguras⁽¹³⁶⁾.

A pesar de ello, vamos a establecer una relación de lesiones y enfermedades que hacen de la manipulación una actitud terapéutica poco segura^(28, 88, 119, 136).

- Óseas: cáncer, osteoporosis, raquitismo, reumatismo infeccioso e inflamatorio, anomalía congénita, fractura.
- Nerviosas: compresión medular, hernia discal exteriorizada, neuropraxia.
- Alteraciones vasculares congénitas o adquiridas: sobre todo a nivel cervical
- Cánceres viscerales a causa de la posible existencia de metástasis óseas.
- Falta de integridad de los elementos periarticulares: distensiones musculares, desgarros ligamentosos.
- Rechazo del paciente: resistencia, miedo, espasmo.
- Intuición del operador en la práctica clínica: existen casos en que nuestro instinto nos dice que no hay que hacer una manipulación a un sujeto en esta patología.

La prudencia debe imponerse en los embarazos, en los sujetos de edad avanzada, así como cuando existe un dolor excesivo.

2.6.2.3. Técnica OAA.

La técnica de manipulación global OAA es una técnica indirecta, es decir, se ejecuta mediante la utilización de palancas sin contacto directo con los niveles a manipular. Las técnicas indirectas deben ser utilizadas cada vez que la lesión no puede ser analizada correctamente o cuando es imposible utilizar otra técnica. No permiten la reducción de una disfunción específica, pero sí restauran la movilidad⁽²⁸⁾.

La técnica OAA se trata de una técnica de thrust global descrita por Fryette. Está destinada a restaurar de forma inespecífica la movilidad de las articulaciones entre occipital, atlas y axis. No permite corregir una disfunción específica.

Principios: Se trata de una técnica puramente osteopática realizada en rotación sobre un eje vertical que pasa por la apófisis odontoides del axis. No utiliza flexión ni extensión, y muy poca lateroflexión. Se hace bilateralmente.

Posición del terapeuta: En pie del lado a manipular, su centro de gravedad se coloca encima de la zona a tratar.

Colocación de las manos: Vamos a describir la técnica en rotación derecha, aunque, como hemos dicho anteriormente, la técnica se realiza en ambas rotaciones. La *mano cefálica* adopta una presa craneal: el antebrazo está en el eje de la apófisis odontoides y coloca la cabeza en rotación derecha.

La *mano caudal* controla la cara lateral izquierda del cráneo. El pulgar reposa detrás de la mastoides izquierda. El índice reposa sobre la sien en el eje del radio. El dedo medio reposa en dirección al ángulo interno del ojo. El anular en flexión de la metacarpofalángica y en extensión de las falanges segunda y tercera, se coloca bajo el mentón.

El *antebrazo* reposa sobre el esternón del sujeto, el codo dirigido hacia los pies.

Realización de la técnica:

Primer tiempo: se hace una ligera tracción cefálica y se busca la barrera motriz adecuada mediante circunducciones.

Segundo tiempo: Se hace un impulso en rotación pura hacia la derecha, en un movimiento helicoidal hacia el extremo de la mesa⁽⁸⁸⁾.



Figura 22. Ejecución de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea (Fuente: elaboración propia).

3. PLANTEAMIENTO, MATERIAL Y MÉTODOS.

3.1. JUSTIFICACIÓN.

Durante el desarrollo del marco teórico hemos podido constatar cómo el equilibrio postural y el reparto de cargas podales puede verse influido por gran número de causas, todas ellas en relación directa o indirecta con los captosres posturales, los centros de integración del sistema nervioso central, o la musculatura tónica o fásica. Uno de los captosres más importantes es el sistema propioceptivo, ubicado en el tejido fascial a lo largo de todo el cuerpo. Hemos visto como existen numerosos estudios que tratan de demostrar la influencia de determinadas técnicas o procedimientos en el equilibrio y el apoyo.

En este estudio pretendemos averiguar si la intervención sobre la propioceptividad del raquis suboccipital es capaz de modificar el equilibrio postural y el reparto de cargas del apoyo podal ya que esta técnica influye sobre la musculatura suboccipital entre cuyas funciones se encuentra la de mantener el equilibrio de la cabeza y, junto al resto de musculatura del sistema oculocefalogiro, mantener la horizontalidad de la mirada.

3.2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS:

3.2.1. HIPÓTESIS

La técnica de thrust occipito-atlo-axoidea modifica los registros baropodométricos (morfología podal) y estabilométricos (equilibrio postural) en individuos sanos.

3.2.2. OBJETIVOS

Comprobar la redistribución de presiones en el apoyo plantar tras la técnica de thrust occipito-atloaxoidea.

Evidenciar diferencias en el efecto de la técnica entre hombres y mujeres.

Identificar la disminución de oscilaciones antero-posteriores y laterales de la proyección del centro de gravedad en la base de sustentación al realizar la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

Comprobar la variación del coeficiente de Romberg tras la técnica de thrust OAA.

Comprobar la variación de la estática postural en los sujetos del grupo control para evitar el sesgo de aprendizaje de la metodología del registro baropodométrico y estabilométrico.

3.3. PLANTEAMIENTO.

Se pretende realizar un estudio clínico aleatorizado (ECCA) para determinar la fuerza de la relación causa-efecto de la intervención.

El diseño del ECCA es de carácter explicativo experimental (a pesar de realizarse en individuos asintomáticos), simple ciego sin relación entre evaluador e interventor. Se evaluará mediante estabilimetría y baropodometría al sujeto de estudio en dos ocasiones: antes y después de ser sometido a la intervención (intervención o placebo) que variará en función del grupo al que sea asignado en el proceso de aleatorización. La intervención realizada a cada grupo se expone más adelante.

La técnica de enmascaramiento empleada es el simple ciego con estrategia de evaluador ciego, ya que el sujeto de estudio en ningún caso conoce la técnica a aplicar ni su pertenencia al grupo control e intervención.

No existe tampoco interrelación entre el evaluador y el interventor, proporcionando mayor fortaleza al diseño.

3.4. CONSIDERACIONES ÉTICAS.

Los sujetos de estudio fueron informados de todas las peculiaridades y características del estudio previamente a su participación en el mismo. El modo en el que fueron informados fue mediante la entrega de un documento escrito con toda la información del estudio, tras la lectura del mismo se aclararon todas las dudas que le surgieron a cada sujeto. La información fue presentada previamente a la firma del consentimiento informado. En todo caso se respetaron los principios de la declaración de Helsinki (2004).

3.5. SUJETOS DE ESTUDIO

Los sujetos que formarán la muestra serán hombres y mujeres de edad comprendida entre 19 y 32 años, alumnos de fisioterapia o enfermería de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche y que cumplen con los criterios de inclusión y exclusión del estudio.

Los criterios de inclusión-exclusión serán los siguientes:

Criterios de inclusión:

- Aceptación de participar en el estudio.
- No presentar ninguno de los criterios de exclusión
- Encontrarse en un rango de edad entre los 19 y los 32 años.
- Ser alumno de fisioterapia o enfermería de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche.

Criterios de exclusión:

- Padecer o haber padecido patologías que cursen con alteración del equilibrio (síndromes cerebelosos, cefaleas tensionales, migrañas, otras alteraciones del SNC, vértigos, mareos...)
- Presentar deformidades y/o lesiones ortopédicas en miembros inferiores o en el raquis que puedan alterar la estática postural (valgos, varos, disimetrías de miembros inferiores, escoliosis...).
- Haber sufrido lesiones traumáticas en los miembros inferiores o en el raquis en el último año o presentar secuelas de las mismas (lesiones ligamentarias, fracturas, luxaciones, cirugías...).
- Padecer patologías relacionadas con los captore posturales o trastornos en los mismos, tales como:
 1. Defectos en la visión no corregidos.
 2. Alteraciones vestibulares.
 3. Trastornos estomatológicos no corregidos.
 4. Alteraciones sensitivas en el captor podal.
- Presentar alguna contraindicación a la técnica de intervención del estudio.
- Haber realizado actividad física intensa inmediatamente antes de la realización del estudio.
- Dificultades de atención
- Masticar chicle y/o otros elementos en el momento de la exploración
- Disfunciones respiratorias
- Haber recibido tratamiento manipulativo osteopático en los últimos 6 meses.

- Presentar dolor de cualquier característica en cualquier localización en el momento de realizar el estudio
- Incapacidad para mantener la posición erguida más de un minuto seguido.
- Haber sido sometido a tratamiento quirúrgico de cualquier tipo.

La comprobación de las características se hace mediante la cumplimentación de un formulario realizado al efecto. La ausencia de patología médica diagnosticada se interpreta como ausencia de patología.

3.6. DISEÑO DEL ESTUDIO

3.6.1. Asignación de los sujetos

Asignaremos 2 grupos de individuos.

Grupo control (A) que recibirá el placebo consistente en la misma puesta en tensión que para la realización de la técnica de estudio pero sin la realización del impulso manipulativo, y grupo intervención (B) que recibirá la técnica de thrust global OAA.

La pertenencia a cada grupo se determina mediante un proceso de aleatorización. Pertenecer al grupo control o intervención dependerá del azar. Los sujetos serán asignados en un grupo u otro mediante un proceso de aleatorización simple. Meteremos en una bolsa 8 papeles con los números del 1 al 8 y cada individuo sacará un papel: si sale un valor entre 1 y 4 pasa al “grupo control”. Si sale un valor entre 5 y 8 pasará al “grupo intervención”.

Al “**grupo control**” se le ejecutará la siguiente acción: se colocarán los parámetros de corrección de la técnica OAA sin realizar impulso alguno. De esta manera descartaremos la posibilidad de que el efecto de la técnica sea por simple estimulación exteroceptiva, en lugar de por la realización de la técnica en sí.

El “**grupo intervención**” recibirá la técnica de thrust global OAA para el raquis suboccipital.

3.6.2. Secuencia del estudio.

El estudio se va a realizar en dos salas contiguas con amplitud suficiente para ofrecer libertad de movimientos tanto al examinador como al sujeto de estudio.

En una sala estará el evaluador, encargado de realizar las mediciones y recoger los valores preintervención y postintervención, utilizando una plataforma baropodométrica, una báscula con tallímetro y un ordenador. El tiempo que transcurre entre la ejecución de la técnica y el inicio de la medición postintervención es, en todos los casos, inferior a un minuto.

En la otra estará el interventor que se encargará en primer lugar de realizar la aleatorización tras la primera medición y de realizar la intervención correspondiente. Dispondrá de una camilla para el paciente y un taburete para el interventor.

Entre ambas salas hay aproximadamente ocho metros sin escalones ni desnivel alguno.

A) SALA DE EVALUACIÓN.

El sujeto de estudio comienza su participación en la **sala de evaluación**.

1º.- Lectura y firma (tras las aclaraciones necesarias) del consentimiento informado y anamnesis recogida en una ficha pro forma y que servirá para corroborar los criterios de inclusión y exclusión.

2º.- El Evaluador realiza la evaluación preintervención. Para el registro baropodométrico, el sujeto permanecerá de pie, con los talones alineados mediante una guía posterior, tal y como aconseja el fabricante. Para el registro estabilométrico, siguiendo el protocolo de la "Association Française de Posturologie" (AFP)⁽¹³⁾ el sujeto se encontrará en una habitación bien iluminada (2000 Lux aproximadamente), situado sobre la plataforma con los talones separados 4 cm y con las puntas de los pies formando un ángulo de 30°. Mirará al frente a un punto fijo situado a 5 metros a la altura de sus ojos. A ambos lados, se colocan dos paneles de color claro. La anchura del túnel así formado es de 3 metros. Además la sala estará en silencio y la temperatura será constante entre 20° y 23°C para que la fisiología del sujeto no resulte alterada hasta el punto de sentir frío o sudar. Hemos decidido utilizar este protocolo por tratarse de sujetos sanos ya que, a pesar de ser una posición artificial, unificamos a todos los sujetos en una posición de cierta inestabilidad por tener los talones muy próximos y una angulación de los pies simétrica (cada pie se separa 15° del plano sagital).

Haremos la valoración con ojos abiertos y con ojos cerrados para determinar el coeficiente de Romberg. Éste nos permitirá saber si las modificaciones obtenidas tras la intervención influyen más sobre el captor ocular o sobre las aferencias propioceptivas. El coeficiente de Romberg es una variable calculada por el software "Milletrix" utilizado en el registro de datos a través del cociente entre superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos y superficie de la elipse de confianza con ojos cerrados.

B) SALA DE INTERVENCIÓN.

3º.- Los sujetos son sometidos en ese instante al proceso de aleatorización. A partir de ese instante la secuencia difiere en función del grupo al que el individuo haya sido asignado (control o intervención).

C) SALA DE EVALUACIÓN.

4º Se realiza inmediatamente tras la aplicación de la técnica una segunda medición baropodométrica y estabilométrica dando por concluido el estudio individual.

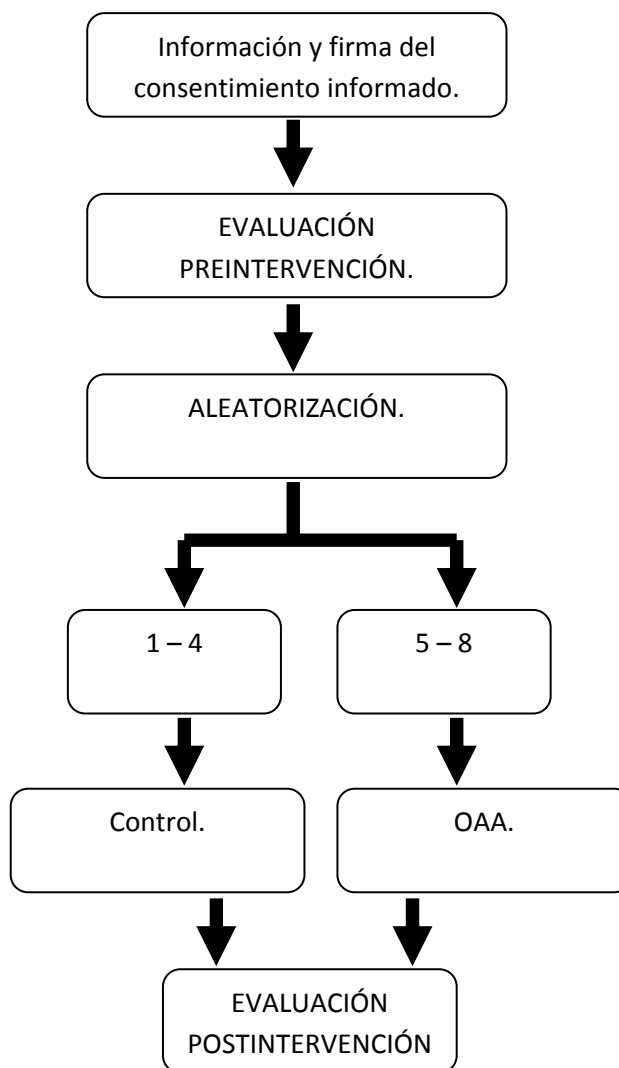


Figura 23. Diagrama de la secuencia del estudio.

3.6.3. MEDICIÓN BAROPODOMÉTRICA Y ESTABILOMÉTRICA.

3.6.3.1. Aparataje Utilizado.

La sala fue acondicionada conforme a los requerimientos recomendados por la AFP descritos en el apartado 3.6.2.

Para la medición de baropodometría y estabilometría se utilizó un baropodómetro electrónico modular con las características que exponemos a continuación.

Marca: Diagnostic Support S.r.l.

Modelo: Clínico MultiSensor.

Lugar de fabricación: Roma (Italia).

Año de fabricación: 2009.

Número de Serie: 1736.

Certificado de calidad: ISO 9001:2000 N° 12966/05/S.

El baropodómetro utilizado en el estudio es el modelo “*Clínico MultiSensor*”. Dispone de cuatro sensores de presión por cada centímetro cuadrado de plataforma. El pasillo de marcha formado por la plataforma tiene una longitud de tres metros con una superficie de sensores central de 120 centímetros de longitud por cuarenta centímetros de anchura. Por tanto, disponemos en esta plataforma de 19.200 sensores de presión.

La plataforma está compuesta por sensores electrónicos altamente sensibles recubiertos de platino que permite un análisis detallado de las presiones del pie. Recoge 40 muestras por segundo a través de sus

sensores de presión, lo cual supone un total de 200 adquisiciones en los 5 segundos que invierte en realizar el examen baropodométrico⁽⁷¹⁾.

Software:

Milletrix software para la extracción de los datos de la plataforma.

Versión: 1.0.0.26

Copyright: Diagnostic Support. 2001.

Microsoft Office 2007 para la redacción de la tesis y manejo de los datos.

SPSS 15.0 para la realización del análisis estadístico.

Hardware:

Ordenador portátil Samsung NC10 Intel® Atom™ CPU N270 @ 1,60GHz para redactar la tesis y manejo de datos.

Ordenador de sobremesa Intel® Pentium® Dual CPU E2200 @ 2.20 GHz para el trabajo en la plataforma con el software Milletrix.

Para la medición de talla y peso utilizamos una báscula digital con tallímetro.

Marca: Soehnle

Modelo: Professional 2755 con tallímetro.

Error peso: 0,1 kilogramos.

Error talla: 0,5 centímetros

Camilla hidráulica de tres cuerpos para la intervención.

Marca: Ecopostural.

Modelo C3737U/83.

Fecha de fabricación: 30/10/2006.

3.6.3.2. Evaluaciones.

La evaluación fue realizada con una plataforma de presión que cumple con los requisitos de validación de plataformas descritos por Bizzo G y la AFP⁽¹³⁹⁾.

Para la realización del registro baropodométrico y estabilométrico seguimos una secuencia detallada de pasos a seguir e instrucciones a dar al sujeto. Las condiciones de temperatura, luminosidad y sonidos / ruidos fue controlada tal y como recomienda el fabricante del aparataje y la Asociación Francesa de Posturología⁽¹³⁾ (descritos en el apartado 3.6.2.)

El tipo de calzado repercute sobre los resultados del registro baropodométrico y estabilométrico⁽¹⁴⁰⁻¹⁴¹⁾, por tanto realizaremos el registro descalzo, como en otros estudios de baropodometría y estabilometría sobre los efectos de diferentes técnicas manuales^(85, 142-144).

Las órdenes que recibe el sujeto en el momento del registro de datos influyen en el resultado obtenido⁽¹⁴⁵⁾. Por tanto hemos establecido por escrito las órdenes que el evaluador dará a todos los sujetos de estudio por igual para que esta variable no sea causa de diferencias en el resultado.

La secuencia utilizada en el registro baropodométrico fue la siguiente:

- a) Colocación de la guía posterior contra la que el sujeto contacta sus talones.
- b) Evaluador: “Póngase sobre la plataforma mirando al frente con los talones en contacto con la guía”
- c) Retirar de la guía para evitar que el peso de la misma sea recogido por los sensores de presión de la plataforma de baropodometría.
- d) Evaluador: “No se mueva, por favor”.

- e) Deslizar la cortina para cerrar el pasillo de evaluación e igualar la estimulación visual a ambos lados del sujeto.
- f) Evaluador: “La medición tiene una duración de 5 segundos. Quédese de pie con los brazos a lo largo del cuerpo y relajado. Respire con normalidad y mire al frente a un punto a la altura de sus ojos. No hable y aguante en esa posición hasta que yo le indique que hemos terminado.”

La secuencia utilizada en el registro estabilométrico fue la siguiente:

- a) Colocación de la guía posterior y la guía triangular contra las que el sujeto colocará sus talones y bordes internos del pie, lo cual nos asegura la posición de valoración estabilométrica descrita por la *Association Française de Posturologie*.
- b) Evaluador: “Coloque sus talones juntos contra la guía y los bordes internos de sus pies pegados al triángulo. Manténgase en esa posición hasta que yo se lo indique”.
- c) Retirar las guías para evitar que el peso de las mismas sea registrado por los sensores de presión de la plataforma de baropodometría.
- d) Evaluador: “No se mueva, por favor”.
- e) Deslizar la cortina para cerrar el pasillo de evaluación e igualar la estimulación visual a ambos lados del sujeto.
- f) Evaluador: “La medición tiene una duración de 52 segundos. Quédese de pie con los brazos a lo largo del cuerpo y relajado. Respire con normalidad y mire al frente a un punto a la altura de sus ojos. Relaje la mandíbula y no hable hasta que yo le indique que hemos terminado”.
- g) Evaluador tras el registro estabilométrico con ojos abiertos: “Vamos a repetir la última medición, pero ahora con los ojos cerrados. Tiene una

duración de 52 segundos. Cierre los ojos y manténgalos cerrados hasta que yo se lo indique”

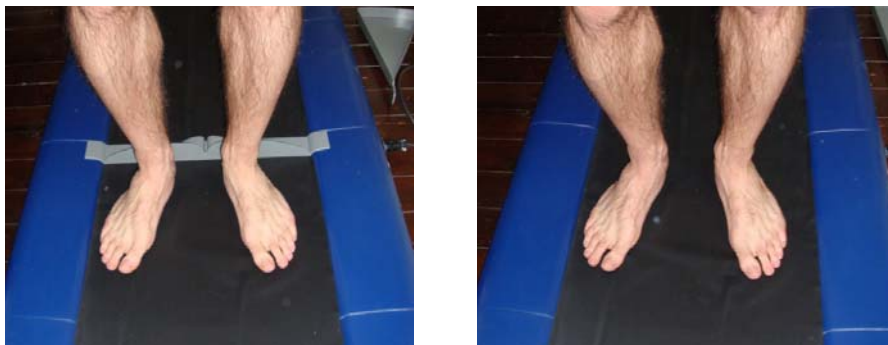


Figura 24. Colocación para el registro baropodométrico (Fuente: elaboración propia).



Figura 25. Colocación para el registro estabilométrico (Fuente: elaboración propia).

La duración de las adquisiciones también está estandarizada. El registro baropodométrico tendrá una duración de 5 segundos y se realizará solo con ojos abiertos. Para el registro estabilométrico se realizan mediciones de 51,2 segundos y se repetirá dos veces: una con ojos abiertos y otra con ojos cerrados.

El software utilizado muestra el resultado de los registros en una ficha para cada medición pre (Fig. 26) y postintervención (Fig. 27) de baropodometría, estabilometría ojos abiertos, y estabilometría ojos cerrados.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

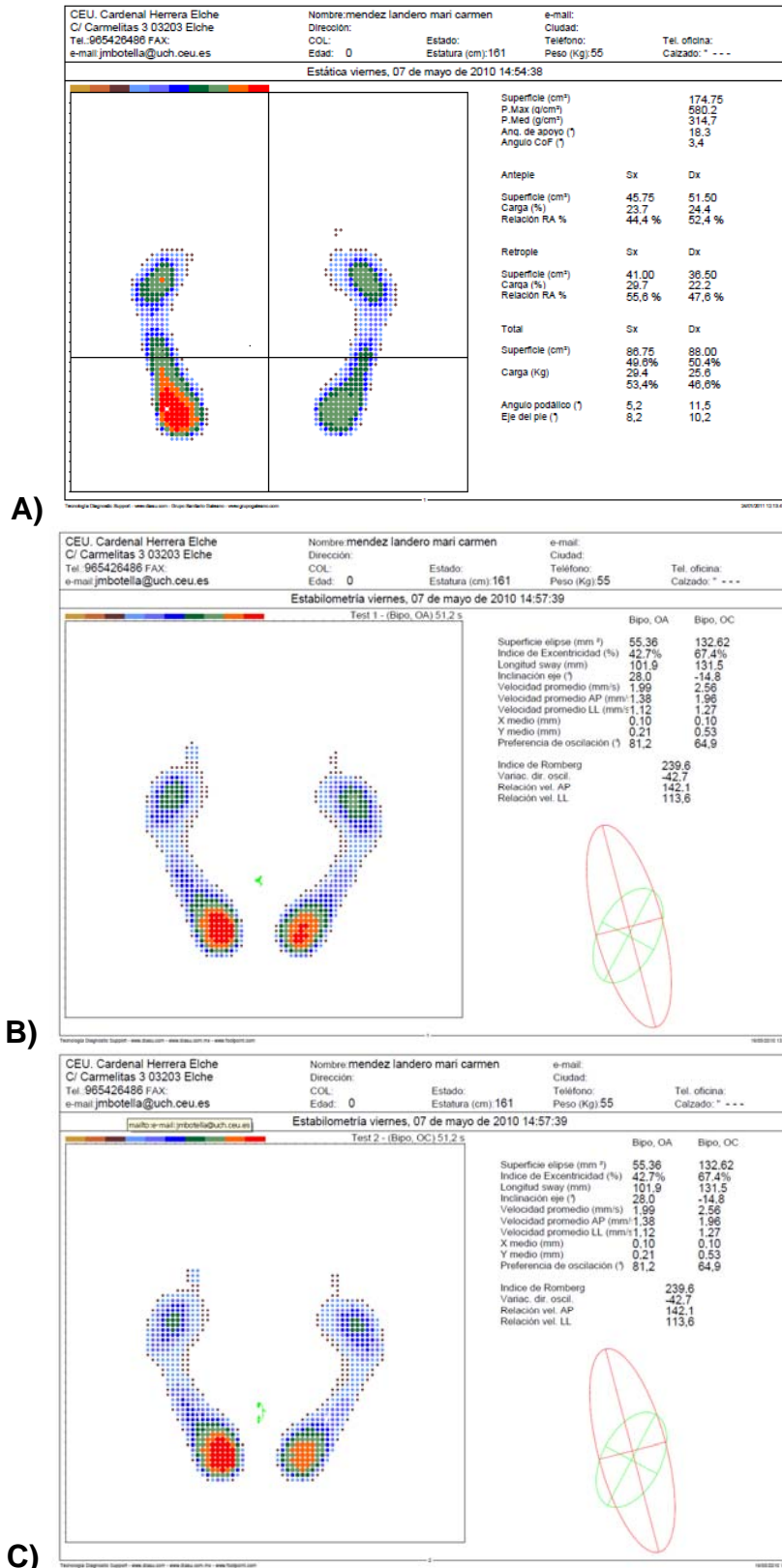


Figura 26. Análisis baropodométrico y estabilométrico preintervención.
A) Baropodometría. B) Estabilometría ojos abiertos. C) Estabilometría ojos cerrados.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

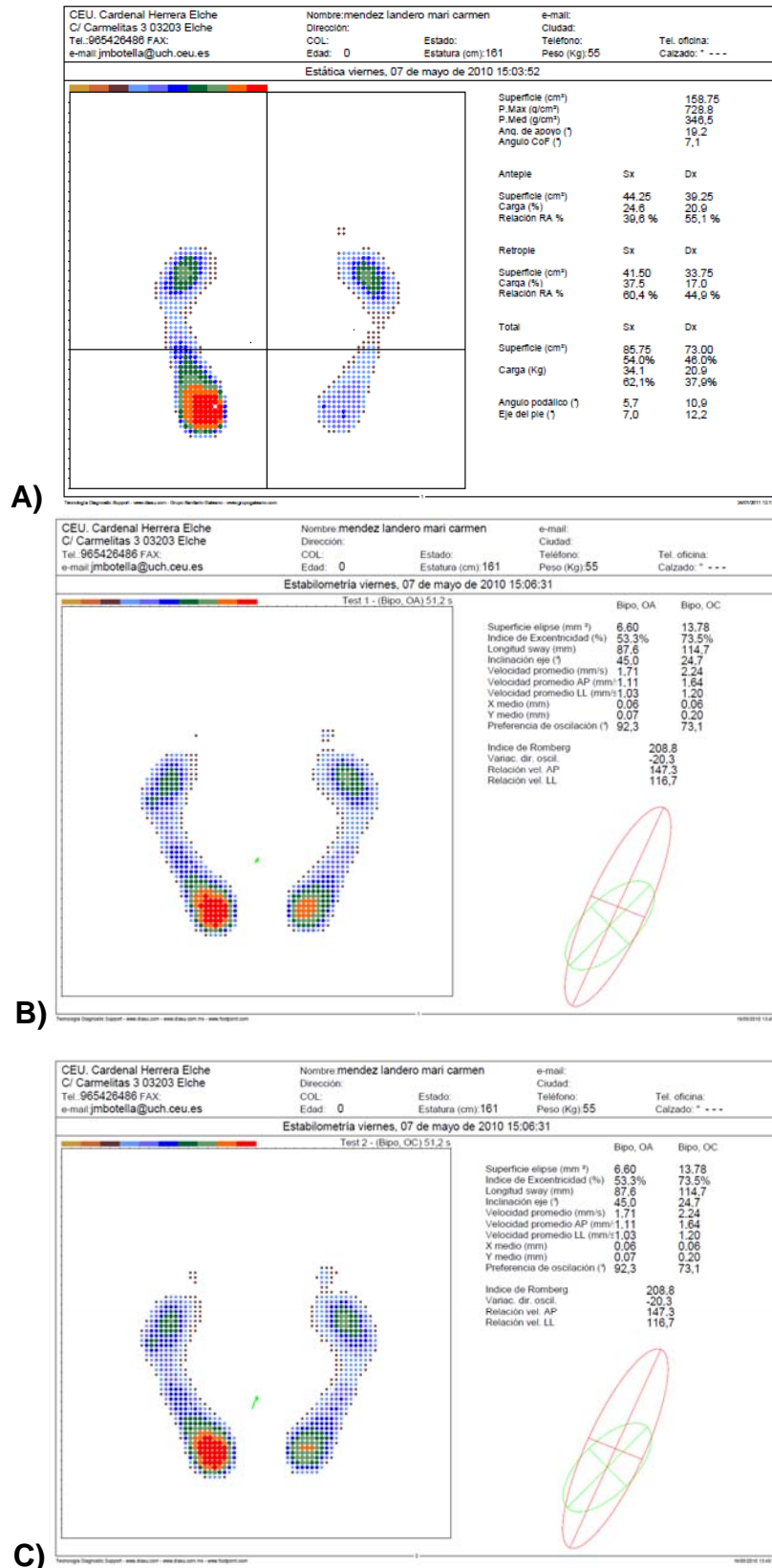


Figura 27. Análisis baropodométrico y estabilométrico postintervención
A) Baropodometría. B) Estabilometría ojos abiertos. C) Estabilometría ojos cerrados.

3.6.4. INTERVENCIÓN.

La intervención fue realizada por un cualificado profesional sanitario Diplomado en Fisioterapia y con la titulación de Osteópata C.O. con 5 años de experiencia en la realización de la técnica objeto de estudio. La técnica estudiada es la técnica de thrust OAA, tal y como la describe Ricard F.⁽⁸⁸⁾ y que ya describimos en el apartado 2.6.2.3.

El material utilizado para la realización de las técnicas fue una camilla marca ecopostural, modelo C3737U/83.

3.7. VARIABLES.

3.7.1. Variables independientes.

A continuación vamos a describir las variables independientes del presente estudio.

1. **Grupo**: Identifica el grupo al que pertenece el sujeto, asignado mediante un proceso aleatorio simple. La intervención recibida depende del grupo al que pertenece.

Abreviatura: (Interv)

Tipo de variable: Cualitativa nominal.

Codificación: 1=Técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

0=Placebo raquis cervical.

2. **Edad**: Corresponde a la edad del sujeto en el momento de la medición.

Abreviatura: (Edad)

Tipo de variable: Cuantitativa discreta.

Intervalo: 19 – 32

Unidad de medida: año.

3. **Sexo**: Corresponde al sexo de cada sujeto.

Abreviatura: (Sexo)

Tipo de variable: Cualitativa nominal.

Codificación: 0=Hombre

1=Mujer

4. **Talla**: Es el resultado de la medición de la altura del sujeto realizada en el momento anterior a la medición previa a la intervención. El sujeto se coloca en la posición de medición antropométrica descrita por ISAK (Internacional Standards for Anthropometric Assessment - 2001) Con la cabeza en el plano de Frankfort (línea paralela al suelo que pasa por el borde inferior de la órbita y el conducto auditivo derecho) en bipedestación, miembros superiores relajados a ambos lados del cuerpo, palmas de las manos hacia delante, pulgares separados y resto de dedos señalando el suelo, pies juntos con los dedos hacia delante⁽¹⁴⁶⁻¹⁴⁷⁾.

Abreviatura: (Talla)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 1,30 – 2,50.

Unidad de medida: metro (m).

5. **Peso**. Peso del sujeto medido sobre una báscula en bipedestación.

Abreviatura: (Peso)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 40 – 150.

Unidad de medida: kilogramo (Kg).

6. **Índice de Masa Corporal.** El índice de masa corporal es una medida de asociación entre el peso y la talla. Se calcula como el cociente entre peso en kilogramos y estatura en metros al cuadrado(146).

Abreviatura: (IMC)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 15 – 35.

Unidad de medida: (Kg/m²).

7. **Horas de práctica deportiva:** Número de horas de actividad física deportiva semanales practicadas de manera sistemática.

Abreviatura: (ActFis)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 30.

Unidad de medida: hora (h).

3.7.1.1. **VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS.**

8. **Superficie de apoyo total pre intervención:** determina, previamente a la intervención, cuál es la superficie total de ambos pies.

Abreviatura: (PreSupTot)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 400

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

9. **Presión máxima de apoyo pre intervención.** Determina, previamente a la intervención, cuál es la magnitud de la presión en el punto de mayor presión del apoyo.

Abreviatura: (PrePrMax)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

Unidad de medida: gramos por centímetro cuadrado (g/cm²).

10. **Presión media de apoyo pre intervención.** Determina, previamente a la intervención, cuál es la presión media del apoyo de ambos pies.

Abreviatura: (PrePrMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

Unidad de medida: gramos por centímetro cuadrado (g/cm²).

11. **Ángulo de CoF o ángulo de los centros de presión previo a la intervención.** Determina el ángulo de los centros de presión previamente a la intervención. Se calcula como el ángulo, expresado en grados, formado por la recta que pasa por el centro de presión de cada pie. Este índice permite evaluar posible torsión de la pelvis. El ángulo es positivo si está en sentido horario (derecho detrás del izquierdo) y viceversa.

Abreviatura: (PreAngCoF)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: (-90) – (+90)

Unidad de medida: grado (°).

12. **Superficie de apoyo del antepié derecho pre intervención.** Determina, previa a la intervención, la superficie de apoyo del antepié derecho, tomando éste como la mitad anterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PreApDchSup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 - 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²)

13. **Superficie de apoyo del antepié izquierdo pre intervención.**

Determina, previa a la intervención, la superficie de apoyo del antepié izquierdo, tomando éste como la mitad anterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PreAplzqSup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 - 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

14. **Porcentaje de carga del antepié izquierdo respecto a la carga total sobre el pie izquierdo pre intervención.**

Determina, previo a la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el antepié izquierdo en relación al peso total que soporta el pie izquierdo. Es decir, es el ratio del antepié respecto al pie.

Abreviatura: (PreRAIzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

15. **Porcentaje de carga del antepié derecho respecto a la carga total sobre el pie derecho pre intervención.**

Determina, previo a la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el antepié derecho en relación al peso total que soporta el pie derecho. Es decir, es el ratio del antepié respecto al pie.

Abreviatura: (PreRADch)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

16. Superficie de apoyo del retropié izquierdo pre intervención.

Determina, previa a la intervención, la superficie de apoyo del retropié izquierdo, tomando éste como la mitad posterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PreSupRplzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

17. Superficie de apoyo del retropié derecho pre intervención.

Determina, previa a la intervención, la superficie de apoyo del retropié derecho, tomando éste como la mitad posterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PreSupRpDcho)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

18. Porcentaje de carga del pie izquierdo pre intervención. Determina, previo a la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el pie izquierdo en relación al peso total del sujeto.

Abreviatura: (PreCargaPorclzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

- 19. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho pre intervención.** Determina, previo a la intervención, cuál es el porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho en relación con la superficie de apoyo total del sujeto.

Abreviatura: (PreSupPorcDch)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

3.7.1.2. VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS.

- 20. Media de la oscilación en el eje X con ojos abiertos previo a la intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la oscilación lateral de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOAXmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

- 21. Media de la oscilación en el eje Y con ojos abiertos previo a la intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la oscilación anteroposterior de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOAYmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

22. Longitud del ovido con ojos abiertos previa a la intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la longitud del movimiento descrito por la proyección en el suelo del centro de gravedad durante la medición estabilométrica.

Abreviatura: (PreOAlong)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros (mm).

23. Superficie de la elipse con ojos abiertos previa a la intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la superficie de la elipse formada a partir de las oscilaciones en las coordenadas X e Y.

Abreviatura: (PreOAsup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros cuadrados (mm²).

24. Velocidad de la oscilación lateral con ojos abiertos pre intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección lateral.

Abreviatura: (PreOAvelX)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

25. Velocidad de la oscilación anteroposterior con ojos abiertos pre intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos

abiertos, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección anteroposterior.

Abreviatura: (PreOAveIY)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

26. **Velocidad media de la oscilación con ojos abiertos pre intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOAveIMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

27. **Media de la oscilación en el eje X con ojos cerrados previo a la intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la oscilación lateral de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOCXmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

28. **Media de la oscilación en el eje Y con ojos cerrados previo a la intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la oscilación anteroposterior de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOCYmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

29. Longitud del ovillo con ojos cerrados previa a la intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la longitud del movimiento descrito por la proyección en el suelo del centro de gravedad durante la medición estabilométrica.

Abreviatura: (PreOClong)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros (mm).

30. Superficie de la elipse con ojos cerrados previa a la intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la superficie de la elipse formada a partir de las oscilaciones en las coordenadas X e Y.

Abreviatura: (PreOCsup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros cuadrados (mm²).

31. Velocidad de la oscilación lateral con ojos cerrados pre intervención.

Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección lateral.

Abreviatura: (PreOCvelX)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

32. **Velocidad de la oscilación anteroposterior con ojos cerrados pre intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección anteroposterior.

Abreviatura: (PreOCvelY)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

33. **Velocidad media de la oscilación con ojos cerrados pre intervención.** Determina, previamente a la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad.

Abreviatura: (PreOCvelMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

34. **Coefficiente de Romberg pre intervención.** Determina, previo a la intervención, el valor del coeficiente de Romberg. El coeficiente de Romberg sirve para apreciar en qué medida un individuo utiliza la visión en el control de su postura ortostática mediante la comparación de la superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos y cerrados^(13, 148). Se calcula mediante el cociente de la superficie de la elipse de confianza en situación de ojos cerrados entre la superficie con los ojos abiertos y se multiplica por 100^(13, 149). Cuando el sujeto cierra los ojos la superficie aumenta normalmente una media del 250%. Por tanto, el valor medio del cociente de Romberg es de 250. Un cociente de 100 significa que el sujeto es tan estable con los ojos cerrados como abiertos, por tanto no se sirve de la visión para controlar su postura ortostática. Cuanto mayor sea el cociente mayor

será la diferencia entre el equilibrio con ojos abiertos y cerrados, es decir, más se sirve el sujeto de la visión para controlar su postura⁽¹³⁾.

Abreviatura: (PreRomberg)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

3.7.2. VARIABLES DEPENDIENTES.

3.7.2.1. VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS.

35. **Superficie de apoyo total posterior a la intervención:** determina, tras la intervención, cuál es la superficie total de ambos pies.

Abreviatura: (PostSupTot)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 400

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

36. **Presión máxima de apoyo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es la magnitud de la presión en el punto de mayor presión del apoyo.

Abreviatura: (PostPrMax)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

Unidad de medida: gramos por centímetro cuadrado (g/cm²).

37. **Presión media de apoyo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es la presión media del apoyo de ambos pies.

Abreviatura: (PostPrMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

Unidad de medida: gramos por centímetro cuadrado (g/cm²).

38. **Ángulo de CoF o ángulo de los centros de presión posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, el ángulo que forman los centros de presión de ambos pies.

Abreviatura: (PostAngCoF)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: (-90) – (+90)

Unidad de medida: grado (°).

39. **Superficie de apoyo del antepié derecho posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, la superficie de apoyo del antepié derecho, tomando éste como la mitad anterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PostApDchSup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 - 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²)

40. **Superficie de apoyo del antepié izquierdo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, la superficie de apoyo del antepié izquierdo, tomando éste como la mitad anterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PostAplzqSup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 - 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

- 41. Porcentaje de carga del antepié izquierdo respecto a la carga total sobre el pie izquierdo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el antepié izquierdo en relación al peso total que soporta el pie izquierdo. Es decir, es el ratio del antepié respecto al pie.

Abreviatura: (PostRAIzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

- 42. Porcentaje de carga del antepié derecho respecto a la carga total sobre el pie derecho posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el antepié derecho en relación al peso total que soporta el pie derecho. Es decir, es el ratio del antepié respecto al pie.

Abreviatura: (PostRADch)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

- 43. Superficie de apoyo del retropié izquierdo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, la superficie de apoyo del retropié izquierdo, tomando éste como la mitad posterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PostSupRplzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

- 44. Superficie de apoyo del retropié derecho posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, la superficie de apoyo del retropié derecho, tomando éste como la mitad posterior del pie a partir de su división media en función de la longitud total del eje antero-posterior del pie.

Abreviatura: (PostSupRpDcho)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100

Unidad de medida: centímetro cuadrado (cm²).

- 45. Porcentaje de carga del pie izquierdo posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es el porcentaje de peso que soporta el pie izquierdo en relación al peso total del sujeto.

Abreviatura: (PostCargaPorclzq)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

- 46. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención, cuál es el porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho en relación con la superficie de apoyo total del sujeto.

Abreviatura: (PostSupPorcDch)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 100.

Unidad de medida: unidades porcentuales (%).

3.7.2.2. VARIABLES ESTABILOMÉTRICAS.

47. Media de la oscilación en el eje X con ojos abiertos posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la oscilación lateral de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOAXmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

48. Media de la oscilación en el eje Y con ojos abiertos posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la oscilación anteroposterior de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOAYmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

49. Longitud del ovido con ojos abiertos posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la longitud del movimiento descrito por la proyección en el suelo del centro de gravedad durante la medición estabilométrica.

Abreviatura: (PostOAlong)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros (mm).

50. **Superficie de la elipse con ojos abiertos posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la superficie de la elipse formada a partir de las oscilaciones en las coordenadas X e Y.

Abreviatura: (PostOAsup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros cuadrados (mm²).

51. **Velocidad de la oscilación lateral con ojos abiertos posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección lateral.

Abreviatura: (PostOAvelX)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

52. **Velocidad de la oscilación anteroposterior con ojos abiertos posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección anteroposterior.

Abreviatura: (PostOAvelY)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

53. **Velocidad media de la oscilación con ojos abiertos posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos abiertos,

cuál es la velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOAvelMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

54. Media de la oscilación en el eje X con ojos cerrados posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la oscilación lateral de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOCXmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

55. Media de la oscilación en el eje Y con ojos cerrados posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la oscilación anteroposterior de la proyección en el suelo del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOCYmedia)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 50

Unidad de medida: milímetros (mm).

56. Longitud del ovido con ojos cerrados posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la longitud del movimiento descrito por la proyección en el suelo del centro de gravedad durante la medición estabilométrica.

Abreviatura: (PostOClong)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros (mm).

57. **Superficie de la elipse con ojos cerrados posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la superficie de la elipse formada a partir de las oscilaciones en las coordenadas X e Y.

Abreviatura: (PostOCsup)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 1000

Unidad de medida: milímetros cuadrados (mm²).

58. **Velocidad de la oscilación lateral con ojos cerrados posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección lateral.

Abreviatura: (PostOCvelX)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

59. **Velocidad de la oscilación anteroposterior con ojos cerrados posterior a la intervención.** Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en dirección anteroposterior.

Abreviatura: (PostOCvelY)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

60. Velocidad media de la oscilación con ojos cerrados posterior a la intervención. Determina, tras la intervención y con los ojos cerrados, cuál es la velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad.

Abreviatura: (PostOCvelMed)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 10

Unidad de medida: milímetros por segundo (mm/s).

61. Coeficiente de Romberg posterior a la intervención. Determina, tras la intervención, el valor del coeficiente de Romberg. Determina el grado de relevancia de la visión en el mantenimiento de la postura.

Abreviatura: (PostRomberg)

Tipo de variable: Cuantitativa continua.

Intervalo: 0 – 2000

3.8. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

Las limitaciones del estudio que podemos encontrar son las siguientes:

- a) Las correspondientes a la estandarización de la medición. Como hemos descrito ampliamente en el marco teórico, la postura en bipedestación es dinámica y responde a la adaptación a los continuos desequilibrios del cuerpo en un su búsqueda continua del equilibrio contra la gravedad. Además este comportamiento es involuntario y se ve influido por las características individuales de cada sujeto. Por esta

razón el comportamiento del sujeto durante la medición puede no ser exactamente propio del sujeto, ya que el evaluador le indica la forma en la que debe permanecer durante la medición, lo cual hace que el equilibrio en bipedestación se mantenga conscientemente. Pero es necesaria la homogeneización del protocolo de evaluación para la realización del estudio. La utilización de diferentes protocolos de evaluación pueden ser objeto de nuevas investigaciones.

- b) El hecho de realizar la técnica sobre sujetos asintomáticos hace que el estudio nos informe acerca de la fisiología de las técnicas, pero no de sus efectos clínicos. El estudio puede orientarnos hacia lo que cabría esperar en sujetos con patología, pero no confirma esa respuesta. Futuras investigaciones pueden realizarse con unos criterios de inclusión que incluyan la presencia de patologías de la postura y el equilibrio en bipedestación, o alteraciones en el reparto de cargas podales.
- c) La muestra reducida puede haber pasado por alto pequeñas diferencias en los resultados que, aumentando la muestra, puedan aparecer significativas. Futuras investigaciones pueden realizarse con un tamaño muestral mayor para determinar cambios de menor magnitud.
- d) La edad de los sujetos se ha situado entre los 19 y los 32 por haber sido seleccionados en un entorno universitario, lo cual facilita la homogeneidad de las características de la muestra y la ausencia de patología, pero limita su capacidad de inferencia al resto de la población. Futuros estudios pueden realizarse en otros grupos poblacionales para determinar el efecto de las intervenciones en ellos.
- e) Necesidad de validación de tests para ejecutar la técnica adecuada en cada disfunción y valorar cambios más significativos.

3.9. METODOLOGÍA ESTADÍSTICA Y ANÁLISIS DE DATOS.

El análisis estadístico de los datos obtenidos se realizó mediante el programa SPSS versión 15.0. El número de variables se fijó en 68. Los datos fueron recogidos en una ficha proforma que los sujetos comenzaron a rellenar en el momento previo a la participación en el estudio con la ayuda de un profesional sanitario, y que se fue completada tras los registros baropodométricos y estabilométricos antes y después de la intervención.

En relación al *análisis descriptivo*, se calculó para las variables cuantitativas la media y la desviación típica y para las variables cualitativas las frecuencias.

En relación al análisis inferencial se han utilizado las pruebas estadísticas que describimos a continuación.

- a) Prueba de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov para identificar si la distribución de las muestras es normal.
- b) Prueba de homogeneidad de varianzas de Levene para comprobar si las varianzas son homogéneas.
- c) Prueba T de muestras independientes (cuando cumplieran normalidad y homocedasticidad) o prueba U de Mann-Whitney (cuando no cumplieran normalidad y homocedasticidad) para comprobar la homogeneidad de las características de los sujetos entre los diferentes grupos.
- d) Para analizar las relaciones intergrupales pre y postintervención se utilizó el modelo lineal general multivariante (MANOVA).

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

- e) Para el análisis de la relación entre variables cualitativas utilizamos la prueba de Chi Cuadrado.
- f) Estadístico Eta cuadrado para el cálculo del tamaño del efecto de nuestra intervención.

En todos los análisis se estableció un índice de significación $p < 0,05$.

4.RESULTADOS.

Para facilitar el desarrollo, comprensión e interpretación del análisis estadístico hemos expuesto los resultados en dos partes: análisis estadístico descriptivo y análisis estadístico inferencial.

A. Estadística descriptiva:

A.1. Muestra total.

A.2. Grupo OAA preintervención.

A.3. Grupo OAA postintervención

A.4. Grupo Placebo cervical preintervención.

A.5. Grupo Placebo cervical postintervención.

En los grupos preintervención seguiremos el siguiente orden de exposición:

- a) Datos generales. En el cual se expondrán las características referentes a edad (años), sexo, peso (kg), talla (cm), índice de masa corporal (kg/m^2) y horas de práctica deportiva habitual (horas/semana).
- b) Datos referentes al estudio de baropodometría.
 - a. Superficie de apoyo total (en cm^2).
 - b. Presión máxima de apoyo (en g/cm^2).
 - c. Presión media de apoyo (en g/cm^2).
 - d. Ángulo de CoF (en grados $^{\circ}$).
 - e. Superficie de apoyo del *antepié izquierdo*, del *antepié derecho*, del *retropié izquierdo* y del *retropié derecho* (en cm^2).
 - f. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho respecto al total.
 - g. Porcentaje de carga del retropié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo y del retropié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho.

- h. Porcentaje de carga sobre el pie izquierdo respecto a la carga total.
- c) Datos referentes al estudio de estabilometría. Analizaremos estos datos en primer lugar con ojos abiertos, y en segundo lugar con ojos cerrados.
 - a. Superficie de la elipse de confianza (en mm^2).
 - b. Índice de excentricidad de la elipse de confianza.
 - c. Longitud del oville (en mm).
 - d. Media del desplazamiento del centro de gravedad en el eje X y en el eje Y (en mm).
 - e. Velocidad media del desplazamiento del centro de gravedad (en mm/s).
 - f. Velocidad del desplazamiento del centro de gravedad en el eje X y en el eje Y (en mm/s).

En los grupos postintervención desarrollaremos únicamente los datos correspondientes a los apartados b) y c).

B. Estadística inferencial.

4.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.

4.1.1. MUESTRA TOTAL.

La muestra total del estudio la conforman 80 sujetos distribuidos en 2 grupos. El grupo intervención (manipulación global occipito-atlo-axoidea) estuvo formado por 41 sujetos y el grupo placebo (puesta en tensión sin impulso) estuvo formado por 39 sujetos.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos OAA	41	51,3	51,3	51,3
Placebo OAA	39	48,8	48,8	100,0
Total	80	100,0	100,0	

Tabla 1. Distribución de frecuencias según intervención.

La edad de la muestra total oscila entre 19 y 32 con una media de $25,03 \pm 3,07$ y la mayor frecuencia se da entre los 21 y los 28. En relación al sexo, de los 80 sujetos de la muestra, el 51,25% (41 sujetos) eran hombres y el 48,75% (39 sujetos) eran mujeres.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Válidos Hombre	41	51,3	51,3	51,3
Mujer	39	48,8	48,8	100,0
Total	80	100,0	100,0	

Tabla 2. Distribución de frecuencias según sexo.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

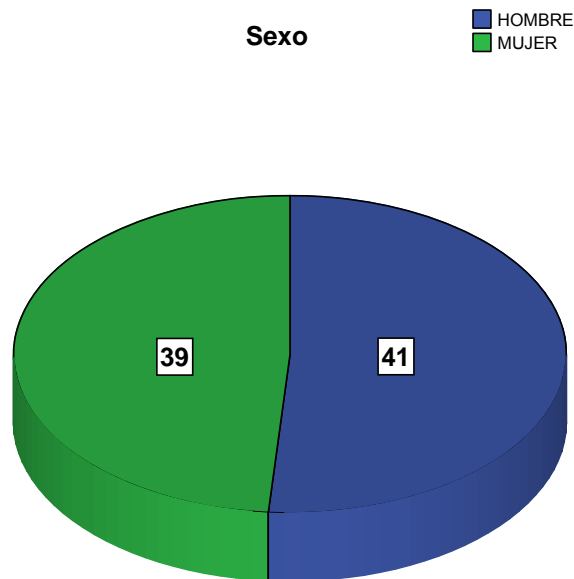


Gráfico 2. Distribución de la muestra según sexo.

El peso medio de la muestra es de $67,49 \pm 8,72$ kg, mientras la talla media se situó en $169,68 \pm 9,77$ cm. Esto hace que el Índice de Masa Corporal (IMC) se sitúe en un valor medio de $23,43 \pm 2,13$. También fue evaluada la práctica deportiva habitual, obteniendo una media de actividad física de $2,74 \pm 3,23$ horas semanales.

	Edad	Talla	Peso	IMC	ActFis
Media	25,03	169,68	67,49	23,43	2,74
Desv. típ.	3,073	9,770	8,715	2,134	3,233
Mínimo	19	153	46	18	0
Máximo	32	190	96	31	14

Tabla 3. Valores medios de las características generales de la muestra.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

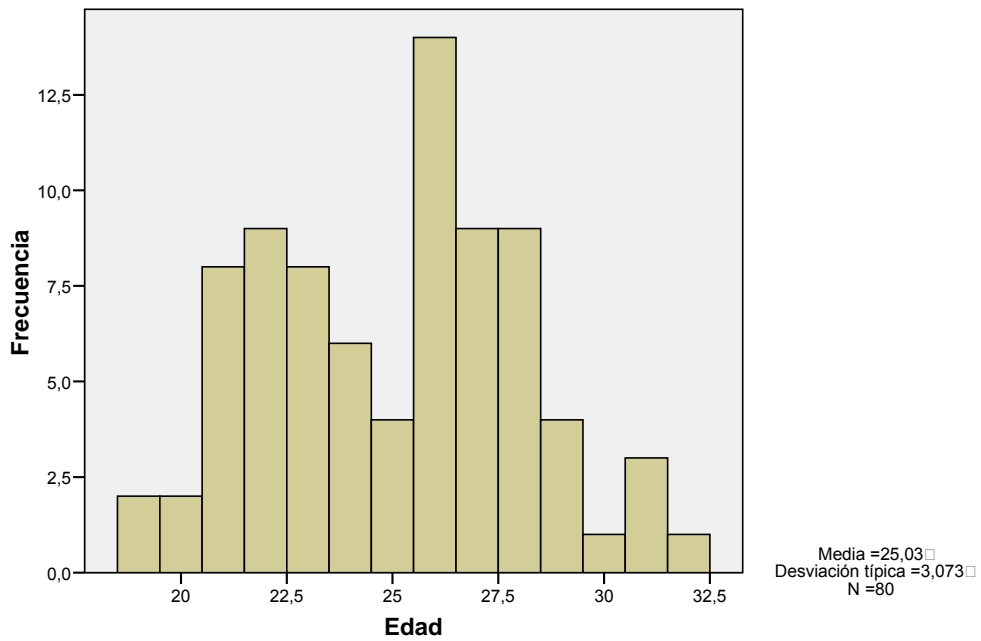


Gráfico 3. Distribución de la muestra según la edad.

El valor más frecuente de actividad física semanal se obtuvo en el valor de 0 horas (42,5% de los sujetos) y entre 3 y 4 horas (30,1%).

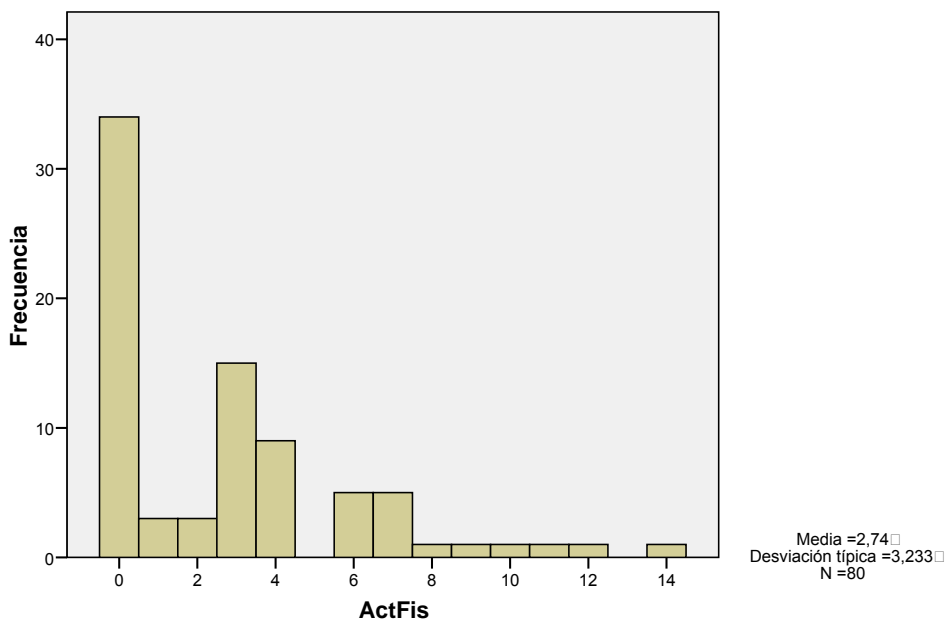


Gráfico 4. Distribución según horas de práctica física semanal.

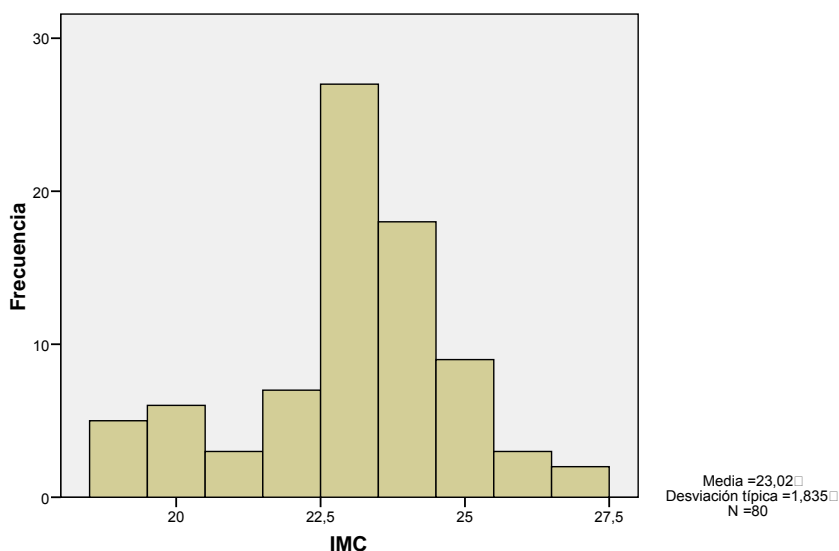


Gráfico 5. Frecuencias según el IMC.

4.1.2. Grupo OAA preintervención.

4.1.2.1. Registro baropodométrico.

La superficie total de apoyo de ambos pies situó los resultados en un intervalo de confianza para la media al 95% entre 172,63 y 191,26 cm² con una media de 181,94 ± 29,49 cm².

Media	181,9390
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior: 172,6322 Límite superior: 191,2458
Desv. típ.	29,48563

Tabla 4. Superficie Total OAA preintervención.

La relación entre la superficie de apoyo del pie izquierdo y el derecho mostró unos valores próximos a la simetría. El porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho tuvo un valor de 50,89 ± 1,98%.

Media	50,8854
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior: 50,2592 Límite superior: 51,5116
Desv. típ.	1,98388

Tabla 5. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho OAA preintervención.

La superficie de apoyo del antepié fue mayor a la del retropié tanto en el pie izquierdo como en el derecho. La relación entre antepié y retropié izquierdo se situó en torno a un 60/40 con mayor apoyo sobre el antepié. Concretamente para el pie izquierdo fue de 60,2% / 39,8% (Antepié/Retropié) y para el pie derecho 60,87% / 39,13% (Antepié / Retropié). Los valores que tomaron en el antepié izquierdo tuvieron una media de $53,939 \pm 12,05 \text{ cm}^2$, en el retropié izquierdo $35,57 \pm 5,45 \text{ cm}^2$, en el antepié derecho $56,29 \pm 11,41 \text{ cm}^2$ y en el retropié derecho $36,11 \pm 5,01 \text{ cm}^2$.

Antepié izquierdo	Media		53,9390
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	50,1341
		Límite superior	57,7440
			12,05479
Antepié derecho	Media		56,2866
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	52,6852
		Límite superior	59,8880
			11,40978
Retropié izquierdo	Media		35,5732
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	33,8527
		Límite superior	37,2936
			5,45070
Retropié derecho	Media		36,1098
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	34,5282
		Límite superior	37,6913
			5,01063

Tabla 6. Superficies de apoyo por regiones (mm^2) OAA preintervención.

En relación a las presiones se han observado valores muy variables en la población de estudio. Debido a que las desviaciones típicas sean tan elevadas, los análisis en relación a estos datos deben ser realizados con cautela.

El punto de presión máximo obtuvo un valor de la media de $752,06 \pm 125,06 \text{ g/cm}^2$, mientras que la presión media se situó en $385,93 \pm 51,47$.

La relación entre la carga que recibe el pie izquierdo y el derecho mostró una tendencia al apoyo predominante sobre la pierna derecha. El porcentaje de carga del pie izquierdo se situó en el $48,74 \pm 3,53\%$.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

PrePrMax	Media		752,0610
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	712,4210
		Límite superior	791,7010
			125,58650
PrePrMed	Media		385,9317
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	369,6858
		Límite superior	402,1776
			51,46994
PreCargaPorclzq	Media		48,7439
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	47,6289
		Límite superior	49,8589
			3,53250

Tabla 7. Presiones de apoyo OAA preintervención.

El porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo mostró una media que muestra una tendencia de apoyo mayor sobre el retropié que sobre el antepié, a pesar de que estos datos hay que interpretarlos con prudencia, ya que la desviación típica es muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $52,95 \pm 7,96\%$.

El porcentaje de carga del retropié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho mostró una mayor carga sobre el retropié que sobre el antepié, pero también con una desviación típica muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $54,31 \pm 7,77\%$.

Retropié izquierdo	Media		52,9488
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	50,4347
		Límite superior	55,4629
			7,96515
Retropié derecho	Media		54,3073
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	51,8559
		Límite superior	56,7587
			7,76641

Tabla 8 Porcentaje de cargas entre retropié y antepié OAA preintervención.

En relación al ángulo que forma el eje horizontal con la línea que une los centros de presión de cada pie, los resultados muestran una tendencia a la coincidencia entre el eje horizontal y la línea que une los centros de presión. El valor de la media se situó en $0,26 \pm 2,59\%$.

Media		,2578
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	-,5595
	Límite superior	1,0751
Desv. típ.		2,58929

Tabla 9. Ángulo de los centros de presión OAA preintervención.

4.1.2.2. Registro estabilométrico.

La superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos se situó en una media de $91,77 \pm 25,04 \text{ mm}^2$, mientras que la misma variable con ojos cerrados mostró un valor muy superior, con una media de $188,70 \pm 47,20 \text{ mm}^2$. La desviación típica en ambos casos es bastante elevada.

Ojos abiertos	Media		91,7754
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	83,8719
		Límite superior	99,6788
	Desv. típ.		25,03942
Ojos cerrados	Media		188,7024
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	173,8063
		Límite superior	203,5986
	Desv. típ.		47,19352

Tabla 10. Superficie de la elipse de confianza (mm²) OAA preintervención.

El índice de excentricidad mostró valores ligeramente mayores con los ojos abiertos que con los ojos cerrados. El resultado del índice de excentricidad con ojos abiertos se situó en una media de $33,67 \pm 15,43$, mientras con ojos cerrados fue de $37,98 \pm 15,36$. La desviación típica es similar mientras que la media es ligeramente superior con ojos cerrados.

Ojos abiertos	Media		33,6732
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	28,8016
		Límite superior	38,5447
	Desv. típ.		15,43397
Ojos cerrados	Media		37,9841
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	33,1374
		Límite superior	42,8309
	Desv. típ.		15,35547

Tabla 11. Índice de excentricidad OAA preintervención.

La longitud del balanceo también muestra valores superiores con ojos abiertos que con ojos cerrados con una desviación típica similar. Los

resultados con ojos abiertos muestran una media de $148,67 \pm 48,82$ mm, mientras con ojos cerrados el resultado fue de $164,36 \pm 47,88$ mm.

Ojos abiertos	Media		148,6683
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	133,2584
		Límite superior	164,0782
			48,82120
Ojos cerrados	Media		164,3629
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	149,2492
		Límite superior	179,4767
			47,88295

Tabla 12. Longitud del ovillo OAA preintervención.

Amplitud de la oscilación.

La media de la oscilación en el eje X y en el eje Y mostró valores similares. La media de la oscilación en el eje X fue de $0,13 \pm 0,07$ con ojos abiertos y de $0,10 \pm 0,05$ con los ojos cerrados. La media de oscilación en el eje Y fue de $0,1644 \pm 0,08041$ con los ojos abiertos y de $0,13 \pm 0,06$ con los ojos cerrados. Estos valores indican una oscilación bastante centrada sin una clara tendencia al balanceo en una dirección concreta sino un balanceo equilibrado en todas direcciones.

Eje X Ojos abiertos	Media		,1256
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1041
		Límite superior	,1472
			,06827
Eje X Ojos cerrados	Media		,1046
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,0897
		Límite superior	,1196
			,04728
Eje Y Ojos abiertos	Media		,1644
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1390
		Límite superior	,1898
			,08041
Eje Y Ojos cerrados	Media		,1295
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1105
		Límite superior	,1485
			,06025

Tabla 13. Amplitud media de la oscilación OAA preintervención.

Velocidad de la oscilación

La velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en el suelo mostró unos valores levemente mayores con ojos cerrados ($3,21 \pm 0,93$ mm/s) que con ojos abiertos ($2,90 \pm 0,95$ mm/s).

Si descomponemos el balanceo en dos ejes perpendiculares, uno anteroposterior (eje Y) y otro lateral (eje X), podemos observar como la velocidad en el eje Y es bastante similar con ojos abiertos ($2,01 \pm 0,69$ mm/s) y con ojos cerrados ($2,062 \pm ,66$ mm/s). La velocidad en el eje X es mayor con los ojos cerrados ($2,01 \pm 0,62$ mm/s) que con los ojos abiertos ($1,64 \pm 0,60$ mm/s). La desviación típica es bastante similar en todos los casos.

Velocidad media Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,9022 2,6014 3,2030 ,95306
Velocidad media Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	3,2093 2,9141 3,5044 ,93502
Eje X Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	1,6424 1,4519 1,8330 ,60363
Eje X Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,0127 1,8172 2,2081 ,61920
Eje Y Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,0149 1,7980 2,2317 ,68696
Eje Y Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,0615 1,8517 2,2712 ,66454

Tabla 14. Velocidad del balanceo corporal OAA preintervención.

El valor de la media del índice de Romberg se situó en $205,24 \pm 33,56$.

Media		205,2373
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	194,6355
	Límite superior	215,8391
Desv. típ.		33,5884

Tabla 15. Índice de Romberg OAA preintervención.

4.1.2.3. Datos generales.

Los datos generales antes de la intervención del grupo intervención 1 (técnica de thrust global OAA) muestran una edad media de $24,85 \pm 3,10$ años. La media de la talla se encuentra en un valor de $173,61 \pm 7,57$ cm y la del peso fue de $69,22 \pm 8,95$ kg. La media del IMC se situó en $22,93 \pm 2,25$ kg/m². La actividad física semanal media fue de $3,29 \pm 3,20$ horas.

En este grupo encontramos 23 hombres (56,1%) y 18 mujeres (43,9%).

4.1.3. Grupo OAA postintervención

4.1.3.1. Registro baropodométrico.

La superficie total de apoyo de ambos pies situó los resultados en un intervalo de confianza para la media al 95% entre 168,01 y 186,71 cm² con una media de $177,36 \pm 29,64$ cm².

Media		177,3598
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	168,0052
	Límite superior	186,7144
Desv. típ.		29,63702

Tabla 16. Superficie Total OAA tras la intervención.

La relación entre la superficie de apoyo del pie izquierdo y el derecho mostró unos valores próximos a la simetría. El porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho tuvo un valor medio de $50,62 \pm 3,02\%$.

Media	50,6171
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 49,6631 Límite superior 51,5711
Desv. típ.	3,02241

Tabla 17. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho OAA tras la intervención.

La superficie de apoyo del antepié fue mayor a la del retropié tanto en el pie izquierdo como en el derecho. La relación entre antepié y retropié izquierdo se situó en torno a un 60/40 con mayor apoyo sobre el antepié. Concretamente para el pie izquierdo fue de 59,77% / 40,23% (Antepié/Retropié) y para el pie derecho 60,67% / 39,33% (Antepié / Retropié). Los valores que tomaron en el antepié izquierdo tuvieron una media de $52,74 \pm 10,94 \text{ cm}^2$, en el retropié izquierdo $35,35 \pm 5,55 \text{ cm}^2$, en el antepié derecho $54,10 \pm 11,30 \text{ cm}^2$ y en el retropié derecho $35,35 \pm 5,36 \text{ cm}^2$.

Antepié izquierdo	Media		52,7378
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	49,2858
		Límite superior	56,1897
		Desv. típ.	10,9364
Antepié derecho	Media		54,1036
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	50,5377
		Límite superior	57,6696
		Desv. típ.	11,2975
Retropié izquierdo	Media		35,3536
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	33,6008
		Límite superior	37,1064
		Desv. típ.	5,5531
Retropié derecho	Media		35,3536
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	33,4006
		Límite superior	36,7823
		Desv. típ.	5,3568

Tabla 18. Superficies de apoyo por regiones (mm^2) OAA tras la intervención.

En relación a las presiones se han observado valores muy variables en la población de estudio. Debido a que las desviaciones típicas sean tan elevadas, los análisis en relación a estos datos deben ser realizados con cautela.

El punto de presión máximo obtuvo un valor medio de $789,00 \pm 145,95 \text{ g/cm}^2$, mientras que la presión media se situó en $403,02 \pm 63,83$.

La relación entre la carga que recibe el pie izquierdo y el derecho mostró un apoyo predominante sobre la pierna derecha. El porcentaje de carga del pie izquierdo se situó en el $34,76 \pm 5,56\%$.

PrePrMax	Media		789,0043
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	742,9381
		Límite superior	835,0706
			145,9461
PrePrMed	Media		403,0244
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	382,8768
		Límite superior	423,1719
			63,8309
PreCargaPorclzq	Media		34,7609
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	33,0056
		Límite superior	36,5162
			5,5611

Tabla 19. Presiones de apoyo OAA tras la intervención.

El porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo mostró una media que muestra una tendencia de apoyo mayor sobre el retropié que sobre el antepié, a pesar de que estos datos hay que interpretarlos con prudencia, ya que la desviación típica es muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $53,16 \pm 6,62\%$.

El porcentaje de carga del retropié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho mostró una mayor carga sobre el retropié que sobre el antepié, pero también con una desviación típica muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $53,93 \pm 7,70\%$.

Retropié izquierdo	Media		53,1609
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	51,0714
		Límite superior	55,2504
			6,6198
Retropié derecho	Media		53,9292
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	51,4979
		Límite superior	56,3605
			7,7027

Tabla 20. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié OAA tras la intervención.

En relación al ángulo que forma el eje horizontal con la línea que une los centros de presión de cada pie, los resultados muestran una tendencia a la coincidencia entre el eje horizontal y la línea que une los centros de presión. El valor de la media se situó en $0,26 \pm 2,59\%$.

Media		,0902
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	-,7560
	Límite superior	,9365
Desv. típ.		2,6812

Tabla 21. Ángulo de los centros de presión OAA tras la intervención.

4.1.3.2. Registro estabilométrico.

La superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos se situó en una media de $81,17 \pm 22,59 \text{ mm}^2$, mientras que la misma variable con ojos cerrados mostró un valor superior, con una media de $147,37 \pm 40,95 \text{ mm}^2$. La desviación típica en ambos casos es bastante elevada.

Ojos abiertos	Media		81,1714
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	74,0397
		Límite superior	88,3031
	Desv. típ.		22,5944
Ojos cerrados	Media		147,3690
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	134,4435
		Límite superior	160,2944
	Desv. típ.		40,9501

Tabla 22. Superficie de la elipse de confianza (mm^2) OAA tras la intervención.

El índice de excentricidad mostró valores mayores con los ojos abiertos que con los ojos cerrados. El resultado del índice de excentricidad con ojos abiertos se situó en una media de $45,27 \pm 20,23$, mientras que con ojos cerrados fue de $36,69 \pm 15,37$. La desviación típica también es mayor con ojos abiertos que con ojos cerrados.

Ojos abiertos	Media		45,2707
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	38,8838
		Límite superior	51,6576
	Desv. típ.		20,2347
Ojos cerrados	Media		36,6919
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	31,8394
		Límite superior	41,5444
	Desv. típ.		15,3735

Tabla 23. Índice de excentricidad OAA tras la intervención.

La longitud del balanceo muestra valores superiores con ojos cerrados que con ojos abiertos con una desviación típica similar. Los resultados con ojos abiertos muestran una media de $146,34 \pm 47,69$ mm, mientras que con ojos cerrados el resultado fue de $157,09 \pm 48,82$ mm.

Ojos abiertos	Media		146,3439
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	131,2897
		Límite superior	161,3980
	Desv. típ.		47,6941
Ojos cerrados	Media		157,0902
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	141,6806
		Límite superior	172,4998
	Desv. típ.		48,8203

Tabla 24. Longitud del ovillo OAA tras la intervención.

Amplitud de la oscilación.

La media de la oscilación en el eje X y en el eje Y mostró valores similares con un leve predominio del desplazamiento anteroposterior sobre el lateral. La media de la oscilación en el eje X fue de $0,14 \pm 0,07$ mm con ojos abiertos y de $0,11 \pm 0,05$ mm con los ojos cerrados. La media de oscilación en el eje Y fue de $0,17 \pm 0,10$ mm con los ojos abiertos y de $0,14 \pm 0,07$ mm con los ojos cerrados. Estos valores indican una oscilación bastante centrada sin una clara tendencia al balanceo en una dirección concreta sino un balanceo equilibrado en todas direcciones.

Eje X Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	,1436 ,1225 ,1647 ,0668
Eje X Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	,1078 ,0931 ,1224 ,0464
Eje Y Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	,1724 ,1419 ,2029 ,0965
Eje Y Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	,1363 ,1142 ,1583 ,0698

Tabla 25. Amplitud media de la oscilación OAA tras la intervención.

Velocidad de la oscilación

La velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en el suelo mostró unos valores levemente mayores con ojos cerrados ($3,07 \pm 0,93$ mm/s) que con ojos abiertos ($2,86 \pm 0,93$ mm/s).

Si descomponemos el balanceo en dos ejes perpendiculares, uno anteroposterior (eje Y) y otro lateral (eje X), podemos observar como la velocidad en el eje Y es bastante similar con ojos abiertos ($1,89 \pm 0,66$ mm/s) y con ojos cerrados ($2,03 \pm 0,69$ mm/s). La velocidad en el eje X es ligeramente mayor con los ojos cerrados ($1,86 \pm 0,60$ mm/s) que con los ojos abiertos ($1,72 \pm 0,62$ mm/s). La desviación típica es bastante similar en todos los casos.

Velocidad media Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,8578 2,5638 3,1517 ,9312
Velocidad media Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	3,0665 2,7658 3,3672 ,9526
Eje X Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	1,7202 1,5232 1,9172 ,6240

Eje X	Media		1,8563
Ojos cerrados	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,6654 2,0472
	Desv. típ.		,6047
Eje Y	Media		1,8856
Ojos abiertos	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,6772 2,0939
	Desv. típ.		,6601
Eje Y	Media		2,0251
Ojos cerrados	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,8063 2,2439
	Desv. típ.		,6932

Tabla 26. Velocidad del balanceo corporal OAA tras la intervención.

El valor de la media del índice de Romberg se situó en $177,64 \pm 31,20$.

Media	177,6415
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior
Desv. típ.	167,7950 187,4880 31,1954

Tabla 27. Índice de Romberg OAA tras la intervención.

4.1.4. Grupo Placebo preintervención.

4.1.4.1. Registro baropodométrico.

La superficie total de apoyo de ambos pies situó los resultados en un intervalo de confianza para la media al 95% entre 170,26 y 177,50 cm² con una media de $173,88 \pm 11,47$ cm².

Media	173,8780
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior
Desv. típ.	170,2580 177,4980 11,4688

Tabla 28. Superficie Total placebo preintervención.

La relación entre la superficie de apoyo del pie izquierdo y el derecho mostró unos valores próximos a la simetría. El porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho tuvo un valor medio de $51,62 \pm 1,82\%$.

Media	51,6195
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 51,0436 Límite superior 52,1953
Desv. típ.	1,8244

Tabla 29. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho placebo preintervención.

La superficie de apoyo del antepié fue mayor a la del retropié tanto en el pie izquierdo como en el derecho. La relación entre antepié y retropié izquierdo se situó en torno a un 60/40 con mayor apoyo sobre el antepié. Concretamente para el pie izquierdo fue de 59,34% / 40,66% (Antepié/Retropié) y para el pie derecho 60,44% / 39,56% (Antepié / Retropié). Los valores que tomaron en el antepié izquierdo tuvieron una media de $53,94 \pm 10,43 \text{ cm}^2$, en el retropié izquierdo $37,07 \pm 6,27 \text{ cm}^2$, en el antepié derecho $55,01 \pm 10,79 \text{ cm}^2$ y en el retropié derecho $36,416 \pm 5,53 \text{ cm}^2$.

Antepié izquierdo	Media		53,9390
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	50,1340
		Límite superior	56,6381
		Desv. típ.	10,4253
Antepié derecho	Media		55,0121
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	51,6067
		Límite superior	58,4176
		Desv. típ.	10,7890
Retropié izquierdo	Media		37,0670
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	35,0890
		Límite superior	39,0451
		Desv. típ.	6,2667
Retropié derecho	Media		36,4146
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	34,6688
		Límite superior	38,1604
		Desv. típ.	5,5310

Tabla 30. Superficies de apoyo por regiones (mm^2) placebo preintervención.

El punto de presión máximo obtuvo un valor medio de $775,95 \pm 62,65 \text{ g/cm}^2$, mientras que la presión media se situó en $385,93 \pm 51,47 \text{ g/cm}^2$.

La relación entre la carga que recibe el pie izquierdo y el derecho mostró como la carga se distribuye de manera equitativa sobre el pie izquierdo y el derecho. El porcentaje de carga del pie izquierdo se situó en el $49,46 \pm 2,95\%$.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Presión máxima	Media		775,9512
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	756,1762
		Límite superior	795,7262
			62,6506
Presión media	Media		385,9317
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	369,6857
		Límite superior	402,1776
			51,4699
Porcentaje de carga sobre el pie izquierdo	Media		49,4561
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	48,5244
		Límite superior	50,3877
			2,9515

Tabla 31. Presiones de apoyo placebo preintervención.

El porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo mostró una ligera tendencia de apoyo mayor sobre el retropié que sobre el antepié. Este resultado hay que aceptarlo con cautela, ya que la desviación típica es muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $51,98 \pm 6,32$ %.

El porcentaje de carga del retropié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho mostró una mayor carga sobre el retropié que sobre el antepié, pero también una desviación típica muy alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $54,31 \pm 7,77$ %.

Retropié izquierdo	Media		51,9756
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	49,9794
		Límite superior	53,9717
			6,3240
Retropié derecho	Media		54,3073
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	51,8559
		Límite superior	56,7586
			7,7664

Tabla 32. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié placebo preintervención.

En relación al ángulo que forma el eje horizontal con la línea que une los centros de presión de cada pie, los resultados muestran valores positivos, lo cual indica una posición anteriorizada del punto de presión del pie izquierdo respecto al del pie derecho. El valor de la media se situó en $2,41 \pm 1,06$ %.

Media		2,4073
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	2,0734
	Límite superior	2,7411
Desv. típ.		1,0576

Tabla 33. Ángulo de los centros de presión placebo preintervención.

4.1.4.2. Registro estabilométrico.

La superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos se situó en una media de $75,50 \pm 18,85 \text{ mm}^2$, mientras que la misma variable con ojos cerrados mostró un valor superior, con una media de $154,80 \pm 45,90 \text{ mm}^2$. La desviación típica en ambos casos es bastante elevada.

Ojos abiertos	Media		75,4968
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	69,5459
		Límite superior	81,4477
	Desv. típ.		18,8535
Ojos cerrados	Media		154,7982
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	140,3098
		Límite superior	169,2867
	Desv. típ.		45,9020

Tabla 34. Superficie de la elipse de confianza (mm²) placebo preintervención.

El índice de excentricidad mostró valores mayores con los ojos abiertos que con los ojos cerrados. El resultado del índice de excentricidad con ojos abiertos se situó en una media de $51,90 \pm 15,94$, mientras que con ojos cerrados fue de $33,23 \pm 11,70$. La desviación típica también es mayor con ojos abiertos que con ojos cerrados.

Ojos abiertos	Media		51,8951
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	46,8644
		Límite superior	56,9257
	Desv. típ.		15,9379
Ojos cerrados	Media		33,2192
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	29,5274
		Límite superior	36,9111
	Desv. típ.		11,6964

Tabla 35. Índice de excentricidad placebo preintervención.

La longitud del balanceo muestra valores superiores con ojos cerrados que con ojos abiertos. Los resultados con ojos abiertos muestran una media de $148,17 \pm 40,51$ mm, mientras que con ojos cerrados el resultado fue de $168,48 \pm 31,48$ mm.

Ojos abiertos	Media		148,1682
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	135,3820
		Límite superior	160,9545
	Desv. típ.		40,5091
Ojos cerrados	Media		168,4804
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	158,5435
		Límite superior	178,4173
	Desv. típ.		31,4818

Tabla 36. Longitud del ovillo placebo preintervención.

Amplitud de la oscilación.

La media de la oscilación en el eje X y en el eje Y mostró valores similares con un leve predominio del desplazamiento lateral sobre el anteroposterior. La media de la oscilación en el eje X fue de $0,18 \pm 0,06$ mm con ojos abiertos y de $0,12 \pm 0,03$ mm con los ojos cerrados. La media de oscilación en el eje Y fue de $0,16 \pm 0,07$ mm con los ojos abiertos y de $0,13 \pm 0,05$ mm con los ojos cerrados. Estos valores indican una oscilación equilibrada en torno al punto central, sin una clara tendencia al balanceo en una dirección concreta sino un balanceo equilibrado en todas direcciones.

Eje X Ojos abiertos	Media		,1797
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,1607
		Límite superior	,1987
	Desv. típ.		,0601
Eje X Ojos cerrados	Media		,1231
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,1122
		Límite superior	,1341
	Desv. típ.		,0346
Eje Y Ojos abiertos	Media		,1560
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,1331
		Límite superior	,1790
	Desv. típ.		,0727
Eje Y Ojos cerrados	Media		,13
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	,1143
		Límite superior	,1456
	Desv. típ.		,0494

Tabla 37. Amplitud media de la oscilación placebo preintervención.

Velocidad de la oscilación

La velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en el suelo mostró unos valores levemente mayores con ojos cerrados ($3,37 \pm 0,65$ mm/s) que con ojos abiertos ($2,83 \pm 0,84$ mm/s).

Si descomponemos el balanceo en dos ejes perpendiculares, uno anteroposterior (eje Y) y otro lateral (eje X), podemos observar como la velocidad del desplazamiento anteroposterior es mayor que el lateral con ojos abiertos. Con los ojos cerrados tienden a igualarse. La velocidad del movimiento en el eje Y es bastante similar con ojos abiertos ($2,02 \pm 0,63$ mm/s) y con ojos cerrados ($2,20 \pm 0,39$ mm/s). La velocidad en el eje X es ligeramente mayor con los ojos cerrados ($1,96 \pm 0,45$ mm/s) que con los ojos abiertos ($1,58 \pm 0,48$ mm/s).

Velocidad media Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,8336 2,5674 3,0995 ,8435
Velocidad media Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	3,3700 3,1633 3,5766 ,6547
Eje X Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	1,5802 1,4298 1,7305 ,4763
Eje X Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	1,9570 1,8146 2,0995 ,4513
Eje Y Ojos abiertos	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,0246 1,8263 2,2229 ,6283
Eje Y Ojos cerrados	Media Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior Límite superior	2,1980 2,0750 2,3210 ,3896

Tabla 38. Velocidad del balanceo corporal placebo preintervención.

El valor de la media del índice de Romberg se situó en $198,65 \pm 37,14$.

Media		198,6505
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	186,6106
	Límite superior	210,6904
Desv. típ.		37,1416

Tabla 39. Índice de Romberg placebo preintervención.

4.1.4.3. Datos generales.

Los datos generales de la muestra del grupo placebo cervical (simulación de técnica de thrust global OAA sin ejecutar el impulso) antes de la intervención muestran una edad media de $25,19 \pm 2,99$ años. La media de la talla se encuentra en un valor de $165,51 \pm 9,93$ cm y la del peso fue de $65,68 \pm 7,97$ kg. La media del IMC se situó en $23,95 \pm 1,85$ kg/m². La actividad física semanal media fue de $2,53 \pm 3,63$ horas.

En este grupo encontramos 18 hombres (46,15%) y 21 mujeres (53,85%).

4.1.5. Grupo Placebo postintervención.

4.1.5.1. Registro baropodométrico.

La superficie total de apoyo de ambos pies situó los resultados en un intervalo de confianza para la media al 95% entre 169,66 y 176,01 cm² con una media de $172,84 \pm 10,06$ cm².

Media		172,8353
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	169,6585
	Límite superior	176,0121
Desv. típ.		10,0647

Tabla 40. Superficie Total placebo tras la intervención.

La relación entre la superficie de apoyo del pie izquierdo y el derecho mostró unos valores próximos a la simetría. El porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho tuvo un valor medio de $50,42 \pm 1,89$ %.

Media	50,4243
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior 49,8270 Límite superior 51,0217
Desv. típ.	1,8924

Tabla 41. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho placebo tras la intervención.

La superficie de apoyo del antepié fue mayor a la del retropié tanto en el pie izquierdo como en el derecho. La relación entre antepié y retropié izquierdo se situó en torno a un 60/40 con mayor apoyo sobre el antepié. Concretamente para el pie izquierdo fue de 59,92% / 40,08% (Antepié/Retropié) y para el pie derecho 59,91% / 40,09% (Antepié / Retropié). Los resultados concretos en el antepié izquierdo fue una media de $54,18 \pm 10,52 \text{ cm}^2$, en el retropié izquierdo $36,24 \pm 5,86 \text{ cm}^2$, en el antepié derecho $54,68 \pm 10,14 \text{ cm}^2$ y en el retropié derecho $36,57 \pm 5,53 \text{ cm}^2$.

Antepié izquierdo	Media		54,1829
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	50,8628
		Límite superior	57,5029
		Desv. típ.	10,5184
Antepié derecho	Media		54,6768
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	34,3951
		Límite superior	57,8776
		Desv. típ.	10,1409
Retropié izquierdo	Media		36,2439
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	35,0890
		Límite superior	38,0926
		Desv. típ.	5,8570
Retropié derecho	Media		36,5731
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	34,8272
		Límite superior	38,3191
		Desv. típ.	5,5315

Tabla 42. Superficies de apoyo por regiones (mm^2) placebo tras la intervención.

El punto de presión máximo obtuvo un valor medio de $782,69 \pm 65,18 \text{ g/cm}^2$, mientras que la presión media se situó en $387,06 \pm 27,81 \text{ g/cm}^2$.

La relación entre la carga que recibe el pie izquierdo y el derecho mostró como la carga se distribuye de manera equitativa sobre el pie izquierdo y el derecho con una leve tendencia a apoyar más carga sobre el derecho. El porcentaje de carga del pie izquierdo fue del $48,76 \pm 2,88\%$.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Presión máxima	Media		782,6853
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	762,1109
		Límite superior	803,2597
			65,1832
Presión media	Media		387,0609
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	378,2821
		Límite superior	395,8397
			27,8127
Porcentaje de carga sobre el pie izquierdo	Media		48,7634
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	47,8534
		Límite superior	49,6734
			2,8830

Tabla 43. Presiones de apoyo placebo tras la intervención.

El porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo respecto a la carga sobre el pie izquierdo mostró una ligera tendencia de apoyo mayor sobre el retropié que sobre el antepié. Este resultado hay que aceptarlo con cautela, ya que la desviación típica es alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $52,49 \pm 5,06$ %.

El porcentaje de carga del retropié derecho respecto a la carga sobre el pie derecho mostró una mayor carga sobre el retropié que sobre el antepié, pero también una desviación típica alta. La media se situó a favor del apoyo en el retropié con un valor de $54,04 \pm 4,16$ %.

Retropié izquierdo	Media		52,4926
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	50,8959
		Límite superior	54,0894
			5,0588
Retropié derecho	Media		54,0365
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	52,7221
		Límite superior	55,3511
			4,1645

Tabla 44. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié placebo tras la intervención.

En relación al ángulo que forma el eje horizontal con la línea que une los centros de presión de cada pie, los resultados muestran valores positivos, lo cual indica una posición más anterior del punto de presión del pie izquierdo respecto al del pie derecho. El valor de la media se situó en $2,39 \pm 0,86$ %.

Media		2,3926
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	2,1224
	Límite superior	2,6629
Desv. típ.		0,8562

Tabla 45. Ángulo de los centros de presión placebo tras la intervención.

4.1.5.2. Registro estabilométrico.

La superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos se situó en una media de $76,74 \pm 18,59 \text{ mm}^2$, mientras que la misma variable con ojos cerrados mostró un valor superior, con una media de $157,27 \pm 47,36 \text{ mm}^2$. La desviación típica en ambos casos es bastante elevada.

Ojos abiertos	Media		76,7446
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	70,8773
		Límite superior	82,6118
	Desv. típ.		18,5885
Ojos cerrados	Media		157,2721
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	142,3223
		Límite superior	172,2220
	Desv. típ.		47,3637

Tabla 46. Superficie de la elipse de confianza (mm²) placebo tras la intervención.

El índice de excentricidad mostró valores mayores con los ojos abiertos que con los ojos cerrados. El resultado del índice de excentricidad con ojos abiertos se situó en una media de $55,9951 \pm 15,05$, mientras que con ojos cerrados fue de $33,77 \pm 12,12$.

Ojos abiertos	Media		55,9951
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	51,2456
		Límite superior	60,7445
	Desv. típ.		15,0470
Ojos cerrados	Media		33,7670
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	29,9426
		Límite superior	37,5915
	Desv. típ.		12,1165

Tabla 47. Índice de excentricidad placebo tras la intervención.

La longitud del balanceo muestra valores superiores con ojos cerrados que con ojos abiertos. Los resultados con ojos abiertos muestran

una media de $150,27 \pm 41,33$ mm, mientras que con ojos cerrados el resultado fue de $171,34 \pm 32,05$ mm.

Ojos abiertos	Media		150,2682
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	137,2244
		Límite superior	163,3121
			41,3251
Ojos cerrados	Media		171,3382
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	161,2235
		Límite superior	181,4530
			32,0454

Tabla 48. Longitud del ovillo placebo tras la intervención.

Amplitud de la oscilación.

La media de la oscilación en el eje X y en el eje Y mostró valores similares. La media de la oscilación en el eje X fue de $0,15 \pm 0,05$ mm con ojos abiertos y de $0,14 \pm 0,05$ mm con los ojos cerrados. La media de oscilación en el eje Y fue de $0,17 \pm 0,09$ mm con los ojos abiertos y de $0,13 \pm 0,05$ mm con los ojos cerrados. Estos valores indican una oscilación equilibrada en torno al punto central, sin una clara tendencia al balanceo en una dirección concreta sino un balanceo equilibrado en todas direcciones.

Eje X Ojos abiertos	Media		,1509
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1341
		Límite superior	,1677
			,0531
Eje X Ojos cerrados	Media		,1397
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1248
		Límite superior	,1546
			,0472
Eje Y Ojos abiertos	Media		,1660
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1386
		Límite superior	,1935
			,0868
Eje Y Ojos cerrados	Media		,1282
	Intervalo de confianza para la media al 95% Desv. típ.	Límite inferior	,1130
		Límite superior	,1435
			,0482

Tabla 49. Amplitud media de la oscilación placebo tras la intervención.

Velocidad de la oscilación

La velocidad media con la que se desplaza la proyección del centro de gravedad en el suelo mostró unos valores levemente mayores con ojos cerrados ($3,45 \pm 0,65$ mm/s) que con ojos abiertos ($2,87 \pm 0,82$ mm/s).

Si descomponemos el balanceo en dos ejes perpendiculares, uno anteroposterior (eje Y) y otro lateral (eje X), podemos observar como la velocidad del desplazamiento anteroposterior es ligeramente mayor que el lateral. La velocidad del movimiento en el eje X es ligeramente menor con ojos abiertos ($1,62 \pm 0,50$ mm/s) que con ojos cerrados ($1,93 \pm 0,52$ mm/s). La velocidad en el eje Y es ligeramente mayor con los ojos cerrados ($2,26 \pm 0,39$ mm/s) que con los ojos abiertos ($2,03 \pm 0,61$ mm/s).

Velocidad media	Media		2,8734
Ojos abiertos	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	2,6149 3,1318
	Desv. típ.		,8188
Velocidad media	Media		3,4546
Ojos cerrados	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	3,2486 3,6606
	Desv. típ.		,6525
Eje X	Media		1,6153
Ojos abiertos	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,4575 1,7731
	Desv. típ.		,5000
Eje X	Media		1,9334
Ojos cerrados	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,7698 2,0969
	Desv. típ.		,5180
Eje Y	Media		2,0307
Ojos abiertos	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	1,8373 2,2240
	Desv. típ.		,6126
Eje Y	Media		2,2621
Ojos cerrados	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior Límite superior	2,1397 2,3846
	Desv. típ.		,3878

Tabla 50. Velocidad del balanceo corporal placebo tras la intervención.

El valor de la media del índice de Romberg se situó en $199,04 \pm 36,42$.

Media		199,0405
Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	187,2339
	Límite superior	210,8472
Desv. típ.		36,4220

Tabla 51. Índice de Romberg placebo tras la intervención.

4.1.6. Análisis de normalidad.

Para el análisis de la distribución normal de los datos obtenidos vamos a realizar la prueba de distribución normal de Kolmogorov-Smirnov.

Estos datos será necesario conocerlos antes del análisis inferencial, pues son condiciones necesarias para utilizar un estadístico u otro en dicho análisis.

4.1.6.1. Características generales de la muestra.

En relación a las características generales de la muestra interpretadas en grupos independientes en función del grupo al que pertenecen, obtenemos que, según el estadístico de Kolmogorov-Smirnov, la distribución de los sujetos en los grupos no cumple la condición de normalidad casi en ningún grupo. Únicamente se distribuye de manera normal el IMC en el grupo placebo ($p=0,200$).

La prueba de Shapiro-Wilk acepta la distribución como normal en la variable edad en todos los grupos excepto en el grupo placebo abdomen ($p=0,002$), en la variable talla en todos los grupos excepto en el grupo placebo cervical ($p=0,001$) y en el grupo placebo abdomen ($p=0,002$), en la variable peso en todos los grupos excepto en el grupo intervención 1 ($p=0,020$), en la variable índice de masa corporal no acepta la distribución

normal en ningún grupo y en la variable actividad física tampoco acepta la distribución normal en ningún grupo.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
Edad	OAA	,140	41	,043
	Placebo OAA	,167	41	,006
Talla	OAA	,142	41	,037
	Placebo OAA	,189	41	,001
Peso	OAA	,144	41	,032
	Placebo OAA	,148	41	,025
IMC	OAA	,154	41	,016
	Placebo OAA	,112	41	,200(*)
ActFis	OAA	,165	41	,007
	Placebo OAA	,270	41	,000

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 52. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov-Smirnov para las características generales.

4.1.6.2. Datos registrados antes de la intervención.

4.1.6.2.1. Baropodometría

Los resultados obtenidos en el registro baropodométrico antes de la intervención mostraron una distribución normal en ambos grupos para las variables “Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho en relación a la superficie de apoyo total”, “superficie de apoyo del antepié izquierdo”, “superficie de apoyo del antepié derecho”, “superficie de apoyo del retropié izquierdo”, “superficie de apoyo del retropié derecho”, “presión máxima de apoyo”, “porcentaje de carga sobre el pie izquierdo en relación al apoyo total” y “porcentaje de carga sobre el retropié izquierdo en relación a la carga sobre el pie izquierdo”. En el resto de variables, solo los valores del grupo intervención cumplieron con la distribución normal.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PreSupTot	OAA	,086	41	,200(*)
	Placebo OAA	,216	41	,000
PreSupPorcDch	OAA	,107	41	,200(*)
	Placebo OAA	,124	41	,112
PreAplzqSup	OAA	,103	41	,200(*)
	Placebo OAA	,109	41	,200(*)
PreApDchSup	OAA	,113	41	,200(*)
	Placebo OAA	,076	41	,200(*)
PreSupRplzq	OAA	,080	41	,200(*)
	Placebo OAA	,124	41	,114
PreSupRpDcho	OAA	,090	41	,200(*)
	Placebo OAA	,086	41	,200(*)
PrePrMax	OAA	,121	41	,140
	Placebo OAA	,108	41	,200(*)
PrePrMed	OAA	,106	41	,200(*)
	Placebo OAA	,169	41	,005
PreCargaPorclzq	OAA	,129	41	,083
	Placebo OAA	,134	41	,061
PreRAIzq	OAA	,101	41	,200(*)
	Placebo OAA	,092	41	,200(*)
PreRADch	OAA	,134	41	,063
	Placebo OAA	,157	41	,012
PreAngCoF	OAA	,100	41	,200(*)
	Placebo OAA	,199	41	,000

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 53. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov-Smirnov para baropodometría preintervención.

4.1.6.2.2. Estabilometría ojos abiertos.

Los valores obtenidos en la estabilometría con los ojos abiertos antes de la intervención muestran que para el grupo intervención se distribuyen normal las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0.146$), “índice de excentricidad” ($p=0.052$) y “media del desplazamiento en el eje Y” ($p=0.052$). En el grupo placebo se distribuyeron de manera normal las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0.109$), “longitud del balanceo” ($p=0.055$), “velocidad media del balanceo” ($p=0.084$) y “velocidad media del balanceo en el eje Y” ($p=0.052$).

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PreOAsup	OAA	,120	41	,146
	Placebo OAA	,125	41	,109
PreOAIndEx	OAA	,087	41	,200(*)
	Placebo OAA	,190	41	,001
PreOAlong	OAA	,179	41	,002
	Placebo OAA	,136	41	,055
PreOAXmedia	OAA	,221	41	,000
	Placebo OAA	,230	41	,000
PreOAYmedia	OAA	,131	41	,073
	Placebo OAA	,161	41	,009
PreOAvelMed	OAA	,179	41	,002
	Placebo OAA	,129	41	,084
PreOAvelX	OAA	,158	41	,011
	Placebo OAA	,157	41	,013
PreOAvelY	OAA	,165	41	,007
	Placebo OAA	,137	41	,052

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 54. Prueba de Kolmogorov-Smirnov para estabilometría ojos abiertos preintervención.

4.1.6.2.3. Estabilometría ojos cerrados

Los valores obtenidos en la estabilometría con los ojos cerrados antes de la intervención muestran que en el grupo intervención, cumplen con el principio de distribución normal las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0.154$), “longitud del balanceo” ($p=0.200$), “velocidad media del balanceo” ($p=0.200$), “velocidad del desplazamiento en el plano X” ($p=0.200$) y “velocidad del desplazamiento en el plano Y” ($p=0.154$). En el grupo placebo se distribuyen con normalidad las variables “longitud del balanceo” ($p=0.166$) y “velocidad media del balanceo” ($p=0.116$).

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PreOCsup	OAA	,119	41	,154
	Placebo OAA	,177	41	,002
PreOCIndEx	OAA	,143	41	,035
	Placebo OAA	,177	41	,002
PreOClong	OAA	,081	41	,200(*)
	Placebo OAA	,118	41	,166
PreOCXmedia	OAA	,187	41	,001
	Placebo OAA	,174	41	,003
PreOCYmedia	OAA	,221	41	,000
	Placebo OAA	,142	41	,036
PreOCvelMed	OAA	,081	41	,200(*)
	Placebo OAA	,124	41	,116
PreOCvelX	OAA	,066	41	,200(*)
	Placebo OAA	,166	41	,006
PreOCvelY	OAA	,119	41	,154
	Placebo OAA	,183	41	,001

Tabla 55. Prueba de normalidad Kolmogorov-Smirnov para estabilometría ojos cerrados preintervención.

4.1.6.2.4. Índice de Romberg

En la variable “índice de Romberg” ambos grupos presentan una distribución normal con valores de $p > 0,05$.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PreRomberg	OAA	,120	41	,146
	PLACEBO	,124	39	,137

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 56. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov-Smirnov para el índice de Romberg preintervención.

4.1.6.3. Datos registrados tras la intervención.

4.1.6.3.1. Baropodometría

Los valores obtenidos en el registro baropodométrico tras la intervención se distribuyeron de manera normal en todas las variables excepto en “superficie total de apoyo”, donde el grupo placebo presentó un valor de $p=0.000$; “superficie de apoyo del antepié izquierdo”, donde ambos grupos presentaron valores de p inferiores a 0.05; y “presión media de apoyo”, donde el grupo placebo presentó un valor de $p=0.000$.

Interv	Kolmogorov-Smirnov(a)			
	Estadístico	gl	Sig.	
PostSupTotal	OAA	,099	41	,200(*)
	Placebo OAA	,196	41	,000
PostSupPorcDch	OAA	,120	41	,146
	Placebo OAA	,119	41	,149
PostApIzqSup	OAA	,162	41	,008
	Placebo OAA	,141	41	,040
PostApDchSup	OAA	,102	41	,200(*)
	Placebo OAA	,074	41	,200(*)
PostSupRpIzq	OAA	,087	41	,200(*)
	Placebo OAA	,080	41	,200(*)
PostSupRpDch	OAA	,104	41	,200(*)
	Placebo OAA	,137	41	,050
PostPrMax	OAA	,102	41	,200(*)
	Placebo OAA	,109	41	,200(*)
PostPrMed	OAA	,127	41	,092
	Placebo OAA	,242	41	,000
PostCargaPorclzq	OAA	,105	41	,200(*)
	Placebo OAA	,118	41	,167
PostRAIzq	OAA	,060	41	,200(*)
	Placebo OAA	,092	41	,200(*)
PostRADch	OAA	,102	41	,200(*)
	Placebo OAA	,099	41	,200(*)
PostAngCoF	OAA	,092	41	,200(*)
	Placebo OAA	,136	41	,054

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 57. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para baropodometría postintervención.

4.1.6.3.2. Estabilometría ojos abiertos

Los valores obtenidos del registro estabilométrico con ojos abiertos tras la intervención se distribuyen de manera normal en todas las variables del grupo intervención excepto en “media del desplazamiento en el eje Y” ($p=0.002$) y “velocidad del desplazamiento en el eje Y” ($p=0.048$). La distribución de los resultados obtenidos en el grupo placebo no es normal en ninguna variable.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PostOAsup	OAA	,112	41	,200(*)
	Placebo OAA	,142	41	,036
PostOAIndEx	OAA	,101	41	,200(*)
	Placebo OAA	,159	41	,011
PostOAlong	OAA	,076	41	,200(*)
	Placebo OAA	,212	41	,000
PostOAXmed	OAA	,098	41	,200(*)
	Placebo OAA	,191	41	,001
PostOAYmed	OAA	,178	41	,002
	Placebo OAA	,193	41	,001
PostOAvelMed	OAA	,073	41	,200(*)
	Placebo OAA	,192	41	,001
PostOAvelX	OAA	,100	41	,200(*)
	Placebo OAA	,167	41	,006
PostOAvelY	OAA	,138	41	,048
	Placebo OAA	,239	41	,000

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 58. Prueba de normalidad Kolmogorov- Smirnov para estabilometría ojos abiertos postintervención.

4.1.6.3.3. Estabilometría ojos cerrados

Los valores obtenidos del registro estabilométrico con ojos cerrados tras la intervención se distribuyen de manera normal en todas las variables del grupo intervención excepto en la “media del desplazamiento en el eje Y” ($p=0.002$). La distribución de los resultados obtenidos en el grupo placebo solo es normal en la “velocidad media del balanceo” ($p=0.082$).

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PostOCsup	OAA	,088	41	,200(*)
	Placebo OAA	,162	41	,008
PostOCIndEx	OAA	,080	41	,200(*)
	Placebo OAA	,186	41	,001
PostOClong	OAA	,063	41	,200(*)
	Placebo OAA	,142	41	,036
PostOCXmed	OAA	,115	41	,190
	Placebo OAA	,174	41	,003
PostOCYmed	OAA	,178	41	,002
	Placebo OAA	,199	41	,000
PostOCvelMed	OAA	,063	41	,200(*)
	Placebo OAA	,129	41	,082
PostOCvelX	OAA	,098	41	,200(*)
	Placebo OAA	,157	41	,012
PostOCvelY	OAA	,078	41	,200(*)
	Placebo OAA	,141	41	,040

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 59. Prueba de normalidad Kolmogorov--Smirnov de estabilometría ojos cerrados postintervención.

4.1.6.3.4. Índice de Romberg.

El grupo intervención presenta una distribución normal en la variable Índice de Romberg tras la intervención según la prueba de bondad de ajuste de Kolmogorov-Smirnov, mientras que el placebo no se distribuye normal.

Interv		Kolmogorov-Smirnov(a)		
		Estadístico	gl	Sig.
PostRomberg	OAA	,115	41	,189
	PLACEBO	,136	39	,088

a Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 60. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para el índice de Romberg postintervención.

4.1.7. Homogeneidad de varianzas.

La homocedasticidad u homogeneidad de las varianzas vamos a calcularla con el estadístico de Levene (estadístico F). Éste contrasta la hipótesis nula de homogeneidad de varianzas, de manera que si el valor de p es mayor de 0,05 podremos afirmar que existe en esa variable homogeneidad en su varianza.

4.1.7.1. Características generales de la muestra.

Al analizar la homogeneidad de la varianza en las variables generales de la muestra, obtenemos valores de p por debajo de 0,05 para la variable talla, mientras que el resto de variables (edad, peso, IMC y actividad física) tienen valores superiores a 0,05. Por tanto asumimos homogeneidad de varianzas en todas las variables generales excepto en la variable talla.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Edad	,471	3	156	,703
Talla	3,181	3	156	,026
Peso	1,472	3	156	,224
IMC	2,023	3	156	,113
ActFis	1,199	3	156	,312

Tabla 61. Prueba de Levene para las características generales.

4.1.7.2. Datos registrados antes de la intervención.

4.1.7.2.1. Baropodometría

En los resultados obtenidos de la evaluación baropodométrica realizada antes de la intervención observamos que solamente cumplen la condición de homocedasticidad las variables “porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho respecto a la superficie de apoyo total”, “superficie de

apoyo del antepié izquierdo”, “Superficie de apoyo del antepié derecho”, “superficie de apoyo del retropié derecho” y “porcentaje de carga sobre el pie izquierdo en relación a la carga total”. El resto de variables no cumplen la condición de homogeneidad de varianzas, ya que el valor de p es inferior a 0,05.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PreSupTot	12,584	3	156	,000
PreSupPorcDch	1,449	3	156	,231
PreAplzqSup	,523	3	156	,667
PreApDchSup	,465	3	156	,707
PreSupRplzq	2,771	3	156	,044
PreSupRpDcho	,360	3	156	,782
PrePrMax	10,089	3	156	,000
PrePrMed	3,850	3	156	,011
PreCargaPorclzq	2,288	3	156	,081
PreRALzq	6,457	3	156	,000
PreRADch	3,178	3	156	,026
PreAngCoF	10,504	3	156	,000

Tabla 62. Prueba de Levene para los registros baropodométricos preintervención.

4.1.7.2.2. Estabilometría con ojos abiertos.

En los resultados obtenidos de la evaluación estabilométrica con ojos abiertos realizada antes de la intervención observamos que todas las variables cumplen la condición de homocedasticidad excepto la variable “inclinación del eje”, cuyo valor de p es de 0,039.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PreOAsup	2,246	3	156	,085
PreOAIndEx	2,192	3	156	,091
PreOAlong	,618	3	156	,604
PreOAXmedia	,359	3	156	,783
PreOAYmedia	,763	3	156	,517
PreOAvelMed	,560	3	156	,642
PreOAvelX	2,166	3	156	,094
PreOAvelY	,613	3	156	,607

Tabla 63. Prueba de Levene para la estabilometría ojos abiertos preintervención.

4.1.7.2.3. Estabilometría con ojos cerrados.

En los resultados obtenidos de la evaluación estabilométrica con ojos cerrados realizada antes de la intervención observamos que todas las variables cumplen la condición de homocedasticidad excepto las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0,008$), “longitud del balanceo” ($p=0,009$) y “velocidad media del balanceo” ($p=0,019$). El resto de variables tienen valores de p superiores a $0,05$, por tanto cumplen con la condición de homogeneidad de las varianzas.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PreOCsup	4,083	3	156	,008
PreOCIndEx	1,039	3	156	,377
PreOClong	3,998	3	156	,009
PreOCXmedia	,256	3	156	,857
PreOCYmedia	,563	3	156	,640
PreOCvelMed	3,408	3	156	,019
PreOCvelX	1,148	3	156	,331
PreOCvelY	2,337	3	156	,076

Tabla 64. Prueba de Levene para la estabilometría ojos cerrados preintervención.

4.1.7.2.4. Índice de Romberg.

Los valores de la variable “índice de Romberg” previa a la intervención también cumplen con la condición de homogeneidad de las varianzas, ya que la prueba de Levene muestra una significación de $p=0,598$.

	F	gl1	gl2	Significación
PreRomberg	,281	1	78	,598

Tabla 65. Prueba de Levene para índice de Romberg preintervención.

4.1.7.3. Datos registrados tras la intervención.

4.1.7.3.1. Baropodometría

En los resultados obtenidos de la evaluación baropodométrica realizada después de la intervención observamos que solamente cumplen la condición de homocedasticidad las variables “porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho respecto a la superficie de apoyo total”, “superficie de apoyo del antepié izquierdo”, “Superficie de apoyo del antepié derecho” y “superficie de apoyo del retropié derecho”. El resto de variables no cumplen la condición de homogeneidad de varianzas.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PostSupTotal	16,531	3	156	,000
PostSupPorcDch	2,121	3	156	,100
PostApIzqSup	,466	3	156	,706
PostApDchSup	,887	3	156	,449
PostSupRplzq	4,411	3	156	,005
PostSupRpDch	,670	3	156	,571
PostPrMax	9,498	3	156	,000
PostPrMed	8,297	3	156	,000
PostCargaPorclzq	12,789	3	156	,000
PostRAIzq	9,280	3	156	,000
PostRADch	7,535	3	156	,000
PostAngCoF	11,466	3	156	,000

Tabla 66. Prueba de Levene para los registros baropodométricos postintervención.

4.1.7.3.2. Estabilometría ojos abiertos.

En los resultados obtenidos de la evaluación estabilométrica con ojos abiertos realizada después de la intervención observamos que todas las variables cumplen la condición de homocedasticidad excepto las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0,039$), “índice de excentricidad” ($p=0,007$) y “media del balanceo en el plano X” ($p=0,042$).

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PostOAsup	2,858	3	156	,039
PostOAIndEx	4,196	3	156	,007
PostOAlong	,419	3	156	,740
PostOAXmed	2,804	3	156	,042
PostOAYmed	1,692	3	156	,171
PostOAvelMed	,319	3	156	,812
PostOAvelX	,658	3	156	,579
PostOAvelY	,445	3	156	,721

Tabla 67. Prueba de Levene para la estabilometría ojos abiertos postintervención.

4.1.7.3.3. Estabilometría ojos cerrados.

En los resultados obtenidos en la evaluación estabilométrica con ojos cerrados realizada después de la intervención observamos que todas las variables cumplen la condición de homocedasticidad excepto las variables “superficie de la elipse de confianza” ($p=0,004$), “índice de excentricidad” ($p=0,043$) y “velocidad del desplazamiento en el plano Y” ($p=0,043$). El resto de variables tienen valores de p superiores a $0,05$, por tanto cumplen con la condición de homogeneidad de las varianzas.

Basándose en la media	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
PostOCsup	4,720	3	156	,004
PostOCIndEx	2,777	3	156	,043
PostOClong	2,480	3	156	,063
PostOCXmed	,895	3	156	,445
PostOCYmed	2,603	3	156	,054
PostOCvelMed	2,147	3	156	,097
PostOCvelX	,633	3	156	,595
PostOCvelY	2,781	3	156	,043

Tabla 68. Prueba de Levene para la estabilometría ojos cerrados postintervención.

4.1.7.3.4. Índice de Romberg.

En la variable índice de Romberg, tras la intervención, la varianza es homogénea en con un valor de $p= 0,497$.

	F	gl1	gl2	Significación
PostRomberg	,465	1	78	,497

Tabla 69. Prueba de Levene para el índice de Romberg postintervención.

4.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.

4.2.1. Características generales de la muestra.

Las características generales de la muestra serán comparadas utilizando el estadístico U de Mann-Whitney para muestras independientes no paramétricas (ya que no cumplen la condición de normalidad) en caso de las variables cuantitativas, y el estadístico Chi Cuadrado para las cualitativas.

4.2.1.1. Estadístico U de Mann-Whitney.

Puesto que ninguna de las variables de las características generales de la muestra se distribuye de manera normal debemos utilizar la prueba U de Mann-Whitney para la comparación de medias de dos grupos independientes no paramétricos. Así comprobamos si existen diferencias entre el grupo control e intervención en relación a las variables cuantitativas generales de la muestra (edad, talla, peso, IMC y actividad física).

Los resultados muestran, en todas estas variables, unos valores de significación superiores a 0.05, lo cual nos indica que la muestra es homogénea. No existen diferencias estadísticamente significativas entre características generales del grupo control y las del grupo intervención.

	Edad	Talla	Peso	IMC	ActFis
U de Mann-Whitney	755,500	693,500	640,500	697,500	612,500
W de Wilcoxon	1616,500	1473,500	1420,500	1558,500	1382,500
Z	-,426	-1,022	-1,534	-1,009	-1,983
Sig. asintót. (bilateral)	,670	,307	,125	,313	,077

a Variable de agrupación: Interv

Tabla 70. Prueba U de Mann Whitney para las variables cuantitativas generales de la muestra.

4.2.1.2. Chi cuadrado.

Utilizamos el estadístico Chi cuadrado para comprobar si existen diferencias entre el grupo control e intervención en relación a la variable cualitativa “sexo”. El resultado muestra un valor de significación superior a 0.05 ($p=0.374$), lo cual nos indica que la muestra es homogénea. No existen diferencias estadísticamente significativas en la variable sexo entre el grupo control y el grupo intervención.

Pruebas de chi-cuadrado de Pearson

		Sexo
Interv	Chi-cuadrado	,791
gl		1
	Sig.	,374

	HOMBRE	MUJER
	Recuento	Recuento
OAA	23	18
PLACEBO	18	21

Tabla 71. Prueba Chi-cuadrado para la comparación de las variables cualitativas generales.

4.2.2. Modelo Lineal General Multivariante.

Para evaluar los cambios entre las mediciones antes y tras la intervención se utilizó modelo lineal general multivariante para el análisis de la varianza (MANOVA). Se determinaron como factores fijos el tiempo (preintervención y postintervención) y el grupo (intervención o placebo).

Vamos a dividir el desarrollo de este punto en dos partes: registros baropodométricos y estabilométricos.

4.2.2.1. Baropodometría.

Vamos a ir analizando una por una las variables de estudio para comprobar la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre los valores registrados antes de la intervención y después. El factor de

agrupación intersujeto es el grupo al que pertenece el sujeto (intervención o placebo) y el factor intersujeto será el tiempo (preintervención y postintervención).

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO	SupTot	,240	,625	,002	,078
	PrMax	,450	,503	,003	,102
	PrMed	,167	,683	,001	,069
	AngCoF	,054	,817	,000	,056
	AplzqSup	,313	,577	,002	,086
	ApDchSup	,286	,593	,002	,083
	RAIzq	,010	,919	,000	,051
	RADch	,157	,693	,001	,068
	SupRplzq	,104	,748	,001	,062
	SupRpDcho	,425	,515	,003	,099
	SupPorcDch	,361	,549	,002	,092
	CargaPorclzq	4,831	,029	,030	,589

Tabla 72.MANOVA de las variables baropodométricas.

Únicamente muestra cambios significativos la variable “porcentaje de carga sobre el pie izquierdo en relación a la carga total” con un valor de $p=0,029$. La potencia observada es baja (0,589) así como el tamaño del efecto calculado con el estadístico Eta al cuadrado (0,030).

Variable dependiente	INTERV	TIEMPO	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
CargaPorclzq	OAA	POST	49,988	,437	49,124	50,851
		PRE	48,744	,437	47,880	49,608
	PLOAA	POST	48,826	,448	47,940	49,711
		PRE	49,528	,448	48,643	50,414

Tabla 73.Comparación de medias pre y postintervención del porcentaje de carga en el pie izquierdo.

4.2.2.2. Estabilometría ojos abiertos.

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO	OAsup	2,957	,088	,019	,401
	OAlndEx	2,001	,159	,013	,290
	OAlong	,085	,771	,001	,060
	OAXmedia	5,358	,022	,033	,633
	OAYmedia	,005	,943	,000	,051
	OAVelMed	,076	,783	,000	,059
	OAVelX	,063	,802	,000	,057
	OAVelY	,416	,520	,003	,098

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 74.MANOVA de las variables estabilométricas ojos abiertos.

En los resultados de la estabilometría con ojos abiertos únicamente se obtienen diferencias significativas en la variable “media del balanceo en el eje X” con un valor de $p=0,022$. La potencia observada es baja (0,63) y el tamaño del efecto calculado con el estadístico Eta al cuadrado es bajo (0,03).

La variable “superficie de la elipse de confianza” se aproxima a la significación con un valor de $p=0,088$. Pero el valor del tamaño del efecto es bajo (Eta al cuadrado=0,019) y también es muy baja la potencia observada (0,40).

Variable dependiente	INTERV	TIEMPO	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
OAsup	OAA	POST	81,171	3,391	74,474	87,869
		PRE	91,775	3,391	85,078	98,473
	PLOAA	POST	76,716	3,477	69,849	83,584
		PRE	75,511	3,477	68,643	82,378
OAXmedia	OAA	POST	,144	,010	,124	,163
		PRE	,126	,010	,106	,145
	PLOAA	POST	,152	,010	,132	,172
		PRE	,180	,010	,160	,200

Tabla 75.Comparación de medias pre y postintervención de las variables significativas ojos abiertos.

4.2.2.3. Estabilometría ojos cerrados.

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO	OCsup	9,081	,003	,055	,850
	OCIndEx	,180	,672	,001	,071
	OClong	,593	,443	,004	,119
	OCXmedia	,877	,350	,006	,154
	OCYmedia	,193	,661	,001	,072
	OCvelMed	,756	,386	,005	,139
	OCvelX	,566	,453	,004	,116
	OCvelY	,326	,569	,002	,088
	Romberg	6,534	,012	,040	,719

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 76.MANOVA de las variables estabilométricas ojos cerrados

En los resultados de la estabilometría con ojos cerrados únicamente se obtienen diferencias significativas en la variable “superficie de la elipse de confianza” y en la variable “índice de Romberg”. La primera con un valor de $p=0,003$, una potencia observada alta (0,85) y el tamaño del efecto calculado con el estadístico Eta al cuadrado es muy bajo (0,05). En la segunda, el índice de Romberg, el valor de $p=0,012$, la potencia observada es moderada (0,72) y el tamaño del efecto bajo (0,040).

Variable dependiente	INTERV	TIEMPO	Media	Error típ.	Intervalo de confianza al 95%.	
					Límite inferior	Límite superior
OCsup	OAA	POST	147,369	7,182	133,182	161,556
		PRE	188,702	7,182	174,516	202,889
	PLOAA	POST	157,359	7,364	142,814	171,905
		PRE	154,856	7,364	140,310	169,402
Romberg	OAA	POST	177,642	5,415	166,960	188,321
		PRE	205,246	5,417	194,564	215,919
	PLOAA	POST	199,045	5,549	188,094	209,995
		PRE	198,650	5,542	187,709	209,600

Tabla 77.Comparación de medias pre y postintervención de las variables significativas ojos cerrados.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

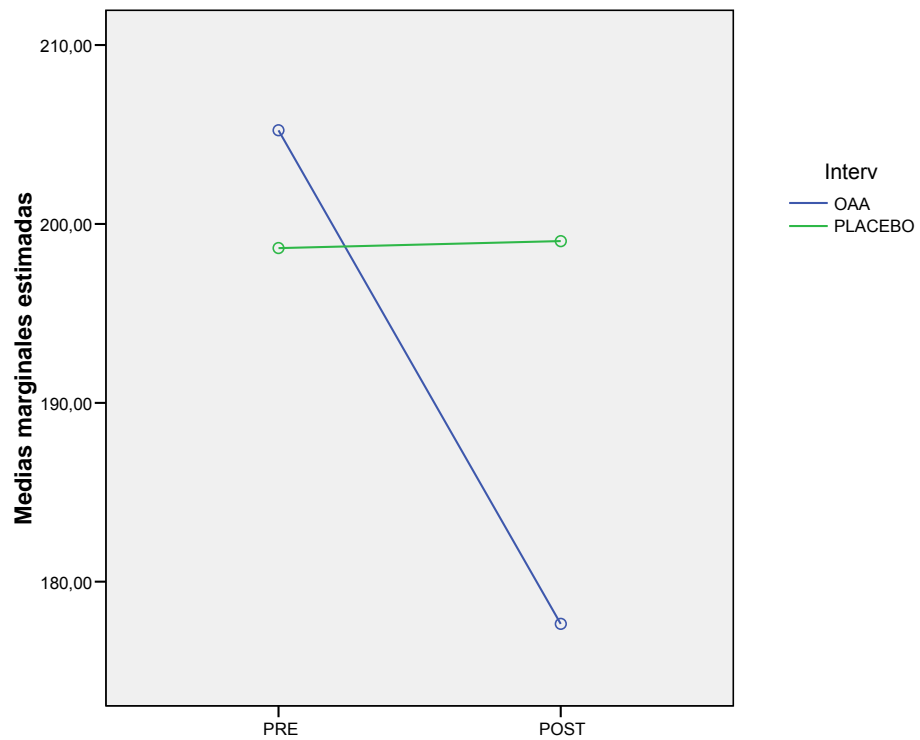


Gráfico 6. Comparación de las medias del índice de Romberg pre y postintervención.

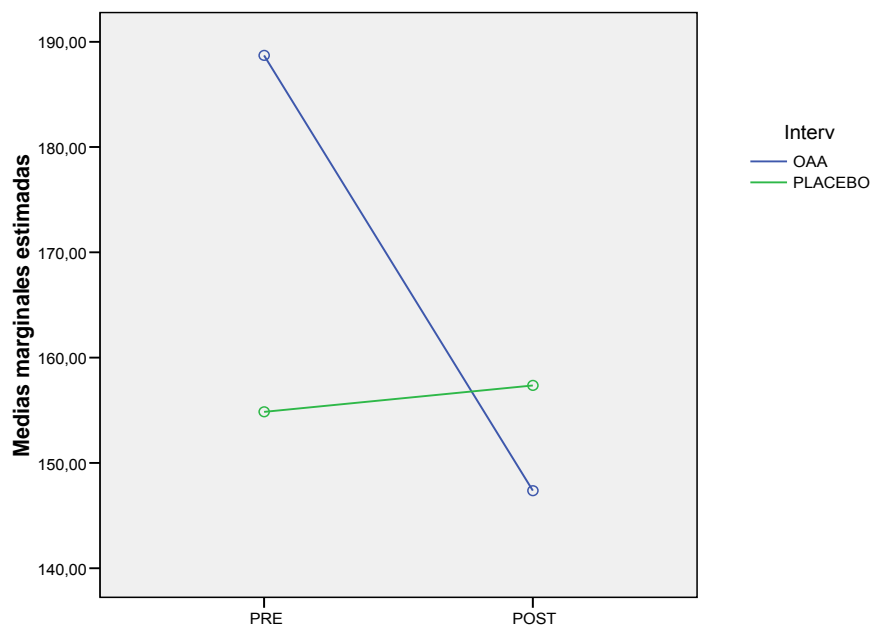


Gráfico 7. Comparación de las medias pre y postintervención de superficie de la elipse ojos cerrados

4.2.3. Estimación del tamaño del efecto (Eta al cuadrado).

Se calculó el estadístico Eta al cuadrado para el cálculo del tamaño del efecto de nuestras intervenciones. Un tamaño de efecto mayor de 0,8 se considera bueno, alrededor de 0,5 se considera moderado, y por debajo de 0,2 se considera un tamaño de efecto pequeño.

4.2.4. EFECTO DE LAS CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA SOBRE EL EFECTO DE LA INTERVENCIÓN.

El sexo no modifica el efecto de la técnica ni en el equilibrio postural (estabilometría) ni en el reparto de cargas podales (baropodometría). Los valores de significación de la interacción entre el efecto de la técnica (intervención*tiempo) en relación al sexo muestran valores muy por encima de la significación estadística, además de que la potencia observada es muy baja (inferior a 0,25 en todos los casos) y el tamaño del efecto prácticamente despreciable (valores inferiores siempre a 0,01).

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV TIEMPO * SEXO	SupTot	,198	,657	,001	,073
	PrMax	,070	,791	,000	,058
	PrMed	,075	,785	,000	,058
	AngCoF	,041	,840	,000	,055
	AplzqSup	,241	,624	,002	,078
	ApDchSup	,055	,815	,000	,056
	RAIzq	,067	,796	,000	,058
	RADch	,011	,915	,000	,051
	SupRplzq	,311	,578	,002	,086
	SupRpDcho	,004	,949	,000	,050
	SupPorcDch	,768	,382	,005	,140
	CargaPorclzq	,150	,699	,001	,067
	OAsup	,061	,805	,000	,057
	OAIIndEx	,504	,479	,003	,109
	OAlong	,471	,494	,003	,105
	OAXmedia	,007	,933	,000	,051
	OAYmedia	,040	,842	,000	,055
	OAvelMed	,964	,328	,006	,164
	OAvelX	,418	,519	,003	,098
	OAvelY	,657	,419	,004	,127
	OCsup	,000	,986	,000	,050
	OCIndEx	1,445	,231	,009	,223
	OClong	,001	,980	,000	,050
	OCXmedia	1,583	,210	,010	,240
	OCYmedia	,452	,503	,003	,102
	OCvelMed	,001	,975	,000	,050
	OCvelX	,003	,959	,000	,050
	OCvelY	,007	,934	,000	,051
	Romberg	,014	,905	,000	,052

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 78.MANOVA para determinar la influencia de la variable Sexo en el efecto de la intervención.

La edad no modifica el efecto de la técnica ni en el equilibrio postural (estabilometría) ni en el reparto de cargas podales (baropodometría). Los valores de significación de la interacción entre el efecto de la técnica (intervención*tiempo) en relación a la edad muestran valores muy por

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

encima de la significación estadística. Además, el tamaño del efecto es muy bajo (valores inferiores a 0,1).

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO * EDAD	SupTot	,168	,997	,013	,100
	PrMax	,164	,997	,013	,099
	PrMed	,279	,979	,022	,141
	AngCoF	,164	,997	,013	,099
	AplzqSup	,174	,996	,014	,102
	ApDchSup	,031	1,000	,003	,058
	RAIzq	,135	,999	,011	,089
	RADch	,141	,998	,011	,091
	SupRplzq	,037	1,000	,003	,060
	SupRpDcho	,092	1,000	,007	,076
	SupPorcDch	,947	,488	,071	,450
	CargaPorclzq	,214	,992	,017	,116
	OAsup	,021	1,000	,002	,055
	OAIIndEx	,549	,836	,042	,258
	OAlong	,330	,963	,026	,161
	OAXmedia	,622	,776	,048	,292
	OAYmedia	,517	,860	,040	,243
	OAVelMed	,291	,976	,023	,146
	OAVelX	,518	,859	,040	,244
	OAVelY	,255	,985	,020	,131
	OCsup	,025	1,000	,002	,057
	OCIndEx	1,405	,195	,101	,650
	OClong	,357	,953	,028	,172
	OCXmedia	,993	,450	,074	,471
	OCYmedia	1,115	,358	,082	,528
	OCvelMed	,321	,967	,025	,158
	OCvelX	,504	,869	,039	,237
	OCvelY	,212	,992	,017	,115
	Romberg	,020	1,000	,002	,055

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 79.MANOVA para determinar la influencia de la variable Edad en el efecto de la intervención.

El índice de masa corporal no modifica el efecto de la técnica ni en el equilibrio postural (estabilometría) ni en el reparto de cargas podales (baropodometría).

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta al cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO * IMC	SupTot	,230	,978	,013	,114
	PrMax	,921	,493	,049	,384
	PrMed	1,299	,256	,067	,537
	AngCoF	,196	,986	,011	,103
	AplzqSup	,200	,985	,011	,104
	ApDchSup	,058	1,000	,003	,064
	RAIzq	,105	,998	,006	,077
	RADch	,122	,997	,007	,081
	SupRplzq	,356	,926	,019	,157
	SupRpDcho	,039	1,000	,002	,059
	SupPorcDch	,801	,588	,043	,334
	CargaPorclzq	,129	,996	,007	,084
	OAsup	,028	1,000	,002	,057
	OAIIndEx	,283	,960	,015	,131
	OAlong	,130	,996	,007	,084
	OAXmedia	,889	,518	,047	,371
	OAYmedia	,619	,739	,033	,259
	OAVelMed	,161	,992	,009	,093
	OAVelX	,128	,996	,007	,083
	OAVelY	,127	,996	,007	,083
	OCsup	,029	1,000	,002	,057
	OCIndEx	,511	,825	,028	,215
	OClong	,453	,867	,025	,193
	OCXmedia	,608	,749	,033	,254
	OCYmedia	,522	,817	,028	,219
	OCvelMed	,416	,891	,023	,179
	OCvelX	,418	,889	,023	,180
	OCvelY	,397	,902	,022	,172
	Romberg	,016	1,000	,001	,054

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 80.MANOVA para determinar la influencia de la variable IMC en el efecto de la intervención.

El nivel de actividad física habitual de los sujetos tampoco modifica el efecto de la técnica en estudio.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Fuente	Variable dependiente	F	Significación	Eta cuadrado parcial	Potencia observada(a)
INTERV * TIEMPO * ACTFIS	SupTot	,102	,996	,005	,074
	PrMax	,187	,980	,009	,097
	PrMed	,288	,942	,014	,126
	AngCoF	,058	,999	,003	,063
	ApIzqSup	,103	,996	,005	,074
	ApDchSup	,049	1,000	,002	,061
	RAIzq	,144	,990	,007	,085
	RADch	,085	,998	,004	,070
	SupRplzq	,090	,997	,004	,071
	SupRpDcho	,082	,998	,004	,069
	SupPorcDch	,535	,781	,026	,209
	CargaPorclzq	,396	,880	,019	,161
	OAsup	,010	1,000	,001	,052
	OAIIndEx	,136	,991	,007	,083
	OAlong	,115	,995	,006	,077
	OAXmedia	,341	,914	,017	,143
	OAYmedia	,100	,996	,005	,073
	OAvelMed	,126	,993	,006	,080
	OAvelX	,108	,995	,005	,076
	OAvelY	,079	,998	,004	,068
	OCsup	,031	1,000	,002	,057
	OCIndEx	,286	,943	,014	,126
	OClong	,126	,993	,006	,080
	OCXmedia	,267	,951	,013	,120
	OCYmedia	,339	,915	,017	,142
	OCvelMed	,116	,994	,006	,078
	OCvelX	,094	,997	,005	,072
	OCvelY	,115	,995	,006	,077
	Romberg	,012	1,000	,001	,053

a Calculado con alfa = ,05

Tabla 81.MANOVA para determinar la influencia de la Actividad Física en el efecto de la intervención.

5.DISCUSIÓN.

Nuestro estudio muestra que la técnica de manipulación occipito-atlo-axoidea es capaz de modificar los registros estabilométricos, pero no los registros baropodométricos. La modificación del equilibrio registrada mediante estabilimetría muestra una reducción del índice de Romberg, así como la disminución de la superficie de la elipse de confianza. No se observa ningún cambio significativo en la distribución de las cargas podales.

5.1. Características de los registros preintervención.

Si observamos las variables independientes y las comparamos para observar la homogeneidad de los datos antes de la intervención observamos lo siguiente:

- A) Hemos separado la muestra en tres grupos según su nivel de actividad física (0 horas, 1-5 horas y 6 o más horas) y hemos comparado los registros estabilométricos y baropodométricos antes de la intervención. Constatamos que el nivel de actividad física medido en estos intervalos no influye en estos registros, ya que no hay diferencias significativas en ninguna variable de estudio. El nivel de actividad física medido en estos intervalos no modifica el registro baropodométrico ni estabilométrico.
- B) La dirección del balanceo corporal en bipedestación estática en sujetos sanos, muestra diferencias según el sexo⁽¹⁵⁰⁾. El estudio de la variable "sexo" muestra diferencias significativas en la superficie total de apoyo siendo mayor en el hombre. Puede estar asociado a que el tamaño medio del pie en mujeres es más pequeño que en el hombre. En relación a la estabilimetría, según Yagi, el equilibrio postural es diferente entre hombres y mujeres dependiendo de la edad. Así, en sujetos jóvenes existió diferencia entre sexos en el desplazamiento

anteroposterior, mientras que en el grupo de mayor edad, la diferencia entre sexos se observó más en el desplazamiento lateral⁽¹⁵⁰⁻¹⁵¹⁾. En nuestro estudio, en los registros de estabilometría preintervención se observan diferencias significativas entre el balanceo en el eje anteroposterior y lateral, siendo los valores del sexo femenino mayores que los del masculino. En ambos casos predomina el balanceo anterior y hacia la derecha (los valores son positivos) con claro predominio anteroposterior. Se confirman los resultados de Yagi⁽¹⁵⁰⁾, ya que nuestros sujetos se encuentran en el grupo de edad joven.

C) Según la edad, estableciendo en nuestra muestra dos grupos (un grupo con edad de 19 a 25 y un segundo grupo con edad entre 26 y 32) no encontramos diferencias significativas en ninguna de las variables estudiadas. Podemos decir que, dentro del rango de edad del estudio (de 19 a 32 años) no existen diferencias significativas entre los sujetos en relación a su diferencia de edad.

D) En relación al IMC encontramos numerosas diferencias significativas. El rango del IMC de nuestra muestra se encuentra entre 19 y 27. Los rangos de evaluación del IMC que describe la OMS denotan como normal valores entre 18,5 y 24,9, sobrepeso entre 25 y 29,9 y obesidad más de 30⁽¹⁵²⁾. Atendiendo a esta clasificación comparamos los sujetos que se encuentran en el rango de IMC normal con los que tienen un IMC mayor de 24,9.

a. Observamos una presión máxima de apoyo mayor en el grupo con sobrepeso que en el normal ($p=0,044$). Puesto que la presión máxima de apoyo se evaluó en kg/cm^2 es lógico constatar que, a mayor peso del sujeto, mayor presión de apoyo. Según Fabris SM y Valezi AC, la obesidad provoca cambios en la baropodometría⁽¹⁵³⁾. En sujetos con un IMC entre 30-60 aumenta la presión máxima en antepié y la superficie de

apoyo del pie. Esto refleja los esfuerzos del sujeto obeso para adquirir una base de sustentación más amplia y fuerte. Esto puede llevar a una mala adaptación musculoesquelética con trastornos degenerativos a este nivel⁽¹⁵³⁾. En nuestro estudio no hay ningún sujeto con IMC superior a 30. A pesar de ello, podemos corroborar que, el grupo de sujetos con IMC de sobrepeso (superior a 24,9) presentaba una presión de apoyo máxima superior a la del grupo con IMC normal (entre 18,5 y 24,9) con una $p=0,044$.

- b. Observamos cambios significativos en los registros estabilométricos en numerosas variables (superficie de la elipse de confianza, longitud del balanceo, media del desplazamiento anteroposterior y lateral, velocidad media y velocidad del desplazamiento anteroposterior y lateral). Los sujetos con sobrepeso mostraron una superficie de la elipse de confianza menor que los sujetos normales, pero unos valores de longitud del balanceo mayor. La media de los desplazamientos anteroposteriores y laterales fue mayor en los sujetos con sobrepeso, lo cual nos indica una posición de equilibrio más anterior y lateralizada a la derecha. La velocidad del desplazamiento anteroposterior y lateral fue mayor en los sujetos con sobrepeso. Se observa un balanceo predominante laterolateral sobre el anteroposterior en el grupo de sobrepeso, mientras que en el grupo normal no existe un predominio claro en ninguna dirección. Esta diferencia puede ser debida a que los sujetos con sobrepeso tienden a aumentar su base de sustentación, lo cual disminuye la superficie de la elipse, disminuye la amplitud del balanceo, pero al aumentar la velocidad la longitud también aumenta más que en el grupo de sujetos con IMC normal.

5.2. Factores que modifican el registro baropodométrico y estabilométrico.

Existen factores que modifican los parámetros estabilométricos como la ingesta de determinados fármacos⁽¹⁵⁴⁻¹⁵⁷⁾ o el consumo de tóxicos como por ejemplo el alcohol⁽¹⁵⁸⁻¹⁶¹⁾ o el tabaco⁽¹⁶²⁻¹⁶³⁾. En nuestro estudio los sujetos no estaban tomando ninguna medicación ni bajo los efectos de tóxicos.

En relación a nuestro estudio, las variables sexo, edad, actividad física e IMC en los intervalos descritos no influye sobre los efectos de la manipulación occipito-atlo-axoidea. Las diferencias en estas variables no modifican significativamente los efectos de la técnica de estudio.

5.3. Estudios previos.

Existen numerosos estudios sobre equilibrio postural y apoyo podal en bipedestación en los que se ha utilizado la plataforma de presión para registrar sus evaluaciones tanto en sujetos sanos como en determinadas patologías.

Son abundantes los estudios realizados en sujetos de edad avanzada para prevenir caídas. Así, hay estudios que evalúan las diferencias entre la estabilimetría de personas mayores con y sin tendencia a las caídas⁽¹⁶⁴⁾ y valoran positivamente la utilización de protocolos de ejercicio físico para mejorar las condiciones físicas del sujeto y evitar las caídas^(76, 164-167), o el simple hecho de caminar de manera habitual⁽¹⁶⁸⁾ lo cual hace de la

estabilimetría un método suficientemente utilizado y aceptado para evaluar la estabilidad y el equilibrio corporal.

Los trastornos del equilibrio más frecuentes han sido estudiados mediante estabilimetría demostrando ser una técnica adecuada para tal fin. Así encontramos estudios sobre las características estabilométricas de patologías neurológicas como el Parkinson⁽¹⁶⁹⁻¹⁷⁰⁾, ataxia espinocerebelosa⁽¹⁷¹⁾, el accidente cerebro-vascular⁽¹⁷²⁻¹⁷⁵⁾, secuelas de accidente cerebro-vascular⁽¹⁷⁶⁻¹⁷⁷⁾, parálisis cerebral infantil⁽¹⁷⁸⁾, esclerosis múltiple⁽¹⁷⁹⁾, en ceguera y síndrome de Usher⁽¹⁸⁰⁾, lesión medular incompleta⁽¹⁸¹⁾, lesiones cerebelosas⁽¹⁸²⁾, mielopatía cervical⁽¹⁸³⁾ y algunas disfunciones mentales⁽¹⁸⁴⁾. También se utiliza la estabilimetría para evaluar la efectividad de diferentes tratamientos en accidente cerebro-vascular⁽¹⁵⁷⁾, insuficiencia vertebrobasilar⁽¹⁵⁶⁾, terapia antiepiléptica en niños⁽¹⁸⁵⁾, Parkinson⁽¹⁸⁶⁾, lesiones cerebelosas⁽¹⁸²⁾ o ataxia espinocerebelosa⁽¹⁸⁷⁾.

También se han realizado estudios para establecer las características baropodométricas y estabilométricas de pacientes con patologías musculoesqueléticas como por ejemplo gonartrosis, prótesis de rodilla⁽¹⁸⁸⁾, prótesis total de tobillo⁽¹⁸⁹⁾, cirugía de reconstrucción ligamentos en el tobillo⁽¹⁹⁰⁾ o en la rodilla, lumbalgia⁽¹⁹¹⁾, escoliosis⁽¹⁹²⁻¹⁹³⁾ y disfunciones temporomandibulares⁽¹⁹⁴⁾. También se utiliza para evaluar la efectividad del tratamiento de las disfunciones de movilidad de las articulaciones del pie asociadas a esguinces de tobillo⁽⁸⁵⁾, efectos de la cirugía de hallux valgus y hallux rigidus⁽¹⁹⁵⁾, cirugía de pie plano o pie cavovarus⁽¹⁹⁶⁻¹⁹⁷⁾, así como también la efectividad de las deformidades del pie tratadas con ortesis⁽¹⁹⁸⁻¹⁹⁹⁾.

Las úlceras cutáneas asociadas a la diabetes también han sido objeto de estudio mediante baropodometría, ya que el exceso de presión en determinadas zonas del pie favorece su formación⁽²⁰⁰⁾. La baropodometría es utilizada para la prevención y el control de las úlceras del pie diabético⁽²⁰¹⁻²⁰²⁾.

Entre los factores más importantes que causan trastornos en el equilibrio y que han sido estudiadas mediante plataformas de presión, se encuentran los trastornos vestibulares⁽²⁰³⁾ como la enfermedad de Meniere⁽²⁰⁴⁾ o el vértigo posicional paroxístico⁽²⁰⁵⁻²⁰⁶⁾, trastornos visuales como la exotropía⁽²⁰⁷⁾ o alteración en relación al movimiento ocular^(48, 208), trastornos propioceptivos^(15, 34, 134, 209) y los trastornos de la articulación temporomandibular⁽¹²⁸⁻¹²⁹⁾.

Otras situaciones que también pueden influir en los registros estabilométricos son el embarazo⁽⁷⁹⁾ (donde también se modifica los parámetros baropodométricos⁽²¹⁰⁾), la cirugía ocular⁽⁸⁴⁾ o la voz forzada⁽⁸³⁾. Las cefaleas y migrañas también influyen en los parámetros baropodométricos y estabilométricos⁽²¹¹⁾, incluso en los periodos asintomáticos⁽⁸²⁾.

Diferentes técnicas de thrust en el raquis cervical han sido objeto de numerosos estudios. El principal objetivo ha sido demostrar una disminución del dolor y el aumento del rango de movilidad⁽²¹²⁻²¹⁴⁾, aunque también se han realizado estudios que buscan otros efectos a través de la acción sobre el sistema nervioso vegetativo como cambios en la reactividad pupilar⁽²¹⁵⁾, en la presión intraocular⁽²¹⁶⁾ o en la tensión arterial⁽²¹⁶⁻²¹⁷⁾.

Se ha estudiado la modificación de los parámetros baropodométricos y estabilométricos tras la aplicación de determinadas técnicas manuales como por ejemplo la manipulación global de la pelvis⁽¹⁴⁴⁾, la descompresión de la articulación tibio-peroneo-astragalina⁽¹⁴²⁾, la corrección de la disfunción anterior de astrágalo⁽⁸⁵⁾ o la disfunción en varo de antepié⁽¹⁴³⁾.

En relación concretamente a la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea se han realizado numerosos estudios que tratan de establecer cuáles son sus efectos en diferentes ámbitos. Esta técnica ha sido estudiada para observar sus efectos sobre la amplitud de apertura de la boca y el dolor en puntos gatillos de la musculatura masticatoria⁽²¹⁸⁾, la presión ocular y la tensión arterial⁽²¹⁶⁾. Ha sido estudiada en busca de otros efectos, pero no se

ha evaluado la influencia de esta técnica en el equilibrio postural, cuya influencia, teniendo en cuenta todo lo expuesto anteriormente, está justificada al tratarse de una región que interviene de manera determinante en el equilibrio de la cabeza sobre el raquis y en el mantenimiento de la horizontalidad de la mirada y del sistema laberíntico.

En nuestra revisión bibliográfica no hemos encontrado evidencia de que se haya realizado algún estudio sobre el efecto de la técnica de manipulación OAA en el equilibrio y el reparto de cargas podales objetivado mediante plataformas de presión.

5.4. Análisis de los resultados de nuestro estudio.

El hallazgo más relevante en este estudio es la reducción en el índice de Romberg tras la manipulación OAA. El índice de Romberg muestra la relación entre la superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos y cerrados. Sirve para apreciar en qué medida un individuo utiliza la visión en el control de su postura ortostática^(13, 219). Se calcula como el cociente entre la superficie en situación de ojos cerrados por la superficie en situación de ojos abiertos, y se multiplica por cien para obtener los dos primeros decimales. Un cociente igual a 100 significa que la estabilidad del sujeto es idéntica con ojos abiertos que con ojos cerrados, no se sirve de la visión para controlar su postura ortostática⁽¹³⁾. El valor medio del cociente de Romberg normal es de 250.

Tras la intervención la diferencia entre la superficie de la elipse de confianza con ojos abiertos y con ojos cerrados se reduce, es decir, la influencia del captor ocular en el mantenimiento del equilibrio es menor. En

el presente estudio evidenciamos que, como el cambio más significativo en la superficie de la elipse de confianza es una disminución de esta superficie con los ojos cerrados, la reducción del índice de Romberg se traduce en una mayor estabilidad con ojos cerrados. Al cerrar los ojos anulamos las aferencias provenientes del captor postural ocular, por lo que la estabilidad está garantizada por el resto de captores. Puesto que nuestra intervención actúa a nivel propioceptivo sobre el raquis suboccipital, podríamos atribuir esta mejoría de la estabilidad con ojos cerrados a la normalización de las aferencias provenientes de este segmento, que como vimos en el marco teórico, es el segmento encargado de mantener el equilibrio de la cabeza sobre el raquis. Al normalizar las aferencias propioceptivas de la región suboccipital, normalizamos el equilibrio de la cabeza sobre el raquis y por tanto la estabilidad mejora con mayor magnitud cuando el captor ocular es anulado.

La disminución del área de la elipse de confianza indica un balanceo de menor amplitud, lo cual se traduce en una mayor estabilidad gracias a la normalización de las aferencias propioceptivas del raquis suboccipital, lo cual facilita el equilibrio de la cabeza sobre el raquis y con él, el equilibrio postural.

5.5. Limitaciones del estudio

Constituye una limitación importante la estandarización de la medición. Como hemos descrito ampliamente en el marco teórico, la postura en bipedestación es dinámica y responde a la adaptación a los continuos desequilibrios del cuerpo en un su búsqueda continua del equilibrio contra la gravedad. La adaptación es continua y el registro se limita a una medición de 51,2 segundos. Además el mantenimiento del equilibrio es involuntario y se ve influido por las características individuales de cada sujeto. Por esta razón

el comportamiento del sujeto durante la medición puede no ser exactamente propio del sujeto, ya que el evaluador le indica la forma en la que debe permanecer durante la medición, lo cual hace que el equilibrio en bipedestación se mantenga conscientemente. Para minimizar el efecto se ha descrito exhaustivamente el protocolo y las órdenes que recibieron los sujetos para que todos reaccionaran a las mismas órdenes. A pesar de que cada individuo puede responder de manera diferente a las mismas directrices, podemos decir que todos los sujetos recibieron las mismas directrices para el registro de datos. A pesar de ello, es necesaria la homogeneización del protocolo de evaluación para la realización del estudio. La utilización de diferentes protocolos de evaluación puede ser objeto de nuevas investigaciones.

El hecho de realizar la técnica sobre sujetos asintomáticos hace que el estudio nos informe acerca de la fisiología de las técnicas, pero no de sus posibles efectos clínicos. El estudio puede orientarnos hacia lo que cabría esperar en sujetos con patología, pero no confirma esa respuesta. Futuras investigaciones pueden realizarse en sujetos con alteraciones posturales y del equilibrio en bipedestación, especialmente en aquellos problemas de inestabilidad donde el captor propioceptivo esté alterado.

Existe un tipo de vértigo descrito por Gagey como vértigo cervical propioceptivo⁽¹³⁾ el cual puede producirse cuando las carillas articulares del cuello son sobreestimuladas por espasmo muscular o lesiones en latigazo. 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⁽²²⁰⁾. Éste sería el tipo de vértigo en el que estaría más indicado valorar, en estudios sucesivos, la eficacia de la técnica objeto de este estudio.

La falta de diferencias estadísticamente significativas en el resto de variables puede ser debida a desviaciones estándar elevadas en los datos obtenidos. La muestra reducida puede haber pasado por alto pequeñas

diferencias en los resultados que podrían haber sido significativas si la muestra fuera mayor. Futuras investigaciones pueden realizarse con un tamaño muestral mayor.

La edad de los sujetos se ha situado entre los 19 y los 32 por haber sido seleccionados en un entorno universitario, lo cual facilita la homogeneidad de las características de la muestra y la ausencia de patología, pero limita su capacidad de inferencia al resto de la población. Futuros estudios pueden realizarse en otros grupos poblacionales para determinar el efecto de las intervenciones en ellos.

La técnica aplicada en el estudio es una técnica inespecífica bilateral sobre la región suboccipital. Existe la necesidad de la realización de estudios de validación de los tests de movilidad cervical⁽²²¹⁻²²²⁾ para poder determinar las características estabilométricas de cada disfunción y aplicar técnicas específicas para cada una de ellas. De esta manera la modificación del registro estabilométrico hacia la normalidad podría ser más significativo. Existen tests validados para el raquis cervical medio y bajo⁽²²³⁾, pero son necesarios más estudios que validen los tests de movilidad necesarios para cada disfunción.

Hay estudios que muestran mayor efectividad en la corrección de disfunciones de movilidad con la combinación de técnicas que con técnicas de thrust aisladas⁽²²⁴⁾. Sería conveniente realizar nuevas investigaciones donde se establezca un tratamiento mediante varias técnicas para evaluar si el efecto de la interacción es mayor que el efecto de una técnica aislada.

6. CONCLUSIONES.

1. La manipulación occipito-atlo-axoidea disminuye el índice de Romberg y la superficie de la elipse de confianza en sujetos sanos.
2. Tras la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea no se produce variación estadísticamente significativa en las oscilaciones antero-posteriores y laterales de la proyección del centro de gravedad en la base de sustentación.
3. La manipulación occipito-atlo-axoidea no modifica la distribución de presiones del apoyo plantar reflejada en los registros baropodométricos.
4. Las variables edad (dentro del rango de edad del estudio), sexo, IMC y actividad física habitual no modifican el efecto de la manipulación occipito-atlo-axoidea.

7.ÍNDICES.

7.1. ÍNDICE DE TABLAS:

Tabla 1. Distribución de frecuencias según intervención.

Tabla 2. Distribución de frecuencias según sexo.

Tabla 3. Valores medios de las características generales de la muestra.

Tabla 4. Superficie Total OAA preintervención.

Tabla 5. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho OAA preintervención.

Tabla 6. Superficies de apoyo por regiones (mm²) OAA preintervención.

Tabla 7. Presiones de apoyo OAA preintervención.

Tabla 8 Porcentaje de cargas entre retropié y antepié OAA preintervención.

Tabla 9. Ángulo de los centros de presión OAA preintervención.

Tabla 10. Superficie de la elipse de confianza (mm²) OAA preintervención.

Tabla 11. Índice de excentricidad OAA preintervención.

Tabla 12. Longitud del ovrillo OAA preintervención.

Tabla 13. Amplitud media de la oscilación OAA preintervención.

Tabla 14. Velocidad del balanceo corporal OAA preintervención.

Tabla 15. Índice de Romberg OAA preintervención.

Tabla 16. Superficie Total OAA tras la intervención.

Tabla 17. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho OAA tras la intervención.

Tabla 18. Superficies de apoyo por regiones (mm²) OAA tras la intervención.

Tabla 19. Presiones de apoyo OAA tras la intervención.

Tabla 20. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié OAA tras la intervención.

Tabla 21. Ángulo de los centros de presión OAA tras la intervención.

Tabla 22. Superficie de la elipse de confianza (mm²) OAA tras la intervención.

Tabla 23. Índice de excentricidad OAA tras la intervención.

Tabla 24. Longitud del ovido OAA tras la intervención.

Tabla 25. Amplitud media de la oscilación OAA tras la intervención.

Tabla 26. Velocidad del balanceo corporal OAA tras la intervención.

Tabla 27. Índice de Romberg OAA tras la intervención.

Tabla 28. Superficie Total placebo preintervención.

Tabla 29. Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho placebo preintervención.

Tabla 30. Superficies de apoyo por regiones (mm²) placebo preintervención.

Tabla 31. Presiones de apoyo placebo preintervención.

Tabla 32. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié placebo preintervención.

Tabla 33. Ángulo de los centros de presión placebo preintervención.

Tabla 34. Superficie de la elipse de confianza (mm²) placebo preintervención.

Tabla 35. Índice de excentricidad placebo preintervención.

Tabla 36. Longitud del ovido placebo preintervención.

Tabla 37. Amplitud media de la oscilación placebo preintervención.

Tabla 38. Velocidad del balanceo corporal placebo preintervención.

Tabla 39. Índice de Romberg placebo preintervención.

Tabla 40. Superficie Total placebo tras la intervención.

Tabla 42. Superficies de apoyo por regiones (mm²) placebo tras la intervención.

Tabla 43. Presiones de apoyo placebo tras la intervención.

Tabla 44. Porcentaje de cargas entre retropié y antepié placebo tras la intervención.

Tabla 45. Ángulo de los centros de presión placebo tras la intervención.

Tabla 46. Superficie de la elipse de confianza (mm²) placebo tras la intervención.

Tabla 47. Índice de excentricidad placebo tras la intervención.

Tabla 48. Longitud del ovido placebo tras la intervención.

Tabla 49. Amplitud media de la oscilación placebo tras la intervención.

Tabla 50. Velocidad del balanceo corporal placebo tras la intervención.

Tabla 51. Índice de Romberg placebo tras la intervención.

Tabla 52. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para las características generales.

Tabla 53. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para baropodometría preintervención.

Tabla 54. Prueba de normalidad Kolmogorov- Smirnov para estabilometría ojos abiertos preintervención.

Tabla 55. Prueba de normalidad Kolmogorov- Smirnov para estabilometría ojos cerrados preintervención.

Tabla 57. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para baropodometría postintervención.

Tabla 56. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para el índice de Romberg preintervención.

Tabla 58. Prueba de normalidad Kolmogorov- Smirnov para estabilometría ojos abiertos postintervención.

Tabla 59. Prueba de normalidad Kolmogorov--Smirnov de estabilometría ojos cerrados postintervención.

Tabla 60. Prueba de bondad de ajuste Kolmogorov- Smirnov para el índice de Romberg postintervención.

Tabla 61. Prueba de Levene para las características generales.

Tabla 62. Prueba de Levene para los registros baropodométricos preintervención.

Tabla 63. Prueba de Levene para la estabilometría ojos abiertos preintervención.

Tabla 64. Prueba de Levene para la estabilometría ojos cerrados preintervención.

Tabla 65. Prueba de Levene para índice de Romberg preintervención.

Tabla 66. Prueba de Levene para los registros baropodométricos postintervención.

Tabla 67. Prueba de Levene para la estabilometría ojos abiertos postintervención.

Tabla 68. Prueba de Levene para la estabilometría ojos cerrados postintervención.

Tabla 69. Prueba de Levene para el índice de Romberg postintervención.

Tabla 70. Prueba U de Mann Whitney para las variables cuantitativas generales de la muestra.

Tabla 71. Prueba Chi-cuadrado para la comparación de las variables cualitativas generales.

Tabla 72. MANOVA de las variables baropodométricas.

Tabla 73. Comparación de medias pre y postintervención del porcentaje de carga en el pie izquierdo.

Tabla 74. MANOVA de las variables estabilométricas ojos abiertos.

Tabla 75. Comparación de medias pre y postintervención de las variables significativas ojos abiertos.

Tabla 76. MANOVA de las variables estabilométricas ojos cerrados.

Tabla 77. Comparación de medias pre y postintervención de las variables significativas ojos cerrados.

Tabla 78. MANOVA para determinar la influencia de la variable Sexo en el efecto de la intervención.

Tabla 79. MANOVA para determinar la influencia de la variable Edad en el efecto de la intervención.

Tabla 80. MANOVA para determinar la influencia de la variable IMC en el efecto de la intervención.

Tabla 81. MANOVA para determinar la influencia de la Actividad Física en el efecto de la intervención.

7.2. ÍNDICE DE GRÁFICOS:

Gráfico 1. Distribución de la muestra según sexo.

Gráfico 2. Distribución de la muestra según edad.

Gráfico 3. Distribución muestral según horas de actividad física semanal.

Gráfico 4. Frecuencias según el IMC.

Gráfico 5. Comparación de las medias del índice de Romberg pre y postintervención.

Gráfico 6. Comparación de las medias de superficie de la elipse de confianza con ojos cerrados.

7.3. ÍNDICE DE FIGURAS Y FOTOGRAFÍAS:

Figura 1. Base de sustentación. Límite de estabilidad.

Figura 2. Postura ideal.

Figura 3. Cara exocraneal del occipital Visión inferior.

Figura 4. Atlas.

Figura 5. Axis. Visión posterosuperior y anterior.

Figura 6. Ligamentos del raquis suboccipital. Corte sagital.

Figura 7. Ligamentos de la región anterior del canal medular suboccipital.

Figura 8. Musculatura suboccipital posterior.

Figura 9. Musculatura de los planos posteriores intermedios.

Figura 10. Fascias cervicales.

Figura 11. Cadena cervico-toraco-abdomino-pelviana.

Figura 12. Fascias del segmento superior de la cadena cervico-toraco-abdomino-pelviana.

Figura 13. Relación fascial con el hueso temporal.

Figura 14. Estructuras neurovasculares en la región suboccipital.

Figura 15. Ganglios ortosimpáticos cervicales.

Figura 16. Arteria vertebral y carótida.

Figura 17. Flexo-extensión occipito-atloidea.

Figura 18. Rotación atlo-axoidea.

Figura 19. Lateroflexión de la cabeza.

Figura 20. Límites de las estrategias motoras.

Figura 21. Equilibrio de la cabeza sobre el cuello.

Figura 22. Ejecución de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

Figura 23. Diagrama de la secuencia del estudio.

Figura 24. Colocación para el registro baropodométrico.

Figura 25. Colocación para el registro estabilométrico.

Figura 26. Análisis baropodométrico y estabilométrico preintervención.

Figura 27. Análisis baropodométrico y estabilométrico postintervención.

7.4. ÍNDICE DE ABREVIATURAS.

CDP: Centro de Presión.

CDG: Centro de Gravedad.

PM: cadena muscular Postero-Mediana.

AM: cadena muscular Antero-Mediana.

RPG: Reeduación Postural Global.

GDS: Cadenas musculares Godelieve Denys Struyf.

LCVA: Ligamento Común Vertebral Anterior.

N: Newton

F: Fuerza

m: Masa

a: Aceleración.

P: Peso

g: Gravedad.

A: Área

W: Trabajo mecánico.

d: Distancia

F_R: Fuerza rotacional.

F_E: Fuerza estabilizadora.

ECOM: Esterno-cleido-occipito-mastoideo.

FF: Fibras fásicas (*fast-fatigable*).

S: Fibras tónicas (*Slow*).

FR: Fibras rápidas resistentes (*fast-resistant*).

SNV: Sistema Nervioso Vegetativo.

OAA: Occipito-Atlo-Axoidea.

ECCA: Estudio Clínico Controlado Aleatorizado.

SNC: Sistema Nervioso Central.

AFP: Asociación Francesa de Posturología.

CO: Certificado en Osteopatía.

Interv: Intervención.

ISAK: International Standards for Anthropometric Assessment.

IMC: Índice de Masa Corporal.

ActFis: Horas de práctica deportiva semanal.

PreSupTot: Superficie de apoyo total preintervención.

PrePrMax: Presión máxima de apoyo preintervención.

PrePrMed: Presión media de apoyo preintervención.

PreAngCoF: Ángulo de los centros de presión preintervención.

PreApDchSup: Superficie de apoyo del antepié derecho preintervención.

PreAplzqSup: Superficie de apoyo del antepié izquierdo preintervención.

PreRAIzq: Porcentaje de carga del antepié izquierdo respecto a la carga total sobre el pie izquierdo preintervención.

PreRADch: Porcentaje de carga del antepié derecho respecto a la carga total sobre el pie derecho preintervención.

PreSupRplzq: Superficie de apoyo del retropié izquierdo preintervención.

PreSupRpDcho: Superficie de apoyo del retropié derecho preintervención.

PreCargaPorclzq: Porcentaje de carga en el pie izquierdo preintervención.

PreSupPorcDch: Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho preintervención.

PreOAXmedia: Media de la oscilación en el eje X con ojos abiertos preintervención.

PreOAYmedia: Media de la oscilación en el eje Y con ojos abiertos preintervención.

PreOAlong: Longitud del ovillo con ojos abiertos preintervención.

PreOASup: Superficie de la elipse con ojos abiertos preintervención.

PreOAvelX: Velocidad de oscilación lateral con ojos abiertos preintervención.

PreOAvelY: Velocidad de oscilación anteroposterior con ojos abiertos preintervención.

PreOAvelMed: Velocidad media de la oscilación con ojos abiertos preintervención.

PreOCXmedia: Media de la oscilación en el eje X con ojos cerrados preintervención.

PreOCYmedia: Media de la oscilación en el eje Y con ojos cerrados preintervención.

PreOClong: Longitud del ovillo con ojos cerrados preintervención.

PreOCsup: Superficie de la elipse con ojos cerrados preintervención.

PreOCvelX: Velocidad de oscilación lateral con ojos cerrados preintervención.

PreOCvelY: Velocidad de oscilación anteroposterior con ojos cerrados preintervención.

PreOCvelMed: Velocidad media de la oscilación con ojos cerrados preintervención.

PreRomberg: Índice de Romberg preintervención.

PostSupTot: Superficie de apoyo total postintervención.

PostPrMax: Presión máxima de apoyo postintervención.

PostPrMed: Presión media de apoyo postintervención.

PostAngCoF: Ángulo de los centros de presión postintervención.

PostApDchSup: Superficie de apoyo del antepié derecho postintervención.

PostAplzqSup: Superficie de apoyo del antepié izquierdo postintervención.

PostRAIzq: Porcentaje de carga del antepié izquierdo respecto a la carga total sobre el pie izquierdo postintervención.

PostRADch: Porcentaje de carga del antepié derecho respecto a la carga total sobre el pie derecho postintervención.

PostSupRplzq: Superficie de apoyo del retropié izquierdo postintervención.

PostSupRpDcho: Superficie de apoyo del retropié derecho postintervención.

PostCargaPorclzq: Porcentaje de carga en el pie izquierdo postintervención.

PostSupPorcDch: Porcentaje de superficie de apoyo del pie derecho postintervención.

PostOAXmedia: Media de la oscilación en el eje X con ojos abiertos postintervención.

PostOAYmedia: Media de la oscilación en el eje Y con ojos abiertos postintervención.

PostOAlong: Longitud del ovido con ojos abiertos postintervención.

PostOAsup: Superficie de la elipse con ojos abiertos postintervención.

PostOAvelX: Velocidad de oscilación lateral con ojos abiertos postintervención.

PostOAvelY: Velocidad de oscilación anteroposterior con ojos abiertos postintervención.

PostOAvelMed: Velocidad media de la oscilación con ojos abiertos postintervención.

PostOCXmedia: Media de la oscilación en el eje X con ojos cerrados postintervención.

PostOCYmedia: Media de la oscilación en el eje Y con ojos cerrados postintervención.

PostOClong: Longitud del ovido con ojos cerrados postintervención.

PostOCsup: Superficie de la elipse con ojos cerrados postintervención.

PostOCvelX: Velocidad de oscilación lateral con ojos cerrados postintervención.

PostOCvelY: Velocidad de oscilación anteroposterior con ojos cerrados postintervención.

PostOCvelMed: Velocidad media de la oscilación con ojos cerrados postintervención.

PostRomberg: Índice de Romberg postintervención.

MANOVA: Análisis multivariante de la varianza.

ANEXO 1: CONSENTIMIENTO INFORMADO.

D.
con DNI nº libre y voluntariamente DECLARO:

Que he leído la información contenida en el presente documento sobre los objetivos, metodología, pruebas e intervenciones a realizar en el estudio de investigación.

Que se me ha informado que todas las pruebas son sencillas de realizar y no producen efectos perjudiciales, y que se realizarán en las instalaciones apropiadas para el mismo por personal debidamente cualificado y especializado.

Que por tanto, presto mi conformidad, consiento y autorizo a D. José Martín Botella Rico para que realice el estudio detallado en el presente documento con la ayuda del personal que sea necesario con la debida cualificación y especialización.

En Elche, a de de 2010.

Firma D. /Dña.

ANEXO 2: FICHA DE DATOS PERSONALES.

Nombre:.....

Edad:..... años.

Sexo:.....

Peso: Kg.

Talla: cm.

Práctica deportiva: horas/semana.

PREGUNTA.	SÍ	NO
¿Ha padecido alguna patología que curse con alteración del equilibrio?		
¿Presenta alguna deformidad o lesión en miembros inferiores o en raquis?		
¿Ha sufrido alguna lesión traumática en los miembros inferiores o en el raquis durante los últimos doce meses?		
¿Presenta defectos de visión no corregidos?		
¿Presenta alteraciones en el sistema estomatognático (problemas de oclusión, SADAM, alteraciones dentales...) no corregidas?		
¿Presenta alguna alteración sensitiva en el pie?		
¿Ha realizado ejercicio físico intenso inmediatamente antes de la valoración?		
¿Presenta alguna patología respiratoria?		
¿Presenta dolor en cualquier localización?		
¿Presenta usted algún problema infeccioso, inflamatorio o tumoral, fractura, luxación o esguince del raquis cervical?		
¿Presenta usted algún problema infeccioso, inflamatorio o tumoral o cicatrices recientes en la región abdominal?		
¿Está en tratamiento farmacológico o está bajo los efectos de haber ingerido algún tipo de sustancia tóxica?		

ANEXO 3: INFORMACIÓN GENERAL DEL ESTUDIO.

INFORMACIÓN SOBRE EL ESTUDIO.

TÍTULO: *“Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.”*

D. José Martín Botella Rico.
Escuela de Osteopatía de Madrid.
Universidad Cardenal Herrera CEU. Elche.

OBJETIVOS.

- ✚ Comprobar la redistribución de presiones en el apoyo plantar tras la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.
- ✚ Comprobar los cambios en el equilibrio postural en bipedestación tras la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.
- ✚ Evidenciar diferencias en el efecto de ambas técnicas entre hombres y mujeres.
- ✚ Identificar la disminución de oscilaciones antero-posteriores y laterales de la proyección del centro de gravedad en la base de sustentación al actuar sobre el captor propioceptivo en la región suboccipital.
- ✚ Comprobar la variación de la estática postural en los sujetos sin intervención para evitar el sesgo de aprendizaje de la metodología del registro baropodométrico y estabilométrico.

METODOLOGÍA

El estudio consiste en el registro de datos generales del sujeto (nombre, edad, sexo, altura, peso e historial clínico). En la realización de unas valoraciones diagnósticas y la aplicación o no de la técnica objeto de estudio tras la primera o la segunda medición.

Las valoraciones e intervenciones utilizadas consisten en:

- ✚ Valoración baropodométrica en bipedestación.
- ✚ Valoración estabilométrica en bipedestación.
- ✚ Técnica de thrust occipito-atlo-axoidea.

REALIZACIÓN DE LAS PRUEBAS E INTERVENCIONES.

Las pruebas e intervención realizadas son sencillas y en ningún caso suponen dificultad, cansancio, peligro, lesión, dolor o reacción adversa. La intervención será realizada por fisioterapeutas-osteópatas C.O. de la Escuela de

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

Osteopatía de Madrid, colegiados en el Ilustre Colegio de Fisioterapeutas de la Comunidad Valenciana. El lugar para la realización de las pruebas será la sala de prácticas de fisioterapia de la Universidad Cardenal Herrera CEU de Elche especialmente preparada para la ocasión y en óptimas condiciones de seguridad e higiene y utilizando material homologado.

BENEFICIOS DEL ESTUDIO.

La realización del estudio permitirá evaluar la estática postural de cada individuo sometido a la técnica aplicada, obteniendo posibles indicaciones y pautas de tratamiento a seguir en sujetos con alteraciones posturales.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.

8. BIBLIOGRAFÍA.

1. Pilat A. Terapias miofasciales: Inducción miofascial. 1ª ed. Madrid: McGraw Hill; 2003.
2. Valentin B. Autobiographie d'un bipède. Alicante: Such Serra; 2007.
3. Miralles Marrero RC, Miralles Rull I. Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor. 1ª edición ed. Barcelona: Elsevier-Masson; 2007.
4. Bienfait M. La reeducación postural por medio de las terapias manuales. 2ª ed. Barcelona: Paidotribo; 1999.
5. Bienfait M. Bases fisiológicas de la terapia manual y de la osteopatía. 2ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2001.
6. Campignon P. Cadenas musculares y articulares concepto GDS. Aspectos biomecánicos. Nociones de base. 1ª ed. Alicante: Lencina-Verdú editores independientes; 2001.
7. Trew M, Everett T. Fundamentos del movimiento humano. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2006.
8. Segovia JC, López-Silvarrey FJ. Manual de valoración funcional. Aspectos clínicos y fisiológicos. 2ª ed. Madrid: Elsevier; 2008.
9. . 22ª ed. Madrid: Espasa Calpe; 2001. Diccionario de la Lengua Española.
10. Pazos JM, Aranguren JL. Educación Postural. 1ª ed. Barcelona: Inde publicaciones; 2000.
11. Gagney PM, Baron JB, Ushio N. [Tonic posture and gesture activity. The key test]. *Agressologie*. 1974;15(5):353-8.
12. Fialka-Moser V, Uher EM, Lack W. [Postural disorders in children and adolescents]. *Wien Med Wochenschr*. 1994;144(24):577-92.
13. Gagey PM, Weber B. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2001.
14. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*. 2006 Sep;35 Suppl 2:ii7-ii11.
15. 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.
16. Cantó R, Jiménez J. La columna vertebral en edad escolar. 1ª ed. Madrid: Gymnos; 1997.
17. Johansson R, Fransson PA, Hjerpe M. Adaptation of multi-joint movements during postural disturbances. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2004;1:149-52.
18. Wolanski N. [Development of posture of the human body.]. *Pediatr Pol*. 1959 Sep;34:1203-16.
19. Asatrian DG, Fel'dman AG. [On the functional structure of the nervous system during movement control or preservation of a stationary posture. I. Mechanographic analysis of the action of a joint during the performance of a postural task]. *Biofizika*. 1965;10(5):837-46.
20. Woodhull-McNeal AP. Changes in posture and balance with age. *Aging (Milano)*. 1992 Sep;4(3):219-25.
21. Talavera A, Almazán G. Fisioterapia. La salud en buenas manos. 1ª ed. Alcalá de Henares: Instituto de Ciencias y Especialistas de la Salud; 2000.
22. 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.

23. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. Prometheus. Texto y atlas de anatomía. Tomo 1: Anatomía general y aparato locomotor. 1ª ed. Madrid: médica panamericana; 2005.
24. Gollhofer A, Horstmann GA, Berger W, Dietz V. Compensation of translational and rotational perturbations in human posture: stabilization of the centre of gravity. *Neurosci Lett*. 1989 Oct 23;105(1-2):73-8.
25. Denys-Struyf GD, Campignon P. Respir-acciones. 1ª ed. Alicante: Lencina-Verdú editores independientes; 1998.
26. Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 3: Columna vertebral. 6ª ed. Madrid: médica panamericana; 2007.
27. Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 2: Miembro inferior. 6ª ed. Madrid: médica panamericana; 2010.
28. Ricard F, Salle JL. Tratado de osteopatía. 3ª ed. Madrid: médica panamericana; 2003.
29. Freres M. Maestros y claves de la postura. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2000.
30. Denys-Struyf G. El Manual del Mezierista. Tomo 1. 3ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
31. Busquet L. Las cadenas musculares. Tomo II: lordosis, cifosis, escoliosis y deformaciones torácicas. 7ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2005.
32. Florenciano-Restoy JL. Análisis de la estática humana. *Podoscopio*. 2001;1(16):3-8.
33. Berencsi A, Ishihara M, Imanaka K. The functional role of central and peripheral vision in the control of posture. *Hum Mov Sci*. 2005 Oct-Dec;24(5-6):689-709.
34. Soto-Faraco S, Ronald A, Spence C. Tactile selective attention and body posture: assessing the multisensory contributions of vision and proprioception. *Percept Psychophys*. 2004 Oct;66(7):1077-94.
35. Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. *Brain Res Cogn Brain Res*. 2002 Jun;14(1):164-76.
36. Wade MG, Jones G. The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Phys Ther*. 1997 Jun;77(6):619-28.
37. [Vision and posture. Fundamental aspects. Paris, 26-27 February 1988. Proceedings]. *Agressologie*. 1988 Oct;29(9):621-67.
38. Bronstein AM, Guerraz M. Visual-vestibular control of posture and gait: physiological mechanisms and disorders. *Curr Opin Neurol*. 1999 Feb;12(1):5-11.
39. Lacour M, Borel L. Vestibular control of posture and gait. *Arch Ital Biol*. 1993 Apr;131(2-3):81-104.
40. Suzuki M, Takahashi H, Nikaido M, Yoshida S, Hirakawa K, Harada Y. Contribution of the vestibular primary neuron and the sensory cell to posture recovery. *Acta Otolaryngol Suppl*. 1993;503:104-5.
41. Matheus RA, Ramos-Perez FM, Menezes AV, Ambrosano GM, Haiter-Neto F, Boscolo FN, et al. The relationship between temporomandibular dysfunction and head and cervical posture. *J Appl Oral Sci*. 2009 May-Jun;17(3):204-8.
42. Saito ET, Akashi PM, Sacco Ide C. Global body posture evaluation in patients with temporomandibular joint disorder. *Clinics (Sao Paulo)*. 2009;64(1):35-9.
43. Olivo SA, Bravo J, Magee DJ, Thie NM, Major PW, Flores-Mir C. The association between head and cervical posture and temporomandibular disorders: a systematic review. *J Orofac Pain*. 2006 Winter;20(1):9-23.

44. Lee WY, Okeson JP, Lindroth J. The relationship between forward head posture and temporomandibular disorders. *J Orofac Pain*. 1995 Spring;9(2):161-7.
45. Kritsineli M, Shim YS. Malocclusion, body posture, and temporomandibular disorder in children with primary and mixed dentition. *J Clin Pediatr Dent*. 1992 Winter;16(2):86-93.
46. Fukushima J, Asaka T, Fukushima K. Postural changes during eye-head movements. *Prog Brain Res*. 2008;171:335-8.
47. Gentaz R. [The postural eye]. *Agressologie*. 1988 Oct;29(10):685-6.
48. Kotaka S, Okubo J, Watanabe I. The influence of eye movements and tactile information on postural sway in patients with peripheral vestibular lesions. *Auris Nasus Larynx*. 1986;13 Suppl 2:S153-9.
49. Bracco P, Derigibus A, Piscetta R, Ferrario G. Observations on the correlation between posture and jaw position: a pilot study. *Cranio*. 1998 Oct;16(4):252-8.
50. Ricard F. Tratado de osteopatía craneal. Articulación temporomandibular. Análisis y tratamiento ortodóntico. 2ª ed. Madrid: médica panamericana; 2005.
51. Busquet L. La osteopatía craneal. 2ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2003.
52. Busquet L. Las cadenas musculares. Tomo V: Tratamiento del cráneo. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2006.
53. Upledger JE. Terapia craneosacra I. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
54. Upledger JE. Terapia craneosacra II. Más allá de la duramadre. 1ª ed. Badalona: Paidotribo; 2004.
55. Hagberg M. Occupational musculoskeletal stress and disorders of the neck and shoulder: a review of possible pathophysiology. *Int Arch Occup Environ Health*. 1984;53(3):269-78.
56. Novak CB, Mackinnon SE. Repetitive use and static postures: a source of nerve compression and pain. *J Hand Ther*. 1997 Apr-Jun;10(2):151-9.
57. Walker-Bone K, Cooper C. Hard work never hurt anyone: or did it? A review of occupational associations with soft tissue musculoskeletal disorders of the neck and upper limb. *Ann Rheum Dis*. 2005 Oct;64(10):1391-6.
58. Vieira ER, Kumar S. Working postures: a literature review. *J Occup Rehabil*. 2004 Jun;14(2):143-59.
59. Li G, Buckle P. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics*. 1999 May;42(5):674-95.
60. Gerr F, Monteilh CP, Marcus M. Keyboard use and musculoskeletal outcomes among computer users. *J Occup Rehabil*. 2006 Sep;16(3):265-77.
61. Gerr F, Marcus M, Monteilh C. Epidemiology of musculoskeletal disorders among computer users: lesson learned from the role of posture and keyboard use. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004 Feb;14(1):25-31.
62. Gallagher S. Physical limitations and musculoskeletal complaints associated with work in unusual or restricted postures: a literature review. *J Safety Res*. 2005;36(1):51-61.
63. Itoi E, Sinaki M. Effect of back-strengthening exercise on posture in healthy women 49 to 65 years of age. *Mayo Clin Proc*. 1994 Nov;69(11):1054-9.
64. Reitman C, Esses SI. Conservative options in the management of spinal disorders, Part II. Exercise, education, and manual therapies. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 1995 Mar;24(3):241-50.
65. Reitman C, Esses SI. Conservative options in the management of spinal disorders, Part I. Bed rest, mechanical and energy-transfer therapies. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 1995 Feb;24(2):109-16.

66. Feldenkrais M. La puissance du moi. Paris: Laffont; 1990.
67. Craze R. La técnica Alexander. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 1999.
68. Souchard PE. RPG. Principios de la reeducación postural global. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2005.
69. Pellicer M, Paniagua S, Arcas MA, D G. Fisioterapeutas de instituciones sanitarias. Sevilla: MAD; 2000.
70. Piekartz H, Bryden L. Dolor y disfunción craneofacial. 1ª ed. Madrid: McGraw Hill Interamericana; 2001.
71. Diasu. Milletrix software. Manual de usuario. 1.0.0.26 ed. Roma: Diagnostic Support srl; 2001.
72. Chaitow L, DeLany JW. Aplicación clínica de las técnicas neuromusculares. Tomo II: Extremidades inferiores. 1ª ed. Badalona: Paidotribo; 2006.
73. Arcas-Patricio MÁ, Gálvez-Domínguez DM, León Castro JC, Paniagua S, Pellicer M. Manual de Fisioterapia. Generalidades. 1ª ed. Sevilla: MAD; 2004.
74. Lorkowski J, Zarzycki D. [Clinical use of pedobarographic examination--own experience and review of literature]. *Przegl Lek.* 2006;63 Suppl 5:28-32.
75. Lorkowski J. [Methodology of pedobarographic examination--own experiences and review of literature]. *Przegl Lek.* 2006;63 Suppl 5:23-7.
76. Albinet C, Bernard PL, Palut Y. [Attentional control of postural stability in institutionalised elderly people: effects of a physical exercise program]. *Ann Readapt Med Phys.* 2006 Dec;49(9):625-31.
77. Marigold DS, Eng JJ, Dawson AS, Inglis JT, Harris JE, Gylfadottir S. Exercise leads to faster postural reflexes, improved balance and mobility, and fewer falls in older persons with chronic stroke. *J Am Geriatr Soc.* 2005 Mar;53(3):416-23.
78. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. [Effect of physical training on postural control of elderly]. *Harefuah.* 2005 Dec;144(12):839-44, 911.
79. Oliveira LF, Vieira TM, Macedo AR, Simpson DM, Nadal J. Postural sway changes during pregnancy: a descriptive study using stabilometry. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol.* 2009 Nov;147(1):25-8.
80. Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993 Nov;74(11):1144-50.
81. Bastos AG, de Lima MA, de Oliveira LF. [Evaluation of patients with dizziness and normal electronystagmography using stabilometry]. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2005 May-Jun;71(3):305-10.
82. Ishizaki K, Mori N, Takeshima T, Fukuhara Y, Ijiri T, Kusumi M, et al. Static stabilometry in patients with migraine and tension-type headache during a headache-free period. *Psychiatry Clin Neurosci.* 2002 Feb;56(1):85-90.
83. Grini-Grandval MN, Ouaknine M, Giovanni A. [Forcing the voice and variance of speed: correlation between the speed of displacement of the center of gravity and the work of the postural muscles]. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord).* 2000;121(5):319-23.
84. Matsuo T, Narita A, Senda M, Hasebe S, Ohtsuki H. Body sway increases immediately after strabismus surgery. *Acta Med Okayama.* 2006 Feb;60(1):13-24.
85. Lopez-Rodriguez S, Fernandez de-Las-Penas C, Albuquerque-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 Mar-Apr;30(3):186-92.

86. Lippert H. Anatomía. Estructura y morfología del cuerpo humano. 1ª ed. Madrid: Marban; 1998.
87. Rouviere H, Delmas A. Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. Tomo 1: cabeza y cuello. 11ª ed. Barcelona: Masson; 2005.
88. Ricard F. Tratamiento osteopático de las algias de origen cervical. 1ª ed. Madrid: médica panamericana; 2008.
89. Myers TW. Vías anatómicas. 2ª ed. Barcelona: Elsevier-Masson; 2010.
90. Paoletti S. Las fascias. El papel de los tejidos en la mecánica humana. 1ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2004.
91. Sobotta. Atlas de Anatomía Humana. Tomo 1: cabeza cuello y miembro superior. 21ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2004.
92. Busquet L. Las cadenas musculares. Tomo I: Tronco, columna cervical y miembros superiores. 8ª ed. Badalona: Paidotribo; 2006.
93. Norton NS. Anatomía de cabeza y cuello para odontólogos. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2007.
94. Hack GD, Koritzer RT, Robinson WL, Hallgren RC, Greenman PE. Anatomic relation between the rectus capitis posterior minor muscle and the dura mater. Spine (Phila Pa 1976). 1995 Dec 1;20(23):2484-6.
95. Jackson RT, De l'Aune WR. Head extension and age-dependent posturographic instability in normal subjects. J Rehabil Res Dev. 1996 Feb;33(1):1-5.
96. Rouviere H, Delmas A. Anatomía Humana. Tomo II: Tronco. 10ª ed. Barcelona: Masson; 1999.
97. Snell RS. Neuroanatomía clínica. 6ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2007.
98. Netter FH. Atlas de Anatomía Humana. 4ª ed. Barcelona: Masson; 2007.
99. Olson TR. A.D.A.M. Atlas de anatomía humana. 1ª ed. Barcelona: Masson; 2002.
100. Korr I. Bases Fisiológicas de la Osteopatía. Madrid: Mandala Ediciones; 2003.
101. 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.
102. Fajardo Ruiz F. Cuadernos de Osteopatía. 1ª ed. Madrid: Editorial Dilema; 2007.
103. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol. 1986 Jun;55(6):1369-81.
104. Viladot-Voegeli A, Viladot-Pericé R. 20 lecciones sobre patología del pie. 1ª ed. Barcelona: Mayo; 2009.
105. Viladot-Voegeli A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. 1ª ed. Barcelona: Springer; 2001.
106. Salathe EP, Jr., Arangio GA, Salathe EP. The foot as a shock absorber. J Biomech. 1990;23(7):655-9.
107. Suzuki N. An electromyographic study of the role of muscles in arch support of the normal and flat foot. Nagoya Med J. 1972 Feb;17(3):57-79.
108. Campignon P. Cadenas Musculares y Articulares. Método GDS. Cadenas antero-laterales. 1ª ed. Alicante: Lencina-Verdú Editores Independientes; 2004.
109. Viladot A. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. 1ª ed. Barcelona: Springer; 2001.
110. Campignon P. Cadenas Musculares y Articulares Método GDS. Las cadenas Postero-laterales. 1ª ed. Alicante: Lencina-Verdú Editores Independientes; 2007.
111. Basmajian JV, Stecko G. The Role of Muscles in Arch Support of the Foot. J Bone Joint Surg Am. 1963 Sep;45:1184-90.

112. Danis CG, Krebs DE, Gill-Body KM, Sahrman S. Relationship between standing posture and stability. *Phys Ther.* 1998 May;78(5):502-17.
113. Florenciano-Restoy JL, Messeguer Calvo S. Estudio biomecánico de la articulación subastragalina. *El Peu.* 2006;26(1):10-24.
114. Fransson P, Magnusson M, Johansson R. Analysis of adaptation in anteroposterior dynamics of human postural control. *Gait Posture.* 1998 Jan 1;7(1):64-74.
115. Busquet L. Las cadenas musculares. Tomo IV: miembros inferiores. 5ª ed. Badalona: Paidotribo; 2005.
116. Gagey P. [The postural system]. *Agressologie.* 1988 Oct;29(9):621-5.
117. Hlavacka F, Saling M, Krizkova M, Sabo S. [The effect of head position and functional status of the cervical spine on body sway in the upright posture]. *Bratisl Lek Listy.* 1992 Jun;93(6):324-7.
118. Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 1: Miembro superior. 6ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2006.
119. Greenman PE. Principios y práctica de la medicina manual. 3ª ed. Madrid: médica panamericana; 2006.
120. Deliagina TG, Zelenin PV, Beloozerova IN, Orlovsky GN. Nervous mechanisms controlling body posture. *Physiol Behav.* 2007 Sep 10;92(1-2):148-54.
121. Granit R, Burke RE. The control of movement and posture. *Brain Res.* 1973 Apr 13;53(1):1-28.
122. Jacobs JV, Horak FB. Cortical control of postural responses. *J Neural Transm.* 2007;114(10):1339-48.
123. Visser JE, Bloem BR. Role of the basal ganglia in balance control. *Neural Plast.* 2005;12(2-3):161-74; discussion 263-72.
124. 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.
125. Wilson-Pauwels L, Akesson EJ, Stewart PA, Spacey SD. Nervios Craneales. En la salud y la enfermedad. 2ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2003.
126. Gagey PM. [Oculomotoricity as an endo-input of the postural system]. *Agressologie.* 1987 Oct;28(9):899-903.
127. Gagey PM. [Visual contribution to the postural system: a clinical approach to the study of vision]. *Agressologie.* 1991;32(3 Spec No):183-6.
128. 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 Mar-Jun;37(1-2):23-6.
129. 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 Mar-Jun;37(1-2):19-22.
130. Monzani D, Guidetti G, Chiarini L, Setti G. Combined effect of vestibular and craniomandibular disorders on postural behaviour. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2003 Feb;23(1):4-9.
131. Chessa G, Marino A, Dolci A, Lai V. [Baropodometric examination for complete diagnosis of patients with cranio-cervico-mandibular disorders]. *Minerva Stomatol.* 2001 Jul-Aug;50(7-8):271-8.
132. Tortora GH, Derrickson RL. Introducción al Cuerpo Humana. Fundamentos de Anatomía y Fisiología

- 7ª ed. Madrid: Médica Panamericana; 2008.
133. Guyton AC, Hall JE. Tratado de Fisiología médica. 11ª ed. Madrid: Elsevier Saunders; 2006.
134. Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Verschuur JJ, Honegger F. Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Exp Brain Res*. 2002 Jan;142(1):91-107.
135. Amigues JP. Compendio de osteopatía. Teoría y práctica. 1ª ed: McGraw Hill Interamericana; 2005.
136. American-Osteopathic-Association. Fundamentos de Medicina Osteopática. 2ª ed. Buenos Aires: médica panamericana; 2006.
137. Schaible HG. Douleurs oro faciale. 2nd International Congress on Orofacial Pain and Temporomandibular Disorders; 24-25 mayo; Paris1996.
138. Van Buskirk RL. Nociceptive reflexes and the somatic dysfunction: a model. *J Am Osteopath Assoc*. 1990 Sep;90(9):792-4, 7-809.
139. Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med Biol Eng Comput*. 1985 Sep;23(5):474-6.
140. Gagey PM, Amphoux M. Chaussures de sécurité et équilibre. *Revue de médecine du travail*. 1983;XI(2):89-95.
141. Spitz P, Villeneuve P. Le port de chaussures modifie-t-il l'équilibre postural? In: XI UP-S, editor. Paris2000.
142. Alburquerque-Sendin F, Fernandez-de-las-Penas C, Santos-del-Rey M, Martín-Vallejo FJ. Immediate effects of bilateral manipulation of talocrural joints on standing stability in healthy subjects. *Man Ther*. 2009 Feb;14(1):75-80.
143. Franco-Sierra MA. Tratamiento osteopático con técnicas de articulación manipulación para la reducción del antepié varo. Madrid: Scientific European Federation of Osteopaths; 2006.
144. 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.
145. Nishiwaki Y, Takebayashi T, Imai A, Yamamoto M, Omae K. Difference by instructional set in stabilometry. *J Vestib Res*. 2000;10(3):157-61.
146. Esparza F, Cañadas F. Compendio de Cineantropometría. 1ª ed. Pamplona: FEMEDE; 1993.
147. Lohman TG, Roche AF, Martorell R. Anthropometric standarization reference manual. 1ª ed. Champaign, Illinois: Human Kinetic Publishers; 1988.
148. Njikiktjien CJ, Van Parys JA. Romberg's sign expressed in a quotient. II. Pathology. *Agressologie*. 1976;17(Spec D):19-23.
149. Njikiktjien C, de Rijke W. The recording of Romberg' test and its application in neurology. *Agressologie*. 1972;13:Suppl C:1-7.
150. Yagi K. [Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report)--age-related factor]. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. 1989 Jun;92(6):899-908.
151. Yagi K. [Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (second report)--pattern recognition of a stabilogram]. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. 1989 Jun;92(6):909-22.
152. Norgan NG, Ferro-Luzzi A. Weight-height indices as estimators of fatness in men. *Hum Nutr Clin Nutr*. 1982;36(5):363-72.

153. Fabris SM, Valezi AC, de Souza SA, Faintuch J, Ceconello I, Junior MP. Computerized baropodometry in obese patients. *Obes Surg.* 2006 Dec;16(12):1574-8.
154. Allain H, Bentue-Ferrer D, Tarral A, Gandon JM. Effects on postural oscillation and memory functions of a single dose of zolpidem 5 mg, zopiclone 3.75 mg and lormetazepam 1 mg in elderly healthy subjects. A randomized, cross-over, double-blind study versus placebo. *Eur J Clin Pharmacol.* 2003 Jul;59(3):179-88.
155. Jacobi-Polishook T, Shorer Z, Melzer I. The effect of methylphenidate on postural stability under single and dual task conditions in children with attention deficit hyperactivity disorder - a double blind randomized control trial. *J Neurol Sci.* 2009 May 15;280(1-2):15-21.
156. Kazmierczak H, Pawlak-Osinska K, Kazmierczak W. Betahistine in vertebrobasilar insufficiency. *Int Tinnitus J.* 2004;10(2):191-3.
157. Builova TV, Glotova ME, Khalak ME, Vashkevich VV. [The use of cereton in the rehabilitation of patients with hemorrhagic stroke]. *Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova.* 2009;109(5 Suppl 2):57-61.
158. Kubo T, Sakata Y, Koshimune A, Sakai S, Ameno K, Ijiri I. Positional nystagmus and body sway after alcohol ingestion. *Am J Otolaryngol.* 1990 Nov-Dec;11(6):416-9.
159. Kubo T, Sakata Y, Matsunaga T, Koshimune A, Sakai S, Ameno K, et al. Analysis of body sway pattern after alcohol ingestion in human subjects. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1989;468:247-52.
160. Baker SJ, Chrzan GJ, Park CN, Saunders JH. Behavioral effects of 0 and 0.05% blood alcohol in male volunteers. *Neurobehav Toxicol Teratol.* 1986 Jan-Feb;8(1):77-81.
161. Pascolo PB, Carniel R, Pinese B. Human stability in the erect stance: Alcohol effects and audio-visual perturbations. *J Biomech.* 2009 Mar 11;42(4):504-9.
162. Iki M, Ishizaki H, Aalto H, Starck J, Pyykko I. Smoking habits and postural stability. *Am J Otolaryngol.* 1994 Mar-Apr;15(2):124-8.
163. Pereira CB, Strupp M, Holzleitner T, Brandt T. Smoking and balance: correlation of nicotine-induced nystagmus and postural body sway. *Neuroreport.* 2001 May 8;12(6):1223-6.
164. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing.* 2004 Nov;33(6):602-7.
165. Battaglia G, Bellafiore M, Bianco A, Paoli A, Palma A. Effects of a dynamic balance training protocol on the podalic support in older women. *Aging Clin Exp Res.* 2009 Dec 1.
166. Petrella RJ, Cunningham DA, Smith JJ. Influence of age and physical training on postural adaptation. *Can J Sport Sci.* 1989 Mar;14(1):4-9.
167. Shapiro A, Melzer I. Balance perturbation system to improve balance compensatory responses during walking in old persons. *J Neuroeng Rehabil.* 2010;7:32.
168. Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology.* 2003 Jul-Aug;49(4):240-5.
169. Boonstra TA, van der Kooij H, Munneke M, Bloem BR. Gait disorders and balance disturbances in Parkinson's disease: clinical update and pathophysiology. *Curr Opin Neurol.* 2008 Aug;21(4):461-71.
170. van der Kooij H, van Asseldonk EH, Geelen J, van Vugt JP, Bloem BR. Detecting asymmetries in balance control with system identification: first experimental results from Parkinson patients. *J Neural Transm.* 2007;114(10):1333-7.
171. 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 Jun;23(4):397-404.

172. Kairy D, Paquet N, Fung J. A postural adaptation test for stroke patients. *Disabil Rehabil.* 2003 Feb 4;25(3):127-35.
173. Marigold DS, Eng JJ. Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Exp Brain Res.* 2006 Jun;171(4):459-68.
174. Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait Posture.* 2006 Feb;23(2):249-55.
175. Marigold DS, Eng JJ, Tokuno CD, Donnelly CA. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. *Neurorehabil Neural Repair.* 2004 Dec;18(4):222-9.
176. Nardone A, Godi M, Grasso M, Guglielmetti S, Schieppati M. Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. *Gait Posture.* 2009 Jul;30(1):5-10.
177. van Asseldonk EH, Buurke JH, Bloem BR, Renzenbrink GJ, Nene AV, van der Helm FC, et al. Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. *Exp Neurol.* 2006 Oct;201(2):441-51.
178. Nobre A, Monteiro FF, Golin MO, Biasotto-Gonzalez D, Correa JC, Oliveira CS. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* Jul-Aug;50(5):239-44.
179. Popova NF, Shagaev AS, Demina TL, Boiko AN. [Dynamic stabilometry as a monitoring of movement and coordination disorders in the rehabilitation of patients with multiple sclerosis]. *Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova.* 2009;109(1):35-9.
180. Pyykko I, Vesikivi M, Ishizaki H, Magnusson M, Juhola M. Postural control in blinds and in Usher's syndrome. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1991;481:603-6.
181. 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 Jan;29(1):113-8.
182. Umemura K, Ishizaki H, Matsuoka I, Hoshino T, Nozue M. Analysis of body sway in patients with cerebellar lesions. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1989;468:253-61.
183. 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 Jun 15;33(14):E460-4.
184. Krivoshei IV, Skvortsov DV, Shinaev NN, Talambum EA. [Stabilometry parameters in some mental disorders]. *Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova.* 2006;106(8):62-4.
185. Franzoni E, Crisanti AF, Arcuri S, Buccolieri M, Bergonzoni C. [Computerized stabilometry in the monitoring of antiepileptic therapy in children]. *Pediatr Med Chir.* 1995 Sep-Oct;17(5):407-9.
186. Smiley-Oyen AL, Cheng HY, Latt LD, Redfern MS. Adaptation of vibration-induced postural sway in individuals with Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2002 Oct;16(2):188-97.
187. Yabe I, Sasaki H, Yamashita I, Takei A, Tashiro K. Clinical trial of acetazolamide in SCA6, with assessment using the Ataxia Rating Scale and body stabilometry. *Acta Neurol Scand.* 2001 Jul;104(1):44-7.
188. Bergami E, Gildone A, Zanolli 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 Oct-Dec;90(4):387-96.
189. Frigg A, Nigg B, Hinz L, Valderrabano V, Russell I. Clinical relevance of hindfoot alignment view in total ankle replacement. *Foot Ankle Int.* Oct;31(10):871-9.

190. 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 Oct;20(10):636-9.
191. 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 Mar;16(3):325-30.
192. 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 Jun;50(3):275-81.
193. 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 May-Jun;73(3):187-91.
194. Ries LG, Berzin F. Analysis of the postural stability in individuals with or without signs and symptoms of temporomandibular disorder. *Braz Oral Res.* 2008 Oct-Dec;22(4):378-83.
195. Nikratowicz P, Wozniak W, Lapaj L, Wierusz-Kozłowska M, Lawniczak D. [Pedobarographic evaluation of the foot after Keller's procedure for Hallux valgus and Hallux rigidus]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.* 2009 Jul-Aug;74(4):224-7.
196. Charles YP, Axt M, Doderlein L. [Surgical treatment of cavovarus foot deformity considering dynamic pedobarography]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2003 Jul-Aug;141(4):433-9.
197. Charles YP, Axt M, Doderlein L. [Dynamic pedobarography in postoperative evaluation of pes cavovarus]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2001 Nov;87(7):696-705.
198. 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.* Feb;19(1):71-85.
199. 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.
200. Toth K, Fabula J. [Dynamic pedobarography in the prevention and management of diabetic foot ulcers (preliminary report)]. *Orv Hetil.* 1995 Jul 2;136(27):1439-42.
201. De Simon S, Balducci S, Fallucca F. L'esame baropodometrico in un modello di check-up del paziente diabetico. XII Congresso Nazionale; 26-29 maggio 1999; Cagliari: Associazione Italiana Diabetologia (AMD); 1999.
202. Kato H, Takada T, Kawamura T, Hotta N, Torii S. The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients. *Diabetes Res Clin Pract.* 1996 Mar;31(1-3):115-8.
203. 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.
204. 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.
205. Inukai K, Koizuka I, Takahashi S. Investigation into dizziness before and after Epley's maneuver for benign paroxysmal positional vertigo using stabilometry. *Auris Nasus Larynx.* 2007 Mar;34(1):15-7.
206. Inukai K, Koizuka I, Takahashi S. Head-tilting stabilometry in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Auris Nasus Larynx.* 2008 Mar;35(1):31-5.
207. 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.* Jun 30.

208. Isotalo E, Kapoula Z, Feret PH, Gauchon K, Zamfirescu F, Gagey PM. Monocular versus binocular vision in postural control. *Auris Nasus Larynx*. 2004 Mar;31(1):11-7.
209. 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 Oct;119(10):2338-46.
210. Karadag-Saygi E, Unlu-Ozkan F, Basgul A. Plantar pressure and foot pain in the last trimester of pregnancy. *Foot Ankle Int*. Feb;31(2):153-7.
211. Rossi C, Alberti A, Sarchielli P, Mazzotta G, Capocchi G, Faralli M, et al. Balance disorders in headache patients: evaluation by computerized static stabilometry. *Acta Neurol Scand*. 2005 Jun;111(6):407-13.
212. 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 Sep;29(7):511-7.
213. Krauss J, Creighton D, Ely JD, Podlowska-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.
214. 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 Jun;37(6):325-9.
215. 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 Sep;23(7):465-9.
216. 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.
217. Bosca-Gandia JJ. La manipulación de la charnela cervico-torácica ¿es peligrosa en caso de cardiopatías? Madrid: Scientific European Federation of Osteopaths; 2003.
218. Mansilla-Ferragut P, Fernandez-de-Las Penas C, Albuquerque-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 Feb;32(2):101-6.
219. Nieschalk M, Delank KW, Stoll W. [Quantitative evaluation of the Romberg test]. *Laryngorhinootologie*. 1995 Aug;74(8):489-94.
220. Jennifer-Derebery M. Diagnóstico y tratamiento del vértigo. *Rev Cubana Med*. 2000;39(4):238-53.
221. Haneline MT, Young M. A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009 Jun;32(5):379-86.
222. 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 Oct 1;29(19):E413-25.
223. Galcerán-Alonso C. Validación del test de Mitchell a nivel columna cervical media y baja. Madrid: Scientific European Federation of Osteopathy; 2005.
224. Lampe FL. La combinación de la técnica global de la pelvis bilateral más la técnica de energía muscular de los isquiotibiales. Madrid: Scientific European Federation of Osteopathy; 2005.

Evaluación y análisis de la influencia de la técnica de thrust occipito-atlo-axoidea en la estática postural: estudio baropodométrico y estabilométrico.