

UNIVERSITAT INTERNACIONAL DE CATALUNYA

DEPARTAMENTO DE MEDICINA

Facultad de ciencias de la salud

Programa:

Doctorado en atención primaria

Bienio 2000-2002

Valoración de la postura bípeda en futbolistas juveniles de elite, en período de tecnificación, antes y después del tratamiento quiropráctico.

Tesis presentada por: Angela Olaru

Dirigida por:

Dr. Ramon Balius Matas y Dr. Narciso Amigo de Bonet

Para aspirar al grado de Doctor por la Universitat Internacional de Catalunya, Barcelona 2009.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer de todo corazón el soporte de todas las personas, familiares, amigos y compañeros que de muchas maneras me han ayudado en la elaboración de esta tesis doctoral.

Especialmente quiero dar las gracias a las siguientes personas por su inestimable colaboración:

A mi director de tesis, Dr. Ramón Balius Matas, que ha sido mi mentor y defensor, por su disponibilidad, paciencia y sabios consejos.

A mi segundo director de tesis, Dr. Narciso Amigó de Bonet, del servicio médico del RDC Espanyol, por su disponibilidad y su valiosa ayuda en la organización y coordinación de este estudio.

A mi tutor, Dr. Josep Argemi, rector de la Universitat Internacional de Catalunya y director del programa doctoral de atención primaria, por haber hecho posible mi participación en este programa y por sus recomendaciones prácticas.

Al Prof. Dr. Robert Ramón Soler por su disponibilidad y sus sabios consejos.

A mi amigo, el podólogo Martín Rueda Sánchez por su generosa colaboración y por haber aceptado compartir conmigo su valioso tiempo.

Al Dr. Emilio Feijo, radiólogo de la Mutua Montañesa por su amabilidad y generosa colaboración.

A todo el departamento del servicio médico del R.C.D Espanyol por su apoyo, por haberme permitido utilizar sus instalaciones y por haberme facilitado todos los datos necesarios.

A todos los jugadores y jugadoras de los equipos juveniles del R.C.D Espanyol por su participación en el estudio y también a sus entrenadores, Oscar Peralnau, Joseph Clotet, Emilio Montiagud y Titi que se implicaron en la organización de los tratamientos y de todas las pruebas.

Al Dr. Juanlu Martínez director del departamento de planificación e investigación (DEPI) del R.C.D Espanyol por su colaboración y por haberme facilitado los datos de las pruebas físicas.

A Jesús Sanz, jefe del equipo de fisioterapia por su ayuda y colaboración durante todo el período del estudio.

A los fisioterapeutas del RDC Espanyol, Albert Catalán y Eric Viles por su ayuda y colaboración.

A todos los otros fisioterapeutas del R.C.D Espanyol por haber aceptado compartir conmigo su espacio de trabajo.

A mi compañero fisioterapeuta Jordi Bussom por su tiempo y ayuda con la recogida de los datos.

A la señora Monserrat Girabent, jefe del departamento de Bioestadística de la Universitat Internacional de Catalunya por su disponibilidad y por haber aceptado orientarme con respecto al análisis estadístico.

A la señora Luisa Aliste por su inestimable colaboración en la preparación del análisis estadístico.

A la Dra. Caritat Bagur, de la Universitat Internacional de Catalunya, por haberme ayudado durante la primera parte de este programa de doctorado y por haberme permitido inspirarme en su tesis doctoral.

A mis compañeras de trabajo, Lidia Falcó, Maite Gutiérrez y M^a Rosa Tribó, por su colaboración y paciencia.

ABREVIATURAS

-a: neurona motora alfa

A/P: anterior/ posterior

AT: Activator Technique (técnica quiropráctica con activador)

-b: neurona motora beta

BC: baricentro

Cuerpo: inclinación lateral cuerpo

CG: centro de gravedad

CP: centro de presión

CV: columna vertebral

D: derecha

DC: doctor en quiropráctica

DT: Diversified Technique (técnica quiropráctica de ajuste vertebral)

Ext: extensión del cuerpo bípedo

Flex: flexión del cuerpo bípedo

-y : neurona motora gama

GABA: ácido gamma amino butírico

GT: grupo tratado

GC: grupo control

GCH: grupo control hombres

GCM: grupo control mujeres

GTH: grupo tratado hombres

GTM: grupo tratado mujeres

HVLA: ajuste vertebral con impulso de alta velocidad y baja amplitud

ABREVIATURAS

I: izquierda

In: pulgada (unidad de medición del sistema métrico inglés)

Incl: Inclinación del cuerpo bípedo en plano sagital

Lumbar Spine: columna lumbar

Mast: proceso mastoideo

Pre: inicio del estudio

Pres Anter: presión plantar anterior

Pres Poster: presión plantar posterior

Pres lat: presión plantar lateral

Post: final del estudio

Salto Ablk: salto Abalakov

Sac/Hip J: ángulo de inclinación sacra

Salto CMJ: salto contra movimiento

SAM: Spinal Analysis Machine

SEMG: electromiografía de superficie

SNC: sistema nervioso central

Superf: superficie de apoyo plantar

Th: dorsal

Thoracic Spine: columna dorsal

Upr: bípedestación

U-F: movimiento de flexión del cuerpo bípedo

U-E: movimiento de extensión del cuerpo bípedo

VPLN: núcleo ventral posterior lateral del tálamo

VPMN: núcleo ventral posterior medial del tálamo

ÍNDICE

JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

1.1. ¿Por qué estudiar la postura del cuerpo?	2
1.2. ¿Por qué futbolistas?	5

HIPÓTESIS Y OBJETIVO DEL ESTUDIO

2.1. Hipótesis	8
2.2. Objetivo	8

INTRODUCCIÓN

3.1. Descripción de la quiropráctica	10
3.2. Descripción del entrenamiento de los futbolistas de alto nivel	13
3.3. Definición de la postura	16
3.4. Aspectos neuroanatómicos y neurofisiológicos de la postura humana	17
3.5. Aspectos biomecánicos de la postura bípeda	31
3.6. Alteraciones posturales	39
3.7. Las alteraciones posturales predisponen a lesiones deportivas	44
3.8. Consecuencias de las alteraciones posturales a largo plazo	45
3.9. Instrumentos de valoración postural	47
3.10. Enfoque multidisciplinario: diagnóstico y terapia	52

MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. Planteamiento metodológico	56
4.2. Descripción de los sujetos	57
4.3. Criterios de inclusión y de exclusión	57
4.4. Descripción del material utilizado	58
4.5. Protocolo	65
4.6. Descripción del método	68
4.7. Diseño del estudio	70
4.8. Aplicación Estadística	71

RESULTADOS

5.1. Descriptiva de la muestra	74
5.2. Resultados de la comparación de medias	78
5.2.1 Prueba postural SAM	79
5.2.2. Prueba radiológica	83
5.2.3 Prueba podológica	85
5.2.4. Prueba Spinal Mouse	90
5.2.5. Pruebas físicas	103
5.2.6. Lesiones	105

DISCUSIÓN

6.1. Discusión del Material	108
6.1.1. Sujetos: ¿Por qué futbolistas?	108
6.1.2. Instrumentos de valoración postural	109
6.1.2.1. El posturómetro SAM	109
6.1.2.2. La plataforma de fuerza EPS	110

6.1.2.3. Las radiografías	110
6.1.2.4. El Spinal Mouse	111
6.1.3. Tablas de resultados de las pruebas físicas	111
6.1.4. El registro de lesiones	112
6.2. Discusión del método	112
6.2.1. Prueba postural SAM	112
6.2.1.1. Análisis entre grupos. Hombres	113
6.2.1.2. Análisis intragrupo. Hombres	113
6.2.1.3. Análisis entre grupos. Mujeres	114
6.2.1.4. Análisis intragrupo. Mujeres	114
6.2.2. Prueba radiológica	115
6.2.2.1. Análisis entre grupos. Hombres	115
6.2.2.2. Análisis intragrupo. Hombres	115
6.2.2.3. Análisis entre grupos. Mujeres	115
6.2.2.4. Análisis intragrupo. Mujeres	116
6.2.3. Prueba podológica	116
6.2.3.1. Análisis entre grupos. Hombres	117
6.2.3.2. Análisis intragrupo. Hombres	118
6.2.3.3. Análisis entre grupos. Mujeres	118
6.2.3.4. Análisis intragrupo. Mujeres	119
6.2.4. Prueba Spinal Mouse	121
6.2.4.1. Análisis entre grupos. Mujeres	121
6.2.4.2. Análisis intragrupo. Mujeres	122
6.2.5. Pruebas físicas.....	123
6.2.5.1. Análisis entre grupos. Hombres	123
6.2.5.2. Análisis intragrupo. Hombres	123
6.2.5.3. Análisis entre grupos. Mujeres	124
6.2.5.4. Análisis intragrupo. Mujeres	124
6.2.6. Lesiones.....	125
6.2.6.1. Análisis entre grupos. Hombres	125
6.2.6.2. Análisis entre grupos. Mujeres	126
6.2.6.3. ¿Puede el tratamiento quiropráctico disminuir el número de lesiones en un equipo de fútbol?	126
6.3. Discusión final	127
6.3.1. Parámetros posturales	127
6.3.2. Parámetros de estabilidad.....	127
6.3.3. Valor de las pruebas físicas.	127
6.3.4. Relación del número de lesiones con los otros parámetros	128
6.3.5. Valor de la intervención quiropráctica en la prevención de las lesiones.....	129
CONCLUSIONES	132
BIBLIOGRAFÍA	134
ANEXOS	153

JUSTIFICACIÓN DE LA TESIS

Justificación de la tesis

1.1. ¿Por qué estudiar la postura del cuerpo?

En los últimos años hemos podido observar un aumento de la longevidad de la población en los países desarrollados. Esto conlleva la necesidad de optimizar la salud para poder asegurar mejor calidad de vida.

Sabemos que la mayoría de las personas en edades avanzadas desarrollan patologías de tipo músculo esquelético como la artrosis, osteoporosis y también patologías de tipo cardiovascular y/o neurológico.

A pesar del incontestable avance de las ciencias médicas, hay un creciente deterioro de la calidad de vida de las personas mayores debido a estas patologías comunes, acompañado de un coste social muy elevado.

Un reciente estudio sobre la incidencia de artrosis en la columna vertebral (1) ha encontrado evidencia de artrosis de las facetas articulares en el 57% de las columnas de jóvenes con edades entre 20 y 29 años, en el 82 % entre 30-39 años, 93% entre 40-49 años, 97% entre 50-59 años y 100% en las columnas de mayores de 60 años. Esto demuestra que la degeneración articular en la columna empieza desde la primera juventud y avanza rápidamente con la edad.

Por estas razones se ha empezado a enfatizar la necesidad de prevención de dichas patologías.

En el actual paradigma socio-cultural se supone que la manera más eficaz de prevenir tanto patologías sistémicas como músculo esqueléticas es practicar deporte con regularidad desde la niñez y continuar haciendo ejercicio físico toda la vida. (2, 3)

Sin duda alguna, la práctica deportiva puede reducir el riesgo de osteoporosis, enfermedades cardiovasculares, obesidad, diabetes, algunas formas de cáncer, y algunos trastornos mentales pero, al mismo tiempo, puede aumentar el riesgo de lesiones y por lo tanto favorecer la degeneración articular precoz, conduciendo inevitablemente a espondilosis (4, 5) y eventualmente, a otras patologías importantes relacionadas con ésta.

De hecho algunos estudios han demostrado que las consecuencias de la espondilosis cervical pueden ser bastante más graves que sólo la pérdida del rango de movimiento y el dolor. (6 - 8)

En función del nivel donde se formen osteofitos marginales, estos pueden comprimir algunas raíces nerviosas y/o el saco dural, afectando el flujo nervioso simpático dirigido a varios grupos musculares. (8)

También pueden comprimir las arterias vertebrales disminuyendo el flujo sanguíneo cerebral. Esto suele ocasionar síntomas de tinitus, mareos y/o vértigo, especialmente cuando se rota la cabeza. (9)

Los sujetos que practican deporte de manera intensiva, como los atletas de alto rendimiento, no son inmunes a la degeneración articular y a otras patologías en edades avanzadas, sino todo lo contrario. (10 - 14)

En un estudio sobre la incidencia de artrosis en futbolistas profesionales retirados, Drawer S, et al (11) concluye que, el riesgo de padecer artrosis es significativamente mayor en esta población. Los autores sugieren la implementación de chequeos frecuentes durante toda la carrera activa de estos atletas.

Otros estudios sobre la incidencia de artrosis entre los futbolistas profesionales, también advierten sobre la necesidad de nuevos protocolos de prevención para estos atletas. (11 - 16)

Entre las más comunes causas de degeneración articular precoz están las lesiones deportivas debidas a traumas y/o micro traumas repetidos causados por la incorrecta postura del cuerpo. (17, 18)

Las alteraciones posturales pueden manifestarse como: pérdida o aumento de las curvas espinales, asimetría de los hombros y/o de las caderas y asimetría del apoyo plantar con la consecuente distribución asimétrica del peso corporal. (19)

Dichas alteraciones conllevan una contracción asimétrica de los músculos paravertebrales. En el caso de que perduren, tendrán como consecuencia una

inevitable disfunción del movimiento intervertebral, aumentando el riesgo de degeneración articular a varios niveles del raquis.

Si en un individuo normal la distribución del peso corporal es asimétrica durante muchos años, es legítimo pensar que las articulaciones de la parte sobrecargada se desgastarán de manera asimétrica.

La articulación más afectada será, sin duda, la cadera, que soporta de 2 a 7 veces más el peso de todo el cuerpo en la deambulación normal. (20) En la mayoría de los individuos, la degeneración o envejecimiento articular denominada coxartrosis, se desarrolla de manera unilateral. (21)

Surge la pregunta lógica acerca de por qué, en la misma persona, una cadera envejece más rápido que la otra.

En el caso de los atletas de alto nivel, como los futbolistas o los lanzadores de jabalina, esto puede ser atribuido a los movimientos repetitivos con sobrecarga unilateral. (12, 13)

Sin embargo, aunque el porcentaje de incidencia es alto, no todos estos atletas desarrollan coxartrosis. (12)

Por otro lado, la coxartrosis unilateral también ocurre en individuos que no practicaron ningún tipo de deporte. (21)

¿Es posible que esto sea debido a una significativa y duradera asimetría en la distribución del peso corporal, en bipedestación y/o durante la deambulación normal?

En el presente trabajo se plantea valorar la postura bípeda en futbolistas juveniles de elite y propone una manera sencilla, no invasiva, de mejorar los parámetros posturales y el equilibrio de estos atletas.

Pensamos que, junto a una correcta nutrición e hidratación, mantener una postura correcta cuando se practica este deporte, es una de las maneras más eficaces de prevenir patologías óseas degenerativas, como la artrosis y sus complicaciones en edades avanzadas.

1.2. ¿Por qué futbolistas?

La ocupación del tiempo libre disponible mediante la práctica de actividades físicas y/o deportes, es un fenómeno en constante evolución que atrae el interés de la población en general y de la juventud en particular.

Por esto, en las últimas décadas, se han realizado estudios de investigación sobre los hábitos deportivos de la población. (22) En estos se analizan las diferencias entre variables como edad, sexo, etapas o niveles educativos, etc., tanto en el ámbito nacional como en el autonómico y/o provincial.

Aunque en los últimos años la práctica deportiva española no ha experimentado cambios destacables, se ha reforzado significativamente la regularidad de la misma. Además, relacionado con la creciente oferta de salud, ocio y mantenimiento, también se ha registrado un incremento en la regularidad de la práctica deportiva en la población con edades superiores a los 54 años y en las practicantes femeninas. (24)

Un reciente estudio sociológico sobre el fútbol, ha evidenciado que es el deporte más popular de España. El alto número de practicantes de fútbol, lo ubica como el principal deporte de España y un gran deporte a nivel mundial. (23)

En España hay 697.195 jugadores federados en todas las categorías, siendo así el país en el cual se encuentra el mayor número de jugadores federados del mundo. De éstos, 104.864 son jugadores juveniles y 25.291 son jugadoras de fútbol femenino.

La federación de fútbol catalana cuenta con 99.598 jugadores, lo que representa un 14,3% de los jugadores federados en España, 14.656 de estos jugadores (14,7%) son juveniles y 4.409 son jugadoras de fútbol femenino.

Según el análisis de García Ferrando M, (24) en España, el fútbol es el segundo deporte más practicado de manera recreativa después de la natación, siendo practicado por cerca del 32% de la población.

A diferencia de unos pocos deportes como el golf, la caza o la pesca, en los que su práctica requiere mayoritariamente la posesión de una licencia federativa, en el

fútbol el número de practicantes recreativos tiende a ser muy superior al número de practicantes federados.

Según los datos de la Real Federación Española de Fútbol, en España, además de 697.195 jugadores federados hay otros 2.000.000 de practicantes de fútbol no federados.

Considerando estos números y la popularidad de este deporte, los resultados de este tipo de estudio podrían repercutir sobre un porcentaje significativo de la población.

HIPÓTESIS Y OBJETIVO DEL ESTUDIO

HIPÓTESIS Y OBJETIVO DEL ESTUDIO

2.1. Hipótesis

La hipótesis de este trabajo es que el tratamiento quiropráctico puede mejorar de manera significativa la postura estática del cuerpo bípedo y repercutir favorablemente en otros parámetros (lesiones y rendimiento físico).

2.2. Objetivo

El presente estudio tiene como objetivo principal la valoración de la postura estática del cuerpo en bipedestación, (alineación de la columna vertebral, apoyo plantar y estabilidad) en futbolistas juveniles de elite, hombres y mujeres, antes y después del tratamiento quiropráctico.

Además se propone hacer una comparación entre los parámetros posturales, el rendimiento físico y el número de lesiones verificadas durante el período de tratamiento de estos jugadores y jugadoras.

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

3.1. Descripción de la quiropráctica

La quiropráctica es una ciencia de la salud poco conocida en España, donde por falta de información se confunde frecuentemente con la quiropraxia o el quiromasaje. Estas últimas son prácticas de manipulaciones vertebrales inespecíficas, hechas por personas sin estudios universitarios y por lo tanto con insuficiente conocimiento. Dichas prácticas son potencialmente peligrosas, sobre todo a nivel de la columna vertebral.

En los EE.UU. Canadá, Australia, Nueva Zelanda y algunos países europeos: Suiza, Italia, Inglaterra, Dinamarca, Francia, Bélgica, la quiropráctica ocupa la tercera posición entre las profesiones sanitarias legalmente reconocidas, siendo la más utilizada como medicina complementaria alternativa después de la medicina alopática. (25)

En estos países el DC es un profesional sanitario de atención primaria con carrera universitaria de 5 a 7 años de duración.

En los EE.UU. los quiroprácticos ejercen en clínicas individuales o multidisciplinarias, privadas como la clínica Mayo o en instituciones gubernamentales de salud pública como el NIH (National Institute of Health).

La mayoría de estos profesionales tienen títulos de estudios avanzados en radiología, traumatología, neurología o en medicina del deporte.

Según el análisis de Stump y Redwood (26), el 77% de los entrenadores de los equipos nacionales de fútbol americano envían a sus jugadores al quiropráctico, y el 31% de los equipos nacionales tienen un DC en la plantilla.

El objetivo de los quiroprácticos es detectar y tratar con técnicas manuales específicas, llamadas “ajustes”, las eventuales alteraciones de las relaciones articulares dinámicas, anatómicas o fisiológicas normales de estructuras contiguas, tanto en la columna vertebral como en las extremidades, con el fin de restablecer el equilibrio estructural y fisiológico. (27, 29)

Estas alteraciones denominadas “subluxaciones” (28), quedan a menudo clínicamente mudas y se detectan a través de un minucioso examen físico-clínico, que incluye la valoración postural estática y dinámica, la palpación y varias pruebas clínicas como las radiografías, resonancia magnética, tomografía computerizada, sEMG, ecografías u otras, según necesidad.

Basándose en el examen físico-clínico y la palpación, el DC intenta localizar con exactitud todas las “subluxaciones” y, después de descartar eventuales contraindicaciones, elige la técnica de manipulación más adecuada.

Hay más de 90 técnicas quiroprácticas de ajuste vertebral, que se eligen en función del objetivo terapéutico. Al mismo tiempo, la selección debe tener en cuenta las características psicofísicas del paciente y del terapeuta. (29) Estas técnicas se enseñan en las universidades quiroprácticas. En todas se hace hincapié desde el principio en la técnica de la palpación. El refinamiento del sentido táctil es esencial para identificar diferencias en la textura tisular y posibles asimetrías de alineación y movimiento intervertebral. Cada técnica requiere una habilidad psicomotora compleja, que se adquiere durante muchos años de práctica repetitiva. (28) No obstante, los principios técnicos son iguales y la aplicación de cada técnica es muy personal. Por esta razón la manipulación vertebral se considera arte y ciencia. (28)

Entre las técnicas más utilizada por los quiroprácticos se encuentra la DT (Diversified technique) con HVLA (impulso de alta velocidad y baja amplitud). (28, 29)

Los ajustes vertebrales son específicos, sin dolor y se hacen manualmente como se puede observar en la siguiente imagen:



Fig. 1. Técnica de ajuste DT con HVLA

Otra técnica utilizada con frecuencia es la “Activator Technique” (AT). Se trata de una técnica que se hace usando un pequeño instrumento de percusión llamado “activator” (activador) como aparece en la siguiente figura (Fig. 2)



Fig. 2. Técnica quiropráctica de ajuste con el activador

Una vez localizada la “subluxación”, el DC procede a su corrección específica.

La ventaja de un tratamiento profiláctico de este tipo reside en restablecer manualmente la correcta biomecánica intervertebral y al mismo tiempo inducir cambios por acción refleja en el funcionamiento del sistema nervioso, abrigado en gran parte por la columna vertebral. (31-37)

Según demuestra Troyanovich SJ et al, (30, 38) en algunos de sus estudios, el tratamiento quiropráctico de la columna vertebral junto con otras modalidades terapéuticas y de rehabilitación, puede inducir importantes cambios posturales.

Visto que en el deporte profesional el sistema músculo-esquelético viene solicitado de manera muy intensiva, el tratamiento quiropráctico podría resultar útil para mejorar la postura del cuerpo en bipedestación, para potenciar el rendimiento físico y para prevenir lesiones.

En los últimos años, varios estudios sobre la prevención de las lesiones deportivas, han puesto en evidencia la necesidad de nuevos métodos para mejorar la biomecánica y el control postural de los atletas profesionales. (17-18)

3.2. Descripción del entrenamiento de los futbolistas de alto nivel

Los jugadores de fútbol de alto nivel entrenan cinco días a la semana (2 horas al día) y además, juegan un partido de 90 minutos cada fin de semana.

Tanto los futbolistas como otros atletas de alto nivel se entrenan con el objetivo de perfeccionar la condición física mejorando la resistencia, fuerza, velocidad, movilidad y flexibilidad, para optimizar el rendimiento deportivo.

El entrenamiento “específico del fútbol” (técnico-táctico) supone numerosas repeticiones y secuencias de ejercicio físico de intensidades variables. (44 - 45)

Según demostraron los análisis de varios campeonatos mundiales de fútbol, en este deporte, el desarrollo del rendimiento y, especialmente la velocidad y la capacidad de reacción, juegan un papel fundamental. (46)

Entre los más importantes requisitos fisiológicos para practicar el fútbol, está presente la buena movilidad articular y la fuerza muscular de la espalda y de las piernas. (46)

Los futbolistas necesitan que la musculatura de las piernas esté bien desarrollada, apta para la producción de una alta potencia explosiva y capaz de esfuerzos cortos y muy intensos, utilizando mecanismos energéticos de tipo anaeróbicos. (47)

El ejercicio físico diario está diseñado para aumentar la eficacia de los mecanismos aeróbicos y anaeróbicos mejorando el rendimiento muscular para saltar más alto y lanzar más rápido.

Al mismo tiempo la preparación física diaria debe incluir ejercicios de estiramientos, que aumentan la movilidad articular y la flexibilidad muscular. Estos ejercicios se efectúan durante la fase de “calentamiento” en los grupos musculares utilizados para la práctica del fútbol y sirven para la prevención de lesiones. (44)

Según algunos autores el incremento de la flexibilidad también mejora la postura del cuerpo, reduce la probabilidad de problemas de espalda y mejora el rendimiento deportivo. (48)

Para valorar los momentos de fuerza desarrollada por varios grupos musculares durante el remate del balón, considerando la velocidad del balón en relación con la fuerza ejercitada por la pierna, se utilizan los tests de velocidad de aceleración y los tests de salto vertical. Estos últimos miden el traslado en vuelo del centro de gravedad como índice de evaluación de la fuerza desarrollada por los músculos de las piernas. (47)

Como veremos más tarde, para evaluar la fuerza muscular en las dos muestras de futbolistas estudiadas se utilizaron un test de velocidad de aceleración y dos tests de salto vertical.

La velocidad se evaluó usando el test de capacidad de aceleración o sprint de 30 m. La carrera de 30 m es el test más frecuentemente utilizado para averiguar la velocidad de aceleración y representa la longitud más extrema, ya que, para el futbolista, las distancias más largas dejan de ser específicas y pierden valor informativo. (44)

Los jugadores inician el test de velocidad caminando sin ninguna indicación para empezar y el tiempo se empieza a contar al levantar la pierna posterior del suelo finalizando al sobrepasar la línea de meta.

El salto contra movimiento (CMJ), como se puede ver en la figura 3, muestra



Fig. 3. Salto contra movimiento con los brazos sobre las caderas

desplazamientos “en vuelo” del centro de gravedad durante el salto, partiendo de una flexión de rodilla de 90° con los brazos a los costados.

El salto vertical “Abalakov” (Abkl), ilustrado en la figura 4, se caracteriza como un salto sin pasos previos que no tiene ningún tipo de restricto anatómico:

La ejecución de este salto debe partir desde dentro de la plataforma y finalizar allí mismo.



Fig.4. Salto “ Abalakov” desde la plataforma sin usar los brazos. Durante los tests de salto se considera el mejor resultado de tres **intentos**

Las cualidades examinadas en los saltos son: fuerza explosiva; capacidad de reclutamiento nervioso; expresión de un elevado porcentual de fibras rápidas; reutilización de la energía elástica y coordinación intra e ínter-muscular. (47)

Teniendo en cuenta las características y las cualidades físicas necesarias en el fútbol, pensamos que, mejorando la postura del cuerpo de los jugadores, se puede incrementar el rendimiento, disminuir el número de lesiones y potenciar la salud de los atletas.

De hecho, algunos estudios de investigación sobre la prevención de lesiones en futbolistas profesionales, demostraron que la postura del cuerpo es uno de los más importantes factores de predicción de estas lesiones y al mismo tiempo

señalaron la necesidad de mejorar todos los aspectos biomecánicos relacionados con la postura de estos atletas. (39 - 40)

3.3. Definición de la postura

La postura es la posición relativa del cuerpo (tronco, cabeza y extremidades) en el espacio, diseñada para mantener estable el centro de gravedad minimizando el efecto desestabilizador de la fuerza de gravedad.

Dicho de otra manera: la postura es el posicionamiento vertical del cuerpo en contacto con el suelo. (49)

El hombre de pie inmóvil mantiene su vertical de gravedad en el interior de un polígono de menos de un centímetro cuadrado de sección, objetivable por el estatocinesiograma. (51)

En consecuencia, para asegurar la estabilidad en posición vertical, el cuerpo es equipado con mecanismos “feedback” sensomotores de control postural, que crean una continua torsión correctiva generada por los sistemas vestibular, oculomotor y propioceptivos. (49 - 52)

En la siguiente figura (Fig. 5) se puede ver una imagen esquemática de los principales sensores propioceptivos y de los mecanismos de respuesta motora que aseguran el control postural. (53)

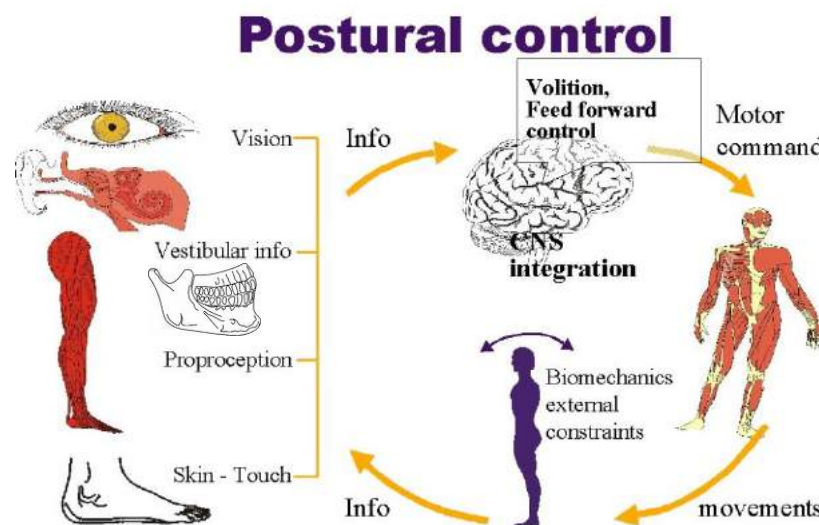


Fig.5 Esquema del control postural humano (53)

Como se puede observar en esta imagen, el cerebro recibe simultáneamente información propioceptiva sensorial desde las plantas de los pies, las articulaciones de las rodillas y caderas, las articulaciones temporo-mandibulares y desde los aparatos vestibular y visual. Para hacer frente a desafíos biomecánicos externos, integra toda la información con la información almacenada en la memoria y elabora la respuesta motora adecuada.

3.4. Aspectos neuroanatómicos y neurofisiológicos de la postura humana

El control postural primario empieza por las fibras aferentes de los nervios vestibulares, distribuidas en el laberinto membranoso del aparato vestibular que luego, se dirigen tanto a los núcleos vestibulares como al cerebelo.

El aparato vestibular que detecta las sensaciones del equilibrio se encuentra en el oído interno, en la porción petrosa del hueso temporal, siendo compuesto por varias cavidades en forma de tubos y cámaras, denominadas laberinto óseo y recubiertas por membranas que forman el laberinto membranoso.

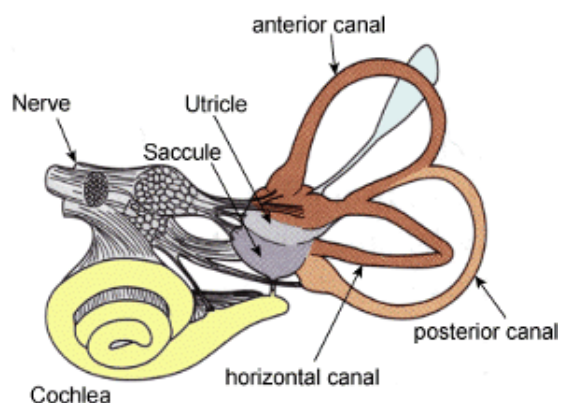


Fig. 6. El aparato vestibular (54)

El laberinto membranoso (Fig. 6) es la parte funcional del aparato vestibular y consta de la cóclea (órgano sensitivo de audición), tres conductos (o canales) semicirculares y dos cámaras denominadas utrículo y sáculo. (54)

Los tres conductos semicirculares, anterior, posterior y horizontal están llenos con un líquido viscoso

llamado endolinfa y están dispuestos en ángulos rectos entre sí, correspondientes a los tres planos del espacio.

Cuando se inclina la cabeza hacia delante unos 30°, los canales semicirculares horizontales se sitúan aproximadamente en paralelo con el plano horizontal de la tierra, mientras que los canales anteriores y posteriores se sitúan en planos

verticales paralelos y opuestos, ambos orientados unos 45° hacia fuera, los anteriores hacia delante y los posteriores hacia atrás.

Cada conducto semicircular tiene una dilatación en uno de sus extremos denominada ampolla, provista de una pequeña cresta llamada 'cresta ampular' y una masa gelatinosa llamada cúpula. Sobre esta cresta, se hallan numerosas células ciliadas cuyos cilios se orientan hacia la cúpula.

Cuando la cabeza gira en cualquier dirección la endolinfa se mantiene estacionaria por inercia, mientras que los conductos semicirculares rotan con la cabeza. Esto hace que la endolinfa fluya en dirección opuesta a la rotación cefálica, del conducto hacia la ampolla, inclinando la cúpula y generando despolarización o hiperpolarización de la membrana ciliar, según la dirección de movimiento de los cilios de las células ciliadas.

Los cilios envían señales a través del nervio vestibular para informar al sistema nervioso central acerca de los cambios en velocidad y dirección de rotación de la cabeza (aceleración angular) en los tres planos del espacio.

El utrículo y el sáculo contienen una pequeña superficie sensitiva de unos 2 mm de diámetro llamada mácula.

La mácula del utrículo está ubicada en el plano horizontal y detecta la orientación de la cabeza con respecto a la dirección de las fuerzas de gravedad en la postura erguida, mientras que la mácula del sáculo está en el plano vertical siendo importante en el equilibrio cuando el cuerpo se encuentra en decúbito.

Cada mácula está cubierta por una capa gelatinosa que contiene numerosos cristales pequeños de carbonato de calcio denominados estatoconías (u otolitos) y también miles de células ciliadas que proyectan cilios hacia la capa gelatinosa.

Cada célula ciliada contiene muchos filamentos pequeños llamados estéreocilios y un cilio más grande llamado cinocilio.

Los estéreocilios están orientados en varias direcciones para poder indicar la inclinación de la cabeza en dirección anterior, posterior o lateral.

Las bases y los lados de estas células hacen sinapsis con las fibras aferentes del nervio vestibular, cuyos cuerpos celulares bipolares están en los ganglios vestibulares (de Scarpa), ubicados en la parte petrosa del hueso temporal.

Los axones de estas células pasan por el canal auditivo interno y se dirigen hacia la parte superior del bulbo raquídeo junto al nervio coclear.

La mayoría de las fibras del nervio vestibular se separan en ramos ascendentes y descendentes, que terminan en los núcleos vestibulares en la parte lateral del suelo del cuarto ventrículo, ubicado en el tegmento de la protuberancia. Al mismo tiempo, algunas de estas fibras se dirigen sin hacer sinapsis hasta los núcleos reticulares del tallo encefálico y otras hasta los núcleos fastigiales, la úvula y lóbulos floculo nodular del cerebelo.

Las fibras que terminan en los núcleos vestibulares conectan con las neuronas de segundo orden, que también envían señales por medio de fibras dirigidas al cerebelo, a los tractos vestibulo-espinales, al fascículo longitudinal medial y a otras áreas del tallo encefálico, en particular a los núcleos reticulares.

Los núcleos vestibulares están divididos en cuatro subdivisiones: superior, inferior, medial y lateral.

Los núcleos vestibulares superior (de Bechterew) y medial (de Schwalbe) reciben señales principalmente de los conductos semicirculares y las envían a los núcleos de los nervios craneales III (oculomotor), IV (troclear) y VI (abducens) para provocar movimientos correctores de los ojos, (reflejos vestibulo-oculares), vía los tractos vestibulo-oculares. También envían señales descendentes para sincronizar el movimiento de la cabeza y del cuello (reflejos cervicales), vía el tracto vestibulo espinal medial, que llega hasta la parte inferior del raquis cervical. Ambos tractos están contenidos en el fascículo longitudinal medial.

El núcleo vestibular lateral (de Deiter) recibe información principalmente de la mácula del utrículo y sáculo y transmite señales a la médula espinal a través del tracto vestibulo espinal lateral, que desciende hasta el final del raquis para controlar el movimiento de todo el cuerpo.

El núcleo vestibular inferior recibe información de los conductos semicirculares y del utrículo y envía señales principalmente al cerebelo y a la formación reticular del tallo encefálico.

Cuando el cuerpo se inclina bruscamente hacia delante, aceleración lineal, los otolitos caen hacia atrás sobre los cilios de las células filadas, provocando la inclinación de los cilios hacia el cinocilio. Esto hace que los canales de los iones de sodio se abran, generando la despolarización de sus membranas. (55-56)

La información sobre el desequilibrio se detecta por las fibras del nervio vestibular y se transmite al sistema nervioso central, el cual responde con la sensación de caer hacia atrás, causando una inclinación automática del cuerpo hacia delante hasta que los otolitos avanzan y llegan con exactitud a la posición inicial.

Cuando se detecta el estado de equilibrio adecuado, no se permite que el cuerpo se incline más hacia delante. Cuando el cuerpo se inclina súbitamente hacia un lado, la cabeza tiende a dirigirse hacia el lado opuesto, intentando conservar el equilibrio. De esta manera se reparte el peso y se mantiene la cabeza recta evitando la caída.

En la postura ortostática las fibras aferentes del nervio vestibular transmiten impulsos nerviosos continuos a una velocidad de unos 100 m/ seg. (360 Km/ h), pero cuando los estéreocilios están inclinados hacia el cinocilio, el tráfico de impulsos puede llegar a velocidades de varios cientos de metros por segundo.

Las máculas del utrículo y sáculo operan de la misma manera durante la aceleración lineal y en el mantenimiento del equilibrio estático.

Según parece, los conductos semicirculares no detectan la inclinación anterior, posterior o lateral de la cabeza y tampoco pueden detectar la aceleración lineal. Sin embargo, detectan su movimiento giratorio y la aceleración angular y pueden prevenir el desequilibrio del cuerpo en movimiento por su comunicación aferente con el lóbulo floculo nodular del cerebelo. (56)

La función de ambas estructuras es la de asegurar el mantenimiento del equilibrio durante los cambios rápidos en la dirección del movimiento.

Dado su umbral absoluto de sensibilidad, los conductos semicirculares sólo intervienen en el control postural durante el movimiento, siendo las estatoconías los únicos receptores vestibulares que registran las oscilaciones del cuerpo en postura ortostática y participan en el control de la actividad tónica postural. (51)

Además de las señales transmitidas por fibras bidireccionales entre los núcleos vestibulares y el cerebelo, también se envían señales por medio de los tractos vestibulo-oculares hasta los núcleos de los nervios craneales III (oculomotor) IV(troclear) y VI (abducens).

La información asciende vía el fascículo longitudinal medial y los tractos reticulares y llega hasta la corteza cerebral, donde es probable que termine en un centro cortical primario para el equilibrio situado en el lóbulo parietal, en la profundidad de la cisura de Silvio. (56)

De esta manera, la corteza está permanentemente informada sobre el estado de equilibrio del cuerpo como se puede ver abajo en la figura 7.

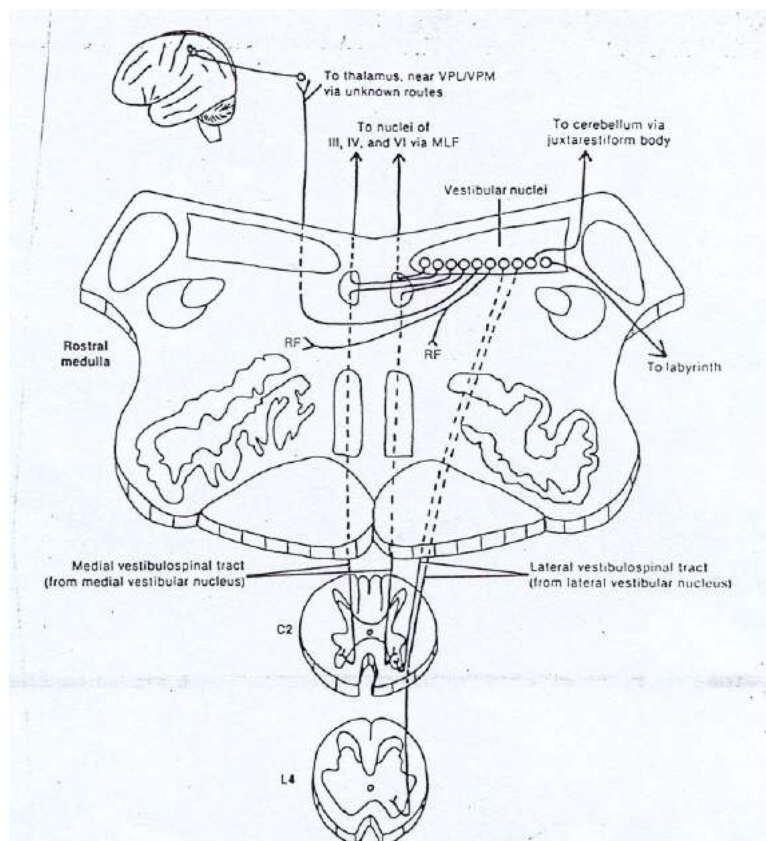


Fig. 7. Los tractos vestibulares ascendentes y descendentes (55)

Simultáneamente, la información proveniente de los núcleos vestibulares y del cerebelo, desciende hacia la médula espinal por medio de los tractos vestibulo-espinales (medial y lateral) y de los tractos retículo-espinales (medial y lateral), cuyas fibras tienen origen en núcleos reticulares pontino (o medial) y bulbar (o lateral) del tallo encefálico.

El tracto vestibulo-espinal lateral desciende a todos los niveles de la médula, mientras que el tracto vestibulo-espinal medial sólo desciende hasta la parte baja del raquis cervical, uniéndose a los tractos retículo-espinales medial y lateral y tecto-espinal para formar el fascículo medial longitudinal.

La función primaria del tracto vestibulo-espinal lateral y del fascículo medial longitudinal es asegurar la armonía funcional de facilitación e inhibición de los músculos antigravitatorios, controlando el equilibrio del cuerpo erguido.

Los núcleos reticulares pontinos reciben señales intensas de excitación de los circuitos locales en el tallo encefálico, de los núcleos vestibulares y de los núcleos profundos del cerebelo (fastigio y emboliforme) y envían estas señales facilitadoras, vía el tracto retículo-espinal medial (o pontino). Las fibras de este tracto, hacen sinapsis con las motoneuronas anteriores mediales que excitan las unidades motoras de los grupos musculares anti gravitatorios (los músculos paroespinales y los extensores de los miembros). La facilitación de estos grupos musculares ocurre por mediación del neurotransmisor GABA.

Al mismo tiempo, los núcleos reticulares bulbares reciben fuertes señales inhibitorias de la corteza cerebral, vía los tractos cortico-espinales (piramidales), rubroespinal y otras vías motoras que facilitan los grupos musculares antagonistas (músculos flexores), mediante el neurotransmisor glutamato. Las señales inhibitorias de los músculos anti gravitatorios se transmiten mediante el neurotransmisor GABA, vía el tracto retículo-espinal lateral (o bulbar).

La actuación sincronizada de los dos neurotransmisores, glutamato y GABA, en el sistema nervioso central (SNC), asegura el tono fisiológico de la musculatura postural.

La información de los receptores vestibulares se integra con la información obtenida por los receptores especiales de la retina (llamados conos y bastones) y se transmite por las fibras aferentes del nervio óptico, como se puede observar en la imagen esquemática ilustrada en la figura 8.

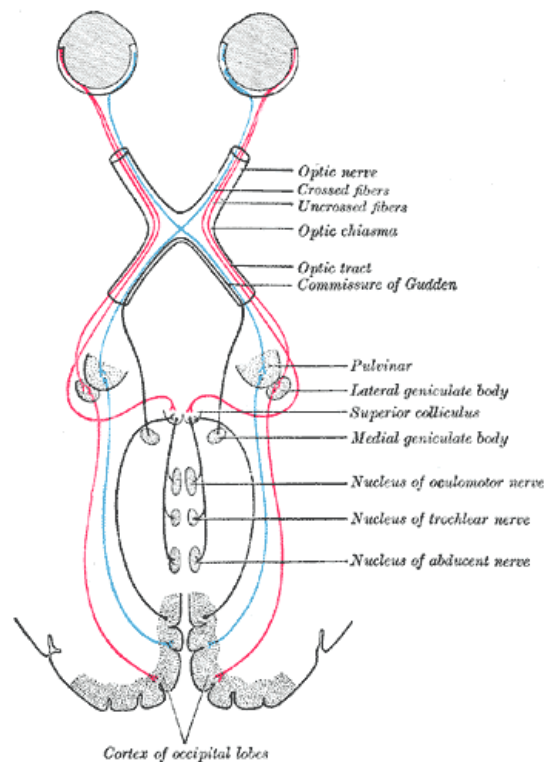


Fig. 8. El sistema visual (57)

Después del quiasma óptico, donde las fibras se unen con las fibras provenientes de las retinas temporales opuestas, formando los tractos ópticos, las fibras se dirigen hacia el tálamo y hacen sinapsis con el núcleo pulvinar y con el cuerpo geniculado lateral dorsal (externo). Algunas de estas fibras conectan con los núcleos de los nervios craneales extra oculares, con el colículo superior y con el cuerpo geniculado medial. De allí, las fibras geniculo-calcarinas se dirigen, por medio de la radiación óptica, hasta la corteza visual primaria, ubicada en el lóbulo occipital.

Al mismo tiempo, fibras eferentes de la corteza visual descienden vía el tracto cortico-tectal para conectar con el colículo superior, el núcleo intersticial de Cajal (o núcleo accesorio óptico) y los núcleos pretectales.

La información de estos últimos sigue hacia la médula por los tractos tecto-espinales, que descienden junto al fascículo medial longitudinal terminando en la zona superior del raquis dorsal. También sigue por los tractos retículo-tecto-pontinos, que, a su vez, conectan con los núcleos vestibulares, con la formación reticular y con el cerebelo.

Además de los propioceptores vestibulares y visuales, la postura bípeda estática está controlada por receptores de presión situados en las plantas de los pies, por los órganos tendinosos de Golgi, por los husos musculares situados en los músculos que mueven las articulaciones bajo carga (pies, tobillos, rodillas, caderas, sacro ilíacas e intervertebrales) y por los reflejos medulares. (49, 56, 58)

Los husos musculares son mecano-receptores alargados, que se encuentran entre las fibras musculares, siendo dispuestas en paralelo con ellas.

Se diferencian de las fibras musculares estriadas por ser estriados sólo a los lados y porque reciben fibras aferentes de tipo I a y II, que detectan estiramiento e informan al SNC sobre la longitud muscular.

También contienen fibras eferentes de neuronas motoras-gamma (γ) que responden al estiramiento con una contracción de modulación.

Los cuerpos de las neuronas motoras-gamma (γ) se encuentran junto a los cuerpos de las neuronas motoras-alfa (a) y -beta (b) en la lámina IX, situada en el asta gris anterior de la médula espinal.

Los órganos tendinosos Golgi se encuentran en los tendones musculares y reciben fibras aferentes de tipo I b que detectan cualquier contracción muscular y tienen la función de informar al SNC sobre la tensión muscular. A diferencia de los husos, estos mecano receptores no tienen conexión eferente con el SNC.

Ambos tipos de mecano receptores, tienen la función complementaria de informar al SNC sobre el estado mecánico de los músculos y tendones.

Los órganos tendinosos Golgi ayudan a compensar la fatiga muscular ajustando el esfuerzo motor aplicado, mientras que los husos son importantes en la postura. Cuando la longitud de los músculos cambia con la variación de los ángulos de las

articulaciones, los husos informan al SNC sobre la posición relativa de las distintas partes del cuerpo.

Los reflejos medulares de estiramiento son reflejos espinales que producen una rápida contracción del músculo cuando éste se estira. (56)

Esto ocurre vía fibras aferentes de tipo I a que hacen sinapsis con las neuronas motoras-a eferentes y, simultáneamente, con interneuronas facilitadoras de los músculos agonistas y con otras interneuronas inhibitoras de los músculos antagonistas para asegurar una perfecta armonía funcional.

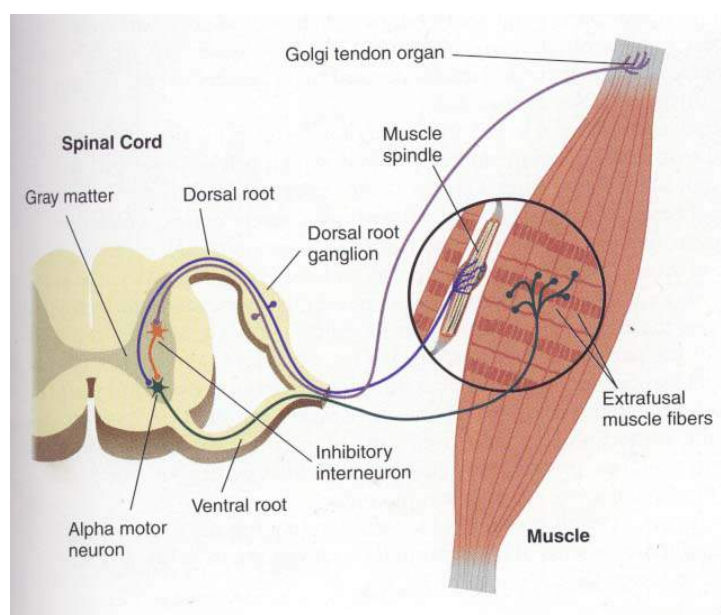


Fig.9 Reflejo medular de estiramiento (60)

Estos reflejos, ilustrados esquemáticamente en la figura 9, son muy importantes en la postura por su contribución al tono muscular, definido como una fuerza ejercitada por los músculos, para resistir a la acción de estiramiento.

Las propiedades elásticas intrínsecas de los músculos, junto a los reflejos de estiramiento, permiten la actuación de esta fuerza de resistencia continua al estiramiento generado por las oscilaciones del cuerpo en bipedestación.

En la postura ideal, las oscilaciones permanecen dentro del polígono de sustentación y deberían ser mínimas y simétricas para ahorrar energía. (51, 62)

La acción de los reflejos de estiramiento se puede comparar a un “feedback loop” (circulo de retroalimentación) que, controla y mantiene la longitud muscular como variable controlada.

El valor deseado se establece en función de la suma de los estímulos ascendentes y descendentes que llegan a las neuronas motoras –a (por medio de las fibras aferentes I a) y, simultáneamente, llegan a las neuronas motoras -y de los husos musculares que responden con una contracción de sus lados estriados.

Los cambios posturales producidos por el desplazamiento del centro de gravedad, bien por fuerzas externas o por movimientos deliberados, están controlados por los propioceptores junto a los reflejos medulares.

La información captada por los propioceptores y mecano-receptores, al nivel de la piel, articulaciones, músculos y tendones, se transmite principalmente por las fibras aferentes del sistema columnas dorsales-lemniscos y del sistema antero-lateral (tractos espino-talámico lateral y anterior) y espino-cervical.

Todos estos sistemas somato-sensoriales constan de tres neuronas.

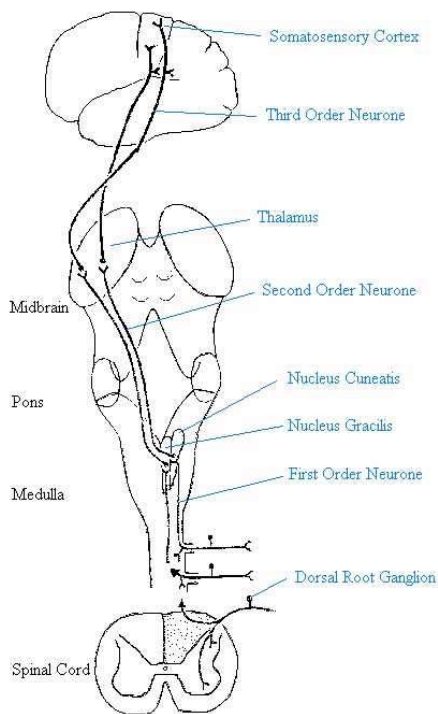


Fig. 10. El sistema columna dorsales lemniscos (55)

La imagen siguiente representa esquemáticamente el sistema columna dorsales lemniscos. (fig. 10)

Los cuerpos de las neuronas de primer orden están en el ganglio espinal y sus axones penetran la médula espinal dirigiéndose hacia el asta dorsal.

Allí se ramifican, conectando con interneuronas dirigidas a las fibras musculares, con neuronas motoras-a, que generan los reflejos medulares (también denominados reflejos miotáticos) y con las neuronas de los tractos propio-espinales.

Las fibras ascienden hasta el tallo encefálico para

conectar con las neuronas de segundo orden en los núcleos de las columnas dorsales grácil (delgado) y cuneiforme y, en el núcleo cuneiforme accesorio.

Las terminaciones de las neuronas de segundo orden de los núcleos grácil y cuneiforme, cruzan hacia el lado opuesto y ascienden vía el lemnisco medial hacia el núcleo ventral posterior lateral (VPLN) del tálamo, donde se encuentra las neuronas de tercer orden.

Sus fibras ascienden hacia la corteza cerebral y terminan en la circunvolución postcentral, en el área sensitiva somática I del lóbulo parietal, donde se toman decisiones posturales conscientes.

Es interesante mencionar que en el tallo encefálico, las fibras aferentes del núcleo sensitivo del nervio craneal V (trigémino) se juntan con las fibras del sistema columna dorsales lemniscos y siguen la misma trayectoria, como se puede observar a continuación en las figuras 11 y 12. (63)

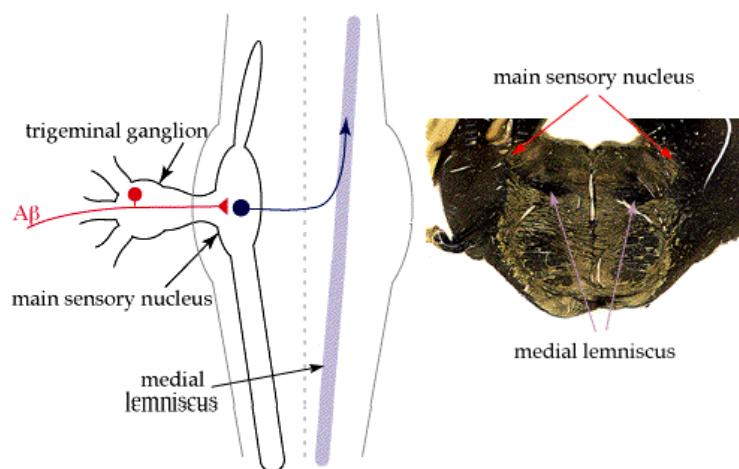


Fig.11. Conexión del núcleo sensitivo del trigémino con el sistema columna dorsales lemniscos (63)

La diferencia es que las fibras sensitivas del nervio trigémino terminan en el núcleo ventral posterior medial (VPMN) del tálamo, mientras que las fibras del sistema columna dorsales lemniscos se dirigen al VPLN. Los dos núcleos, VPMN y VPLN, son contiguos y forman el complejo ventero-basal del tálamo.

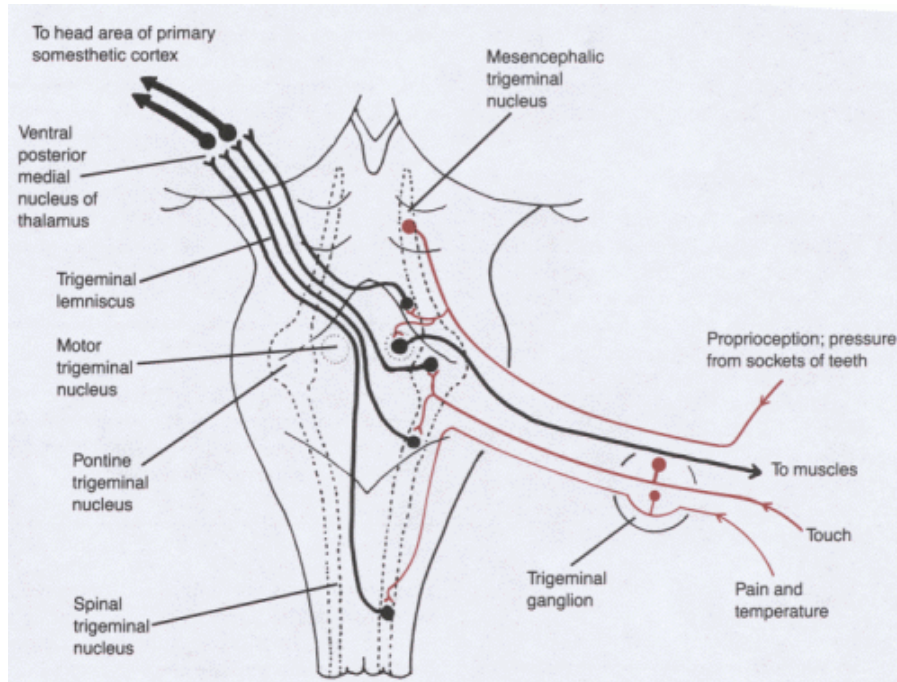


Fig. 12. Conexión de las fibras del núcleo sensitivo del trigémino con el VPMN del tálamo y con la corteza somestésica primaria (63)

Las fibras aferentes del núcleo sensitivo del trigémino, tienen las mismas funciones de discriminación táctil y de propiocepción en la cabeza que las fibras aferentes del sistema columnas dorsales lemniscos en el cuerpo. (56)

Esto podría resultar útil para comprender la influencia del aparato estomatognático sobre el tono muscular postural del cuerpo, según han demostrado algunos estudios de investigación. (64 - 68)

Las fibras aferentes del sistema columnas dorsales lemniscos son fibras mielínicas grandes, que transmiten señales propioceptivas (de posición del cuerpo) hasta el encéfalo a velocidades de entre 30–110 m/segundo, mientras que las fibras del sistema antero lateral, especializado en la transmisión de dolor, temperatura y tacto grosero, son más pequeñas y no superan los 40 m/segundo.

Otro rasgo distintivo de las fibras del sistema columnas dorsales-lemniscos, que contribuye a la transmisión de alta fidelidad, es la orientación espacial de las fibras nerviosas, provenientes de las diferentes partes del cuerpo, que se mantiene en todo su recorrido.

Las fibras provenientes de los miembros inferiores se colocan hacia el centro y se dirigen hacia el núcleo grácil, mientras que las fibras que entran en la médula espinal desde el tronco y desde los brazos se colocan lateralmente y terminan en núcleo cuneiforme.

Las fibras de las neuronas de segundo orden del núcleo cuneiforme accesorio, ascienden por medio del tracto cuneo-cerebelar para conectar con las neuronas de tercer orden en el cerebelo.

El cerebelo, que también recibe señales vía los tractos espino-cerebelares: ventral, dorsal y rostral, conecta con los núcleos vestibulares en el cerebro medio, donde la información propioceptiva de los miembros inferiores se integra simultáneamente con la información propioceptiva: visual del movimiento de los ojos, de la musculatura y de las articulaciones intervertebrales cervicales, de los reflejos cervicales, de los músculos masticatorios y de las articulaciones temporo-mandibulares. (56)

El control postural consciente desciende por medio de los tractos piramidales cortico-espinales, lateral y anterior, y extrapiramidales: cortico-bulbar, cortico-tectal, cortico-rubral y cortico-reticular. El control subconsciente ocurre a través de los tractos vestibulo-espinales: lateral y medial, tecto-espinal, intersticio-espinal, retículo-espinales, medial (o pontino) y lateral (o bulbar), cerebelo-espinal y rubro-espinal.

Las fibras de los tractos piramidales descienden en toda la médula espinal por el funículo lateral y hacen sinapsis en las láminas intermedias (IV – VIII). Muchas de las células neuronales de estas láminas son interneuronas que conectan con neuronas motoras –a y -y en la lámina IX, de las motoneuronas anteriores. (Se trata de la división según Rexed de la sustancia gris de la médula espinal en 10 láminae, siendo ubicada lámina I la más dorsal, IX la más ventral y X alrededor del canal central).

Estos tractos no son puramente motores; sus fibras conectan con interneuronas en las láminas IV, V, VI, que pueden influir en los arcos reflejos y también conectan con las neuronas de algunos tractos somato-sensoriales ascendentes.

De esta manera, la corteza puede controlar la respuesta motora y al mismo tiempo modificar la información sensorial ascendente.

Como se mencionó antes, la activación de las fibras piramidales induce excitación postsináptica de las interneuronas y de las neuronas motoras de los músculos flexores, por medio del neurotransmisor excitador glutamato y por secreción del neurotransmisor GABA (ácido gamma amino butírico), que produce inhibición postsináptica en los músculos extensores.

Los efectos de facilitación de los tractos piramidales son mediados por el neurotransmisor glutamato en el SNC y por Acetilcolina en el SNP (sistema nervioso periférico). (49; 56)

Tanto el sistema columna dorsales lemniscos como el sistema antero lateral están provistos de un mecanismo de inhibición lateral “fine tune” mediado por el neurotransmisor GABA. Esto significa que cada neurona excitada transmite, además de la señal facilitadora central, señales inhibitorias a las neuronas circundantes por medio de fibras colaterales cortas; que bloquean la difusión lateral de las señales de excitación. Como consecuencia, aumenta el grado de contraste en el patrón sensitivo recibido por la corteza cerebral.

En el sistema de las columnas dorsales-lemniscos, esto ocurre en cada nivel sináptico: en los núcleos dorsales grácil y cuneiforme, en los núcleos ventero-basales del tálamo y en la corteza cerebral, para asegurar la eliminación de picos de excitación y el bloqueo de la estimulación difusa circundante. Al mismo tiempo, también existe un sistema de modulación llamado “inhibición recidivante” en el sistema motor, llevado a cabo por las células Renshaw. Éstas son pequeñas interneuronas inhibitorias, ubicadas en las astas anteriores de la sustancia gris y activada por los axones de las neuronas motoras excitadas. Cuando se estimula una neurona motora, estas células inhiben las neuronas motoras cercanas.

En consecuencia, el control postural depende de una perfecta armonía funcional principalmente de las grandes vías sensitivas y motoras, cuyas fibras, además de la rapidez de transmisión, están provistas de sistemas de modulación mediada por neurotransmisores apropiados. Éstos, actúan simultáneamente sobre el sistema músculo-esquelético para asegurar una correcta respuesta biomecánica.

3.5. Aspectos biomecánicos de la postura bípeda

Las reacciones posturales, generadas por el sistema nervioso central, activan determinadas contracciones musculares sinérgicas, que actúan simultáneamente sobre numerosas articulaciones por medio del mecanismo de “feedback - feedforward” (alimentación–retroalimentación) de las vías sensoriomotoras. (69, 206)

Este patrón empieza en los primeros meses de vida y se desarrolla gradualmente, refinándose con la madurez del sistema nervioso y del sistema músculo-esquelético, hasta que se consigue el mantenimiento del equilibrio, con el mínimo gasto energético global. (61- 62)

La posición del centro de gravedad varía en función de las proporciones de la cabeza, el tronco y las extremidades, ubicándose por encima del ombligo en los primeros años de vida y por debajo de este, a partir de la pubertad. (61)

La columna vertebral adopta curvaturas convexas que evolucionan desde la cifosis total del recién nacido hasta la configuración de tres curvaturas fisiológicas: la lordosis cervical, la cifosis dorsal y la lordosis lumbar en el adulto. (Fig. 13)



Fig. 13. Curvaturas de la columna del recién nacido y del adulto (70)

El tórax se aplana y permite el desplazamiento del centro de gravedad hacia atrás; aumenta el tamaño y la concavidad anterior del sacro y, los ilíacos se ensanchan para optimizar el soporte del peso visceral.

El acetábulo se desarrolla anteriormente para acomodar la cabeza del fémur y disminuye el ángulo entre el cuello del fémur y su diáfisis.

En el pie se producen la pronación del calcáneo y la rotación de la cabeza del astrágalo para permitir el apoyo de la cabeza del primer metatarsiano, que permite la creación de la bóveda plantar. También se produce la adaptación de la biomecánica de los aparatos respiratorio y circulatorio. (61)

Según Busquets, (62) el cuerpo está organizado en unidades funcionales interdependientes:

- una unidad cefálica representada por la cabeza y el cuello,
- una unidad del tronco representada por el tórax y el abdomen
- una unidad para cada miembro representadas por los miembros inferiores, superiores y la mandíbula

Cada unidad consta de una estructura ósea, un sistema miotensivo recto y un sistema miotensivo cruzado.

Este autor señala la analogía de las estructuras óseas representadas por el cráneo, el tórax y la pelvis, que compara con tres esferas o cajas. Las tres tienen una función de protección: la primera protege el cerebro; la segunda los pulmones, el corazón, el hígado y los riñones; y la tercera los órganos genitales. Las tres tienen un diafragma:

- diafragma craneal
- diafragma torácico
- diafragma pelviano

Las tres presentan un “detalle” anatómico que permite la sincronización del movimiento diafragmático y, al mismo tiempo, la independencia relativa de este ritmo con respecto a las contracciones musculares del cuerpo.

Se trata del hueso wormiano (hueso supernumerario occipital), del apéndice xifoideo del esternón y del cóccix.

Según este original punto de vista, también hay una cierta similitud entre los tres orificios formados al nivel del cráneo por la sínfisis esfeno-basilar y el agujero occipital; al nivel torácico, por el manubrio del esternón junto a las primeras costillas y a la vértebra D1; y al nivel pélvico, por la base del sacro junto a las líneas innominadas.

Las tres esferas o cajas tienen forma cifótica con finalidad de protección y están unidas por la lordosis cervical y lumbar. (62)

Cuando el cuerpo está completamente erguido sobre la base formada por la cintura pélvica, alineada en el mismo plano con los miembros inferiores y la cabeza, las curvaturas de la columna aseguran mayor resistencia frente a la fuerza de gravedad y al mismo tiempo, permiten el movimiento de respiración y de circulación del líquido cefalorraquídeo. (51, 62)

El mantenimiento de la postura bípeda depende de un sistema formado por el esqueleto (o cadena ósea), las fascias de origen mesodérmico (cápsulas articulares, ligamentos, tendones, vainas aponeurosis), y por músculos posturales especializados que forman el sistema antigravitacional.

Este sistema basado en la relación: “Gravedad - Presiones internas – Fascias - Reacción”, mantiene el equilibrio en función de la alineación de la cadena ósea, de la tensión fascial posterior, de la presión intra-torácica y de la presión intra-abdominal. Ambas presiones contribuyen a la estabilidad por un apoyo anterior hidroneumático. (61-62)

Considerando que la línea de gravedad cae delante de los maléolos y que el peso de la cabeza también está dos tercios delante de esta línea, el equilibrio del cuerpo se enfrenta continuamente a la tendencia de un desequilibrio anterior.

Esto genera una continua tensión de las fascias posteriores sobre todo a nivel del ligamento cervical posterior, la aponeurosis dorsal y la aponeurosis lumbar.

La aponeurosis o fascia dorso-lumbar forma la primera cadena estática posterior, que gestiona el reequilibrio mediante las informaciones propioceptivas enviadas al sistema nervioso central y a la cadena muscular paravertebral.

Los músculos sacro-espinales o erectores espinales al nivel de la columna, junto con los glúteos mayores al nivel de las caderas, los cuádriceps al nivel de las rodillas, los tríceps surales al nivel de los tobillos, y los músculos perianales, que deben soportar el peso visceral, se especializan como músculos antigrauatorios o posturales.

Los músculos posturales mantienen por largos períodos de tiempo una tensión constante denominada tono muscular. Por esta razón, están formados en gran parte por fibras de reclutamiento lento tipo I. Estas fibras tienen una buena resistencia y capacidad aeróbica.

En general, la adaptación de los músculos antigrauatorios corresponde a la necesidad de mantener en extensión las extremidades inferiores, para que sean el soporte de todo el cuerpo.

Como se ha mencionado anteriormente, el tono normal de los músculos posturales está controlado por medio de la información, que nos llega desde los órganos visuales, el aparato vestibular y los reflejos medulares. Su papel es el de mantener la conexión entre la información sensorial y la respuesta motora.

No obstante, en dos estudios relativamente recientes: Dietz (71-72) ha demostrado que la información procedente de los sistemas sensitivos clásicos no puede explicar completamente las reacciones compensatorias tras un desequilibrio en bipedestación.

Según parece, los receptores que aportan dicha información se ubicarían en los músculos extensores.

Los músculos extensores están bajo el control del sistema vestíbulo-cerebelar y trabajan en cadena sinérgica. (62) Esta cadena postural está formada por los erectores espinales al nivel del raquis, los glúteos al nivel pélvico, los cuádriceps y los tríceps surales al nivel de las piernas. Su contracción está contrabalanceada permanentemente por la cadena sinérgica de los músculos flexores antagonistas

para estabilizar las articulaciones bajo carga. (69, 206). Con este propósito actúan los flexores del cuello al nivel de la columna cervical, los abdominales y los psoas ilíacos al nivel lumbo-pélvico, los isquiotibiales al nivel de las rodillas, y los grupos musculares tibiales y peroneos al nivel de los tobillos. (Fig. 14)



Fig. 14. Cadenas musculares posturales (73)

Los músculos de los miembros inferiores se adaptan aumentando en volumen para mantener el centro de gravedad dentro del polígono de sustentación.

A nivel del tobillo, los músculos tibiales y los peroneos, en el plano frontal junto con los flexores y extensores en plano sagital, se contraen, apenas el pie contacta el suelo para estabilizar el tobillo y para mantener la bóveda plantar.

Estos músculos son capaces por si solos de contrarrestar las oscilaciones del cuerpo en todos los planos del espacio pero, frente a un mayor desequilibrio, se reclutan otros músculos de la pierna.

Los cuádriceps e isquiotibiales que estabilizan la rodilla, junto con el tríceps sural, trabajan en cadena cinética cerrada asegurando que, durante la bipedestación, la pierna se comporte como una columna de transmisión del peso corporal.

Estos músculos se reclutan sólo cuando el centro de gravedad se desplaza hacia atrás, provocando una flexión de la rodilla mientras que, en la postura bípeda normal, es suficiente la simple tensión de los ligamentos cruzados que estabilizan la articulación, tanto en rotación axial como en flexo-extensión.

En caso de un desequilibrio en el plano frontal, actúan los músculos tensores de la fascia lata y bíceps femoral, lateralmente y los sartorios, rectos internos y semitendinosos, medialmente. (61)

Visto que, el centro de gravedad se sitúa a la misma distancia de las articulaciones coxofemorales y que, el peso se reparte simétricamente, en este plano, el equilibrio es bastante estable.

La situación es diferente en el plano sagital ya que, el centro de gravedad se sitúa por encima y por detrás de la línea que une las articulaciones coxofemorales, provocando la tendencia de retroversión de la pelvis por un lado y, por el otro, el desequilibrio anterior del tronco sobre la pelvis.

El equilibrio en este plano se mantiene gracias a esta tendencia a la retroversión de la pelvis y también a la tensión de la fascia posterior.

Según parece, en caso de mayor desestabilización intervienen los músculos isquiotibiales y los glúteos. (62, 74)

Como se ha verificado ampliamente, los músculos isquiotibiales se lesionan con mucha frecuencia en los futbolistas. (75-78)

El mantenimiento del equilibrio depende en gran parte de la alineación, flexibilidad y estabilidad de la columna vertebral.

En la columna adulta normal, la cifosis dorsal, ángulo entre T1 y T12 es de 45° (± 10); la lordosis lumbar, ángulo entre L5 y S1 es de 61° (± 10); la inclinación sacra, eje del sacro contra la horizontal que condiciona el aumento o la disminución de las curvas raquídeas, es de 53° (± 11); y la pendiente sacra, el ángulo entre la carilla superior del sacro y la horizontal, es de 40° (± 8). (61)

El mantenimiento de estas constantes biomecánicas de la columna es el resultado de una permanente acción sinérgica del sistema antigravitacional de fascias: cápsulas, ligamentos, tendones, vainas y aponeurosis y músculos.

Según Panjabi (79) la estabilización de la columna se debe a tres subsistemas: pasivo, activo y de control neural de retroalimentación (feedback). El sistema pasivo es la parte osteoarticular y ligamentosa de la columna, mientras que el sistema activo consta de fascias, músculos y tendones.

El control neural se refiere a un “mecanismo transductor localizado en las cápsulas articulares, los ligamentos, los tendones y los músculos que soportan la columna, junto con los centros neurales de control.” (61)

Se ha demostrado que la columna puede soportar presiones entre 5000 y 8000 N aunque, en condiciones normales, las últimas vértebras lumbares soportan aproximadamente 2100 N, valor que representa entre dos y tres veces el peso corporal. (61)

Durante el día, debido a la compresión inducida por la gravedad, se verifican cambios en la cantidad de líquidos de la columna que alteran su resistencia. Los discos intervertebrales se vuelven más elásticos, lo que aumenta la flexibilidad de la columna.

Mientras que la gravedad tiende a aumentar sus curvas fisiológicas vertebrales, la estructura muy especializada de la columna, formada por elementos pasivos como los discos intervertebrales y fuertes ligamentos, mantienen el equilibrio junto a los músculos posteriores, principalmente los sacro-espinales y los anteriores, principalmente los abdominales y los psoas ilíacos.

Los músculos posteriores de los conductos vertebrales llamados erectores espinales, (erector spinae), se ubican en el espacio posterior y lateral que forma el ángulo entre la apófisis espinosa y transversa.

Todo este grupo muscular especialmente desarrollado en la zona lumbar, tiene origen común en la amplia inserción tendinosa que une la superficie posterior del sacro, los ligamentos sacro-ciáticos mayores y las crestas ilíacas y, en otra inserción que une las apófisis espinosas lumbares y las dos últimas torácicas.

Desde aquí, los músculos 'erector spinae' (Fig. 15) ascienden en tres columnas verticales, siendo divididos por la aponeurosis toraco-lumbar, que les envuelve y asegura un importante sistema de protección de la columna vertebral. (56)

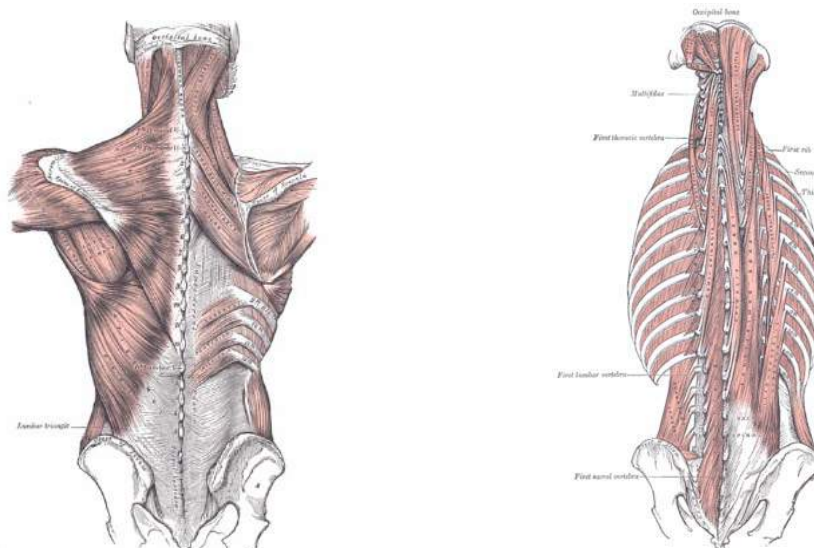


Fig. 15. Grupo 'erector spinae' superficiales (izquierda) y profundos (derecha) 80

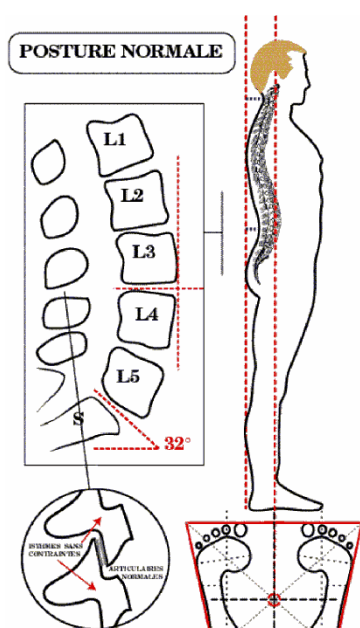


Fig. 16. Postura correcta: curvaturas y baricentro (81)

En bipedestación, estos músculos están siempre activos, aunque en la postura correcta, (Fig. 16), cuando todas las partes del cuerpo están bien alineadas y la columna mantiene sus curvaturas fisiológicas, su actividad es mínima y el tono muscular es suficiente para mantener el equilibrio. En caso contrario, será necesaria la contracción muscular compensatoria a distintos niveles. (51, 199)

La transmisión del peso a lo largo de la columna vertebral ocurre en las zonas lordóticas sobre el pilar posterior y en las cifóticas a través del pilar anterior. El pilar anterior, constituido por los cuerpos vertebrales y los discos intervertebrales, cuenta con los ligamentos longitudinales anterior y posterior como estabilizadores pasivos. El ligamento longitudinal anterior es mucho más resistente que el posterior y es particularmente eficaz durante los movimientos de extensión de la columna,

siendo implicado directamente en el mantenimiento de la postura bípeda a través de sus propios mecano-receptores. (61)

El pilar posterior está constituido por la súper imposición de las articulaciones ciagapofisarias y los istmos, siendo estabilizado por los ligamentos amarillo, ínter-espinoso y el supra-espinoso.

Según un reciente estudio conducido por Roberts et al (82), tanto los discos intervertebrales como el ligamento longitudinal anterior, cuya resistencia es doble que la del ligamento longitudinal posterior, contienen mecano-receptores propios y contribuyen directamente a los reflejos posturales.

3.6. Alteraciones posturales

La evaluación postural es una de las maneras más útiles de valorar el estado de salud global y es necesaria desde la niñez para prevenir posibles trastornos importantes en edad adulta. (83, 196)

Es importante mantener un perfecto control postural tanto en las actividades diarias normales como en la práctica deportiva. (74, 84)

Visto que los atletas usan el sistema músculo esquelético y locomotor de manera muy intensiva, es lógico que necesiten una postura impecable. (39, 40, 84)

Esto asegura una correcta biomecánica cráneo-espinal que minimiza el efecto de la fuerza de gravedad, optimizando el funcionamiento del sistema nervioso central situado en el cráneo y respectivamente en la columna vertebral. (30, 85-88)

La simetría postural permite mayor eficacia del “feedback” aferente y eferente, ergo una correcta neurofisiología tanto a nivel músculo-esquelético como indirectamente a nivel somato-visceral. (62)

Lógicamente una correcta biomecánica espinal favorece tanto la función pulmonar como la función cardiovascular sobre todo en el ejercicio físico intenso. (193)

Un estudio efectuado en los EEUU por el departamento de medicina preventiva de la Universidad de Wisconsin, Madison (86) con 8 atletas de élite durante entrenamientos muy intensos, demostró que éstos llegan a menudo a los límites mecánicos de los pulmones y de ejercitación de los músculos de respiración, para poder producir ventilación alveolar. Lo consiguen con un considerable gasto metabólico sólo en condiciones de perfecto reclutamiento de los músculos respiratorios.

En caso de cansancio físico o mental excesivo durante el día, los músculos posturales se vuelven menos eficaces contra la fuerza de gravedad y tienden a aumentar su tono. (62) El efecto acumulativo de la hipertonía de adaptación al cansancio diario, junto a eventuales secuelas de lesiones traumáticas, puede provocar desequilibrios musculares duraderos, que al actuar sobre estructuras óseas pueden inducir cambios posturales permanentes. (38, 83)

Alteraciones posturales como las ligeras faltas de alineación y movimiento intervertebral (“subluxaciones” vertebrales), (74, 88) el aumento de la cifosis dorsal junto con una leve pérdida de flexibilidad de la musculatura intercostal, pueden tener como consecuencia la disminución de la expansión de la caja dorsal, esencial para una correcta respiración. (86, 193)

Las posturas incorrectas o asimétricas, (Fig. 17) pueden indicar defectos de tipo biomecánico (43, 51) propioceptivo, (91-93) visual (94-96, 218) y/o vestibular. (50)

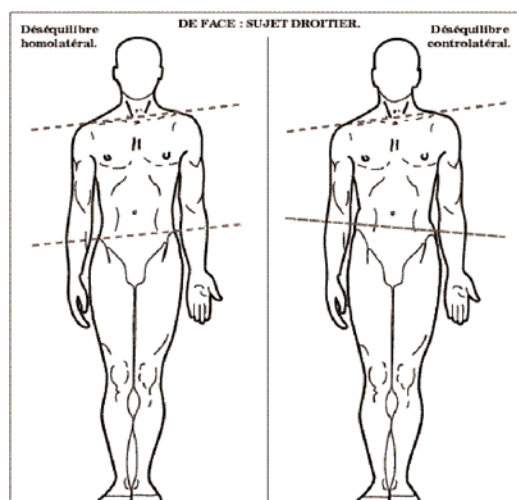


Fig.17. Ejemplos de asimetría postural (81)

El déficit propioceptivo puede ser de tipo congénito o adquirido y suele verificarse en las articulaciones bajo carga: pies, tobillos, rodillas, caderas, articulaciones sacro-ilíacas; en las articulaciones temporo-mandibulares; (64-68, 99) o en las articulaciones intervertebrales. (98)

Una vez diagnosticados estos defectos se pueden corregir con intervenciones terapéuticas específicas según caso.

Los más frecuentes suelen ser un apoyo plantar asimétrico, (97, 100) disimetría de las piernas, (101) inestabilidad ligamentosa post-trauma, (75, 102) incorrecta oclusión dental, (99, 200-204) ligeros déficit visuales, (96, 103) y/o una asimetría compensatoria de la columna vertebral (escoliosis). (83, 104)

Se ha demostrado que, una leve pérdida de la actividad aferente del pie, puede provocar cambios apreciables en el sistema de control postural y puede retardar la recuperación rápida del equilibrio después de un movimiento brusco. (100)

En otro estudio más reciente Bloem BR, et al demuestra que la respuesta de los receptores ubicados en las rodillas, caderas y tronco es más importante que la propiocepción de los miembros inferiores distales. (105)

Las respuestas automáticas elaboradas por SNC frente a uno o más factores desestabilizadores, han sido estudiadas ampliamente por Horak y Nashner. (106) Ellos proponen organizar las adaptaciones en respuesta al desequilibrio como una programación anticipada de estrategias senso-motoras posturales para mantener el centro de gravedad (CG) dentro del polígono de sustentación.

Dichas estrategias preprogramadas están basadas en la construcción biomecánica del cuerpo, la información sensorial disponible, el contexto ambiental y la experiencia previa.

Las respuestas posturales se obtienen en ambas situaciones de “feedback y feedforward”.

El feedback (retroalimentación) describe situaciones de perturbación externa provocadas por movimientos inesperados que provocan un desplazamiento brusco del CG. En este caso, el SNC elabora una inmediata respuesta, tanto correctora como protectora, que permite llevar el CG atrás dentro de la base de apoyo.

El feedforward (alimentación anticipada) se refiere a una respuesta postural elaborada por el SNC, en anticipación de una alteración del CG, como en el fútbol cuando se debe alcanzar una pelota.

Para alcanzar la pelota se inicia un desplazamiento voluntario lento del CG pero, la respuesta postural automática puede preceder al movimiento voluntario para estabilizar el CG y permitir dicho movimiento.

La mayoría de los estudios de investigación sobre las respuestas posturales automáticas, se han efectuado en paradigmas “feedback”, usando plataformas móviles para inducir perturbaciones de tipo translación antero-posterior, medio-lateral o rotación de la base de apoyo, con los sujetos en bipedestación estática, medidos según el modelo biomecánico del péndulo invertido, segmentado al nivel de los pies, piernas y tronco y observado en plan sagital. (106-111)

Las respuestas musculares de adaptación a la inestabilidad inducida artificialmente, han sido verificadas por medio de electromiógrafos, tomando en consideración la latencia o tiempo de respuesta muscular y la secuencia o el orden en el cual los músculos responden. (105-107, 207, 213)

Basándose en su investigación, Horak y Nashner describen tres estrategias o tácticas básicas como respuestas posturales automáticas normales: la estrategia del tobillo, de la cadera y del “stepping” (pisar). (112-113)

1. La estrategia del tobillo es la respuesta del cuerpo cuando la superficie de apoyo se somete a ligeras translaciones adelante y atrás. Aparentemente, el cuerpo se mueve como una masa relativamente rígida alrededor del tobillo, parecido a un péndulo invertido. Para mantener el CG dentro de la base de sustentación se verifica reclutamiento muscular, con latencias entre 73-110 m/s, de distal a proximal, que empieza con los músculos alrededor del tobillo y continua con los músculos de la pierna y del tronco. (Fig. 18)
2. La estrategia de la cadera se observa cuando las translaciones se aplican a una superficie de apoyo más estrecha en comparación con la huella plantar aumentando la inestabilidad. En este caso se verifica una activación muscular con latencias parecidas pero de proximal a distal, que mueve primariamente la articulación de la cadera (flexión o extensión), mientras que el tobillo permanece estable. (Fig. 19)

3. La estrategia del “stepping” usa la activación simultánea de los músculos de la cadera y del tobillo.

Los individuos sanos usan normalmente una combinación de estas tres tácticas y pueden intercambiarlas rápidamente según la necesidad para recuperar y mantener el equilibrio. (61)

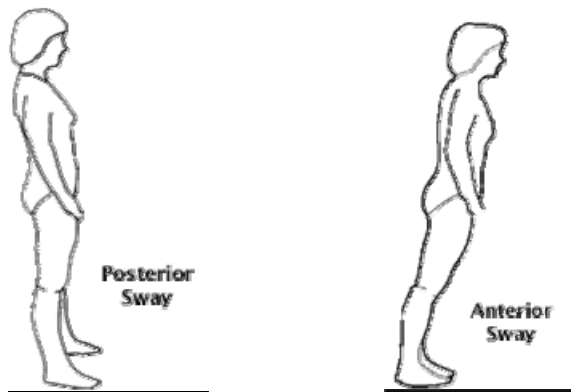


Fig. 18. Táctica (estrategia) del tobillo (110)

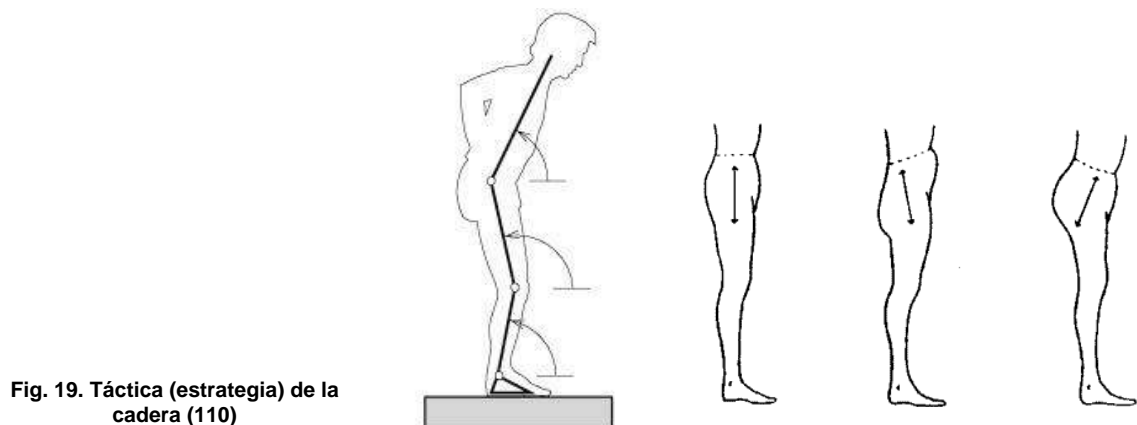


Fig. 19. Táctica (estrategia) de la cadera (110)

Otros estudios sobre los patrones de comportamiento postural normal, tienen en cuenta los reflejos cervicales y el movimiento de la cabeza (head and neck reflexes) y demuestra que los mecanismos de control postural son más complejos que los modelos clasificados por Horak y Nashner. (105, 112, 114)

Keshner (114) observa que el patrón de activación muscular no siempre sigue la secuencia de distal a proximal en condiciones de poca perturbación ya que, los músculos son activados por una combinación de impulsos sensoriales generados,

simultáneamente, por los propioceptores del cuello y los sistemas visual y vestibular.

Los patrones de comportamiento postural normal son aparentemente distintos en diferentes sujetos y depende mucho de algunos parámetros físicos como la flexibilidad.

En condiciones de menor flexibilidad disminuye la eficiencia de recuperación del equilibrio y aumenta la probabilidad de lesiones. (115, 182)

3.7. Las alteraciones posturales predisponen a lesiones deportivas

En el ámbito de la medicina deportiva se considera cada vez más importante la necesidad de prevenir lesiones en los jóvenes atletas, a través de frecuentes revisiones y programas de prevención y rehabilitación. (77, 197, 116 -126)

Algunos expertos afirman que el examen físico-clínico de base, obligatorio para todos los deportistas, es una de las pocas ocasiones en las cuales el clínico tiene la oportunidad de anticipar y prevenir activamente lesiones. (194 -195)

Por desgracia, la actual revisión médica deportiva pone más énfasis en la valoración cardio-respiratoria que en la revisión postural o en la habilidad del atleta de andar y correr. (125). En consecuencia, este examen debería incluir una completa revisión músculo- esquelética, cardiovascular y psicológica. (124 -126)

A raíz de las revisiones médicas de base, efectuadas en el centro de medicina deportiva de la “Clínica Mayo” en 1998, con la participación de 2739 jóvenes atletas, Smith J, et al (125) encontró que, en este tipo de población, los problemas más frecuentes se encuentran a nivel músculo-esquelético. Los autores concluyen que, el componente músculo-esquelético debe ser una parte importante de la evaluación del deportista y, para evitar y prevenir lesiones, propone una valoración músculo-esquelética individual, más exhaustiva, más frecuente y conducida por personal cualificado.

Por otro lado, Peterka RJ, (50) demostró en su estudio de neurofisiología, que la compensación postural del cuerpo, ante una situación desestabilizadora, aumenta la rigidez músculo-esquelética un tercio más de lo necesario en los sujetos normales. Este hecho es más palpable si el sujeto sufre un déficit vestibular. Sobre la base de esta conclusión se puede deducir que, una alteración postural predispone a un aumento innecesario de rigidez y, por tanto, favorece la lesión.

Otro estudio sobre futbolistas de élite, efectuado en el Centro de Lesiones Deportivas de la Universidad de Limerick, Irlanda, (39) demostró que la corrección postural y la recuperación completa post-trauma, son más significativas que la flexibilidad muscular y articular en la prevención de lesiones.

3.8. Consecuencias de las alteraciones posturales a largo plazo

Como se mencionó con anterioridad, las alteraciones posturales pueden inducir cambios degenerativos permanentes en el sistema músculo-esquelético y al mismo tiempo, influir negativamente sobre otros sistemas. (8, 9, 30)

Harrison y Caillet (30, 87-88) demostraron, en una amplia revisión de la biomecánica del sistema nervioso central, que las posturas incorrectas de la columna vertebral generan cargas, que a menudo conducen a la deformación de elementos neurales dentro del canal vertebral. Si estas cargas perduran, pueden causar estrés mecánico ofensivo, tanto para los tejidos neurales, como para los vasos sanguíneos. Por tanto, pueden generar una multitud de procesos patológicos.

Por otro lado Ingber DE, (176-177), demuestra en un amplio estudio sobre la estructura celular, que el estrés mecánico aplicado a la superficie celular puede inducir reorganización cito-esquelética y cambiar la actividad bioquímica de las células y de los tejidos. Este autor estudia el comportamiento celular, usando un modelo matemático aplicado a la biología molecular llamado "tensegrity", para demostrar que, distorsiones de la arquitectura celular inducidas por factores mecánicos, estimulan unos receptores especializados llamados integrinas, en la

superficie celular, que pueden provocar cambios de programas genéticos en las células que afectan el crecimiento, la diferenciación y la apoptosis.

Así pues, el estrés mecánico, generado por las alteraciones posturales a nivel del raquis, puede dañar los elementos neurales dentro del canal vertebral e inducir cambios genéticos a nivel de las células nerviosas. Según parece, las alteraciones posturales pueden tener consecuencias más allá del componente musculoesquelético.

Sabemos que, para mantener una postura ideal, además de una correcta función vestibular y visual, se necesita una correcta información propioceptiva de los pies, rodillas, caderas, pelvis y articulaciones intervertebrales. (52, 56, 61)

La asimetría del apoyo plantar, muy frecuente en los atletas, genera automáticamente una estrategia compensatoria frente a la gravedad. (100) Esto se traduce en una distribución asimétrica del peso corporal y a una mayor degeneración de las articulaciones del miembro inferior sobrecargado, sobre todo las caderas.

Algunos autores afirman que la asimetría postural podría ser también consecuencia de una incorrecta oclusión dental. Según ellos, la oclusión dental incorrecta, congénita o adquirida, puede inducir una contracción asimétrica de los músculos masticatorios durante la salivación. (51, 64-68, 99)

Teniendo en cuenta la anatomía y fisiología del aparato estomatognático, el efecto acumulativo de las contracciones asimétricas de estos músculos podría generar disfunciones, no sólo a nivel de las articulaciones temporo-mandibulares, sino también, a nivel del raquis. (51, 84, 99)

Como hemos visto, las fibras aferentes del núcleo sensitivo del trigémino, que inervan los músculos masticatorios, tienen las mismas funciones de discriminación táctil y de propiocepción en la cabeza que las fibras aferentes del sistema columnas dorsales lemniscos, que recogen información propioceptiva de los miembros inferiores. (56)

De hecho, las fibras aferentes del nervio craneal V se juntan con las fibras aferentes del sistema columna dorsales lemniscos en el tallo encefálico y siguen la misma trayectoria terminando en el complejo ventero-basal del tálamo. (Fig. 11)

Esto podría explicar los resultados sorprendentes obtenidos por Fink M et al, (65) en su estudio piloto. Los autores se propusieron investigar la relación funcional entre el sistema cráneo-mandibular, el raquis cervical y las articulaciones sacroilíacas. Usaron 20 sujetos sanos y crearon una interferencia oclusal artificial temporal después de verificar previamente el movimiento intervertebral cervical y la movilidad de las articulaciones sacroilíacas. Encontraron cambios significativos, sobre todo hipomovilidad interarticular, tanto a nivel cervical como a nivel de las articulaciones sacroilíacas.

Lógicamente la hipomovilidad o disminución del movimiento intervertebral puede inducir degeneración articular precoz y proliferación de los osteofitos.

Otros estudios (8, 9) demostraron que los osteofitos pueden llegar a comprimir varias raíces nerviosas influyendo negativamente sobre el flujo nervioso simpático y también pueden crear compresión sobre las arterias vertebrales, causando menor riego sanguíneo cerebral. En el caso que la compresión de las arterias vertebrales perdure, las consecuencias sobre la salud global del individuo afectado pueden ser graves, empezando por ligeras faltas de memoria, desorientación y quizás patologías degenerativas como la demencia senil.

3.9. Instrumentos de valoración postural

Como hemos visto hasta ahora, es evidente que tanto para obtener el máximo rendimiento como para evitar lesiones, hay que revisar y corregir cualquier desarreglo biomecánico por ligero y aparentemente banal que sea para la postura y la locomoción. (40)

La locomoción requiere una permanente coordinación entre los sistemas que controlan la postura y los que producen el movimiento voluntario. Esto asegura el correcto posicionamiento del centro de gravedad sobre la base de sustentación durante la propulsión. (61, 130)

Como es lógico, un correcto control postural implica una correcta alineación de la columna vertebral.

En base a un estudio radiológico efectuado a 1500 jóvenes adultos normales en 1975, *Beck y Killus* concluyen que, hay sólo un tipo de columna ideal, descartando definitivamente la teoría de los tipos constitucionales. Esta teoría se basaba en la creencia que algún déficit postural como la hipercifosis, (round back), hipocifosis (flat back) o la hiperlordosis lumbar (hollow back) eran de tipo congénito o constitucional. (131, 132)

Hay una alineación vertical establecida estadísticamente en jóvenes adultos normales ilustrada en la Fig. 20, debajo. (85)

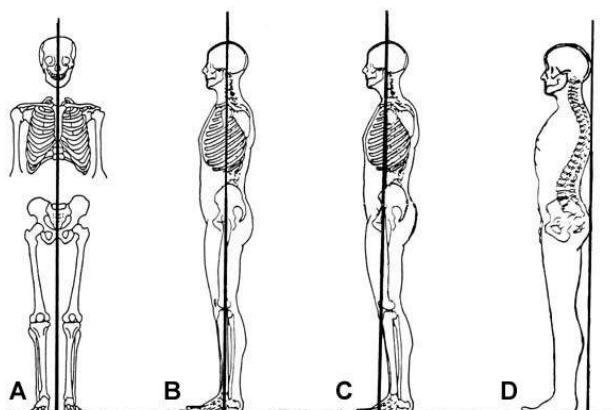


Fig. 20. A. Posición vertical de la postura AP normal; B, D. Posición ideal lateral; C. Media

Esta es la imagen ideal de la clásica valoración postural mediante plomada, enseñada en todas las escuelas de medicina, quiropráctica, osteopatía y fisioterapia.

La mayoría de los estudios de investigación sobre la prevención de las lesiones deportivas, indican la necesidad de nuevos métodos de evaluación y rehabilitación músculo-esquelético, como medidas profilácticas válidas en todos los deportes. (133, 198, 224)

Esta necesidad es más apremiante en los deportes de alto riesgo como el fútbol, rugby, balonmano y baloncesto. (39, 134). También se verifica en deportes asimétricos de mala adaptación postural como el tenis. (75, 133, 194)

Hemos visto que la postura bípeda del cuerpo humano depende de un control sensoriomotor complejo, siendo un fenómeno en continuo movimiento. (166, 215-217)

En consecuencia, la investigación postural resulta difícil. (135, 138, 190, 209)

Actualmente existen varios métodos e instrumentos de valoración postural, más o menos sofisticados, utilizados sobre todo en clínica neurológica, ortopédica (144-151) y en laboratorios de investigación biomecánica. (140-149, 183 -186)

La más utilizada es la plataforma de fuerza o estabilométrica (187, 220) que mide, sobre una plataforma computerizada, (Fig. 21) la posición del centro de presión (CP) y del centro de gravedad del cuerpo (CG), junto a todos sus pequeños movimientos de oscilación durante un breve período de tiempo (t).

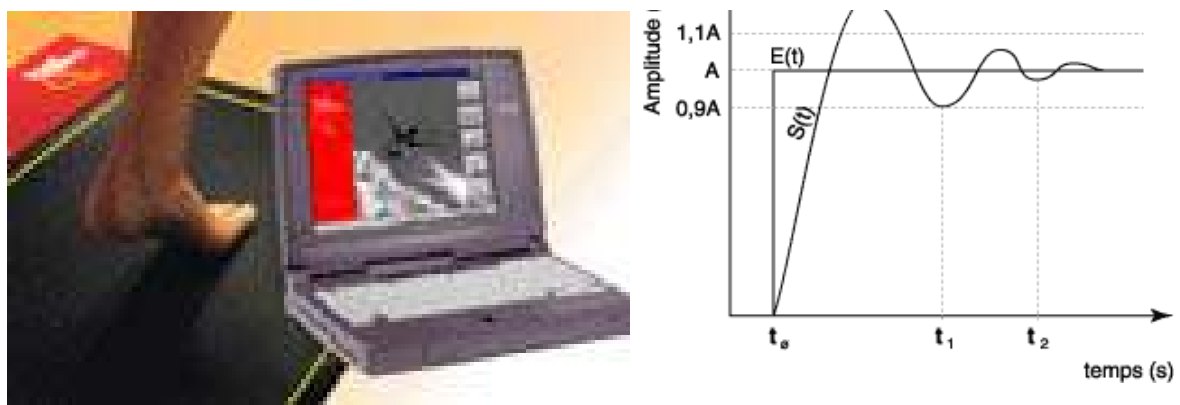


Fig. 21. Plataforma estabilométrica y gráfico de oscilación del centro de presión plantar

Los estudios estabilométricos aportan medidas expresadas en cifras que permiten comparaciones estadísticas. Gracias a esto se ha podido conocer la posición media del CP y CG y la distribución de ciertos parámetros que caracterizan el comportamiento de la postura erecta en las poblaciones normales. (155-157)

La plataforma de fuerza permite medir la posición media del CP y CG y su dispersión, lo que significa la estabilidad y no se debe confundir con el equilibrio.

Mientras que en el sentido físico estricto del término, el equilibrio no se puede medir, siendo el estado ideal al que tiende el hombre bípedo, la estabilidad se puede medir, ya que se define como la propiedad del cuerpo apartado de su equilibrio de volver a su estado ideal.

Pero hay que tener en cuenta los límites de este método que reduce el individuo a un punto representado por su centro de gravedad. (51)

En medicina del deporte se necesitan nuevos protocolos, métodos e instrumentos de estudio de la estática y dinámica músculo-esquelética para prevenir lesiones, especialmente si éstas son por sobrecarga. (158-161, 221)

Visto que la postura es la posición relativamente dinámica, no estática, del tronco, cabeza y extremidades, que está en constante adaptación y que, la misma se sustenta en un trípode en que las patas son la sinergia funcional propioceptiva, vestibular y visual, los parámetros posturales resultan casi imposibles o muy difíciles de medir. (162)

La continúa oscilación y su carácter de fenómeno de adaptación global de un conjunto de parámetros es tan delicado, que se escapa completamente a la visión. En consecuencia, la medición de la postura ortostática será siempre una aproximación y la mayoría de los instrumentos de medición postural (utilizados clínicamente y en la prevención), generan divergencias en cuanto a los parámetros indicativos de una postura vertical normal o ideal. (217)

Los más conocidos son los estudios radiográficos (164, 212, 214), los estudios posturales fotográficos (140, 163) y el posturómetro. (138). Este último, a pesar de su sencillez, tiene la ventaja de permitir una valoración numérica de varios parámetros posturales en ortostatismo y se presta a un análisis estadístico. (139)

Recientemente, se han desarrollado instrumentos más sofisticados y de mayor coste que se pueden utilizar para la valoración de algunos parámetros posturales. Entre ellos están los siguientes:

- Los termógrafos (Fig. 22), que valoran la diferencia de temperatura de superficie indicando el aumento o la disminución del metabolismo muscular paraespinal.

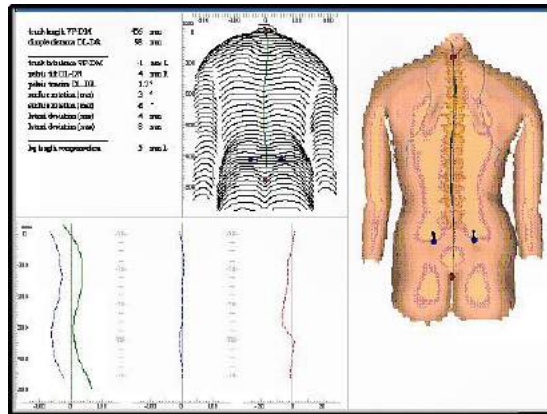


Fig. 22. Imagen obtenida con el termógrafo

- Los electromiógrafos (sEMG) que utiliza electrodos para valorar la contracción muscular paraespinal. (Fig. 23)

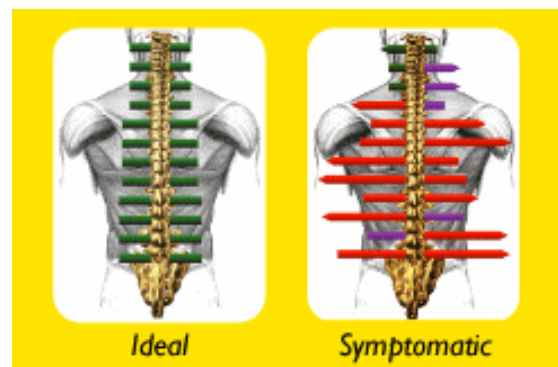


Fig.23. Imagen obtenida con el electromiógrafo

- El Spinal Mouse, dispositivo con sensores de tipo electro-mecánico, que detectan la posición de cada una de las vértebras y el movimiento espinal e intervertebral. (Fig. 24)

Fig. 24. Spinal Mouse



- Los dispositivos Zebris (Fig. 25), utilizan el ultrasonido para medir la alineación y movimiento articular tridimensional. Estos dispositivos junto con la sEMG se utilizan a menudo en estudios de investigación neurológica. (167)

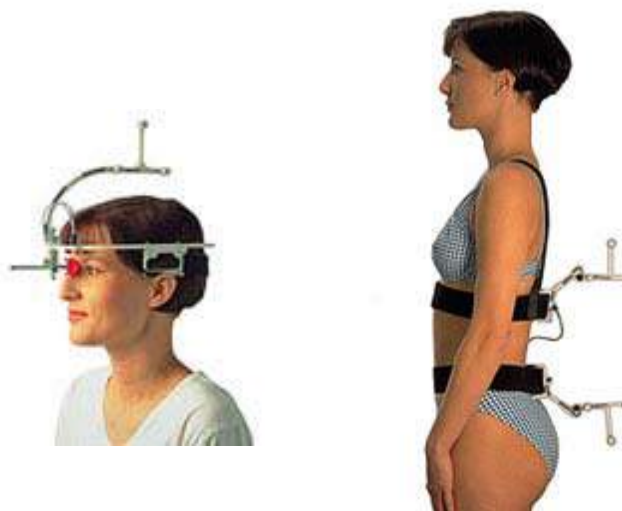


Fig. 25. Dispositivos Zebris de ultrasonografía tridimensional

- Los aparatos de ultrasonografía color, (Fig. 26) usados para visualizar movimiento interarticular (168



Fig.26. Aparato de ultrasonido color, multifuncional

3.10. Enfoque multidisciplinario: diagnóstico y terapia.

Para una corrección postural eficaz y duradera, se deben verificar y analizar con mucho cuidado todos los parámetros posturales visuales, vestibulares y propioceptivos, interviniendo según el caso, con ejercicios de rehabilitación (169, 225) plantillas correctivas, (130, 170) férula (o placa de descarga) interdental, gafas o lentillas correctivas (51, 84) y terapias manuales de corrección articular específicas. (28, 38, 51, 74)

En el caso de los atletas de alto rendimiento, es importante valorar la postura estática con regularidad, no sólo al inicio de la temporada. (39-41)

Una vez detectada la más mínima asimetría en la postura bípeda es necesario analizar los factores etiológicos y proceder a su corrección.

Si durante el chequeo postural se encuentran alteraciones persistentes a pesar de la rehabilitación fisioterapéutica habitual, el médico deportivo deberá valorar la necesidad de intervención terapéutica multidisciplinaria. (84)

En caso de disimetría de las caderas y subsiguiente torsión de la columna, podría tratarse de mínimas disfunciones sacro-ilíacas o intervertebrales dorso-lumbares que pueden ser fácilmente corregidas por un quiropráctico u osteópata. (38,171)

Hay que tener en cuenta que las correcciones manuales a nivel del raquis deben ser específicas y se deben efectuar con máxima precisión, sólo después de haber excluido eventuales contraindicaciones para no dañar los elementos neurales. (30, 87-88)

Si se verifica hipertonia crónica en la musculatura paraespinal cervical, se puede tratar de alguna disfunción intervertebral post-traumática o inducida por un eventual déficit temporo-mandibular, muchas veces, a causa de oclusión dental incorrecta. En este caso se colabora con el odontólogo. (51, 84, 99, 172)

También habrá que descartar algún déficit visual, oculo-motor o vestibular que por ligero que sea, podría ser un importante factor de hipertonia compensatoria. (51, 96)

En caso de distribución asimétrica del peso corporal, se descartarán déficit propioceptivo por eventuales disfunciones articulares periféricas (disminución del movimiento fisiológico o inestabilidad ligamentosa post-trauma) en los tobillos, rodillas y caderas.

Asimismo, se valorará la superficie de apoyo plantar bilateral. A menudo, las articulaciones tarsianas y metatarsianas pierden en movilidad y se puede

observar hipertonía muscular al nivel de la bóveda plantar. Esto puede alterar la simetría de apoyo plantar.

Teniendo en cuenta que los pies son los primeros en la cadena propioceptiva de sustentación corpórea y, que representan un verdadero sistema de amortiguación, es importante detectar y corregir todas las disfunciones interarticulares con movilizaciones frecuentes y con ejercicios de rehabilitación propioceptiva. (169, 197) En algunos casos podrían ser útiles plantillas correctivas y por lo tanto, se colaborará con un podólogo.(130, 173)

MATERIAL Y MÉTODOS

MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. Planteamiento metodológico

Hemos utilizado un estudio de cohorte prospectivo de intervención experimental, en el cual los sujetos fueron asignados al grupo de estudio aleatoriamente, en función de la exposición a un programa de ejercicio físico intensivo, que corresponde a la práctica de fútbol de alto rendimiento y de la intervención terapéutica quiropráctica.

Se crearon dos grupos, también asignados aleatoriamente, un grupo intervenido o grupo tratado y un grupo de comparación o grupo control.

Se hicieron dos experimentos iguales con dos muestras de jugadores de fútbol juveniles de alto rendimiento, durante la temporada de entrenamiento intensivo, o tecnificación, descrito en la introducción. La duración de cada experimento fue de seis semanas cada uno.

El primer experimento se hizo con un grupo de futbolistas varones mientras que el segundo se hizo con un grupo de futbolistas mujeres.

Ambos grupos pertenecían al mismo club deportivo y estaban sometidos al mismo programa de ejercicio físico intensivo llamado entrenamiento. Cada uno de estos dos grupos se dividió por aleatoriedad en grupo tratado (GT) y grupo control (GC).

Aunque sólo mide la eficacia de la intervención y limita la generalización de los resultados a la población de futbolistas juveniles de alto rendimiento, este tipo de diseño permite un mayor control de las posibles alteraciones en los resultados del estudio, ya que la aleatoriedad difumina la acción de las variables de confusión. Al mismo tiempo este diseño proporciona la evidencia más sólida en la que basar inferencias causales.

4.2. Descripción de los sujetos

Se incluyeron cuarenta y dos sujetos varones con edades entre 17 - 21 años, y treinta y seis sujetos mujeres con edades entre 16 - 22 años, que se dividieron en sujetos intervenidos o del grupo tratado (GT) y sujetos del grupo control (GC). Ambos grupos estudiados eran futbolistas provenientes de cuatro equipos de fútbol del mismo club deportivo, RCD Espanyol.

Todos los sujetos participaron de manera voluntaria y antes de iniciar el estudio firmaron una nota de consentimiento informado. (Anexo 58). En el caso de los menores, esta nota fue firmada por sus padres o tutores.

4.3. Criterios de inclusión y de exclusión

4.3.1 Criterios de inclusión

Seguir el programa de entrenamiento, descrito en la introducción, durante el periodo de estudio.

No seguir otros protocolos terapéuticos de manipulación vertebral durante dicho periodo.

4.3.2 Criterios de exclusión

No seguir el programa de entrenamiento, descrito en la introducción, durante el periodo de estudio.

Seguir otros protocolos terapéuticos de manipulación vertebral durante este periodo.

4.4. Descripción del material utilizado

- Un posturómetro SAM. (139)
- Una plataforma de fuerza computerizada: ESP – Foot Checker. (130)
- Un Spinal Mouse. (226)
- Tele radiografías (escoliógramas) - proyección antero-posterior.
- Tabla de resultados de las pruebas físicas al inicio y al final de la temporada.
- Número de lesiones verificadas durante el periodo de estudio y durante toda la temporada de fútbol.

4.4.1. Descripción del posturómetro SAM

SAM (Spinal Analysis Machine) es un instrumento de medición postural, como se puede ver en la Fig. 27, diseñado por el quiropráctico, norteamericano, William Lange y fabricado en Gillette, Wyoming. El instrumento consiste en:

- una estructura metálica rectangular
- dos cintas métricas verticales y una horizontal (sistema de medición ingles)
- cuatro hilos, uno vertical y tres horizontales
- dos balanzas electrónicas para los pies

Las balanzas sirven para medir la distribución del peso del cuerpo en bipedestación. El hilo vertical mide la inclinación del cuerpo (de la columna) hacia la derecha o izquierda. Los tres hilos horizontales, miden: la inclinación de la cabeza, a nivel de las apófisis mastoides, la simetría de los hombros, a nivel de las articulaciones acromioclaviculares, y la simetría de las caderas, a nivel de las crestas iliacas.



Fig.27. Posturómetro SAM

En nuestro estudio hemos usado la versión portátil o “Slim Light” del instrumento SAM, que hemos validado previamente para estudios longitudinales intraobservador. (139)

4.4.2. Descripción de la plataforma de fuerza EPS

Se trata de una plataforma de fuerza portátil fabricada en Italia, por LorAn Engineering (Fig. 28) y conectada a un ordenador que utiliza el programa llamado EPS system - Footchecker. La plataforma EPS (Fig. 28) posee las siguientes características técnicas: dimensión: 70 X 50 cm, anchura: 5 mm, peso 7 Kg, 2304 sensores.



La plataforma está diseñada para el estudio estático y dinámico de la huella plantar y mide los puntos de presión ejercitada sobre cada sensor. Con estos datos se crea una imagen de la presión plantar que señala por medio de un código de colores las zonas plantares de hiperpresión. (Fig. 29). El valor de la superficie es directamente proporcional a la estabilidad: mientras mayor es la superficie de la huella, mayor es la estabilidad. (130)

El software EPS-System-Footerchecker proporciona también el estatocinesiograma y el establograma. (Fig. 30)

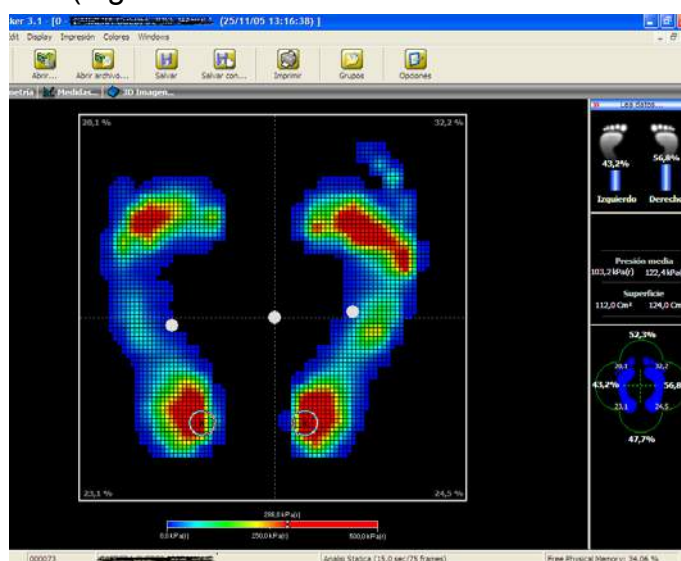


Fig. 29. Imagen de las huellas de presiones plantares obtenida con la plataforma EP

El estatocinesiograma muestra la sucesión de las posiciones del centro de presión (CP) en función de una referencia, cuyo origen se encuentra en el baricentro del polígono de sustentación durante un intervalo de tiempo (t).

Los movimientos derecha-izquierda se representan sobre el eje X mientras que los puntos de oscilación antero-posterior se registran sobre el eje Y.

Se obtienen tres imágenes en forma de elipse, una para el baricentro de cada pie y una para el baricentro de todo el cuerpo. (Fig. 30, parte superior)

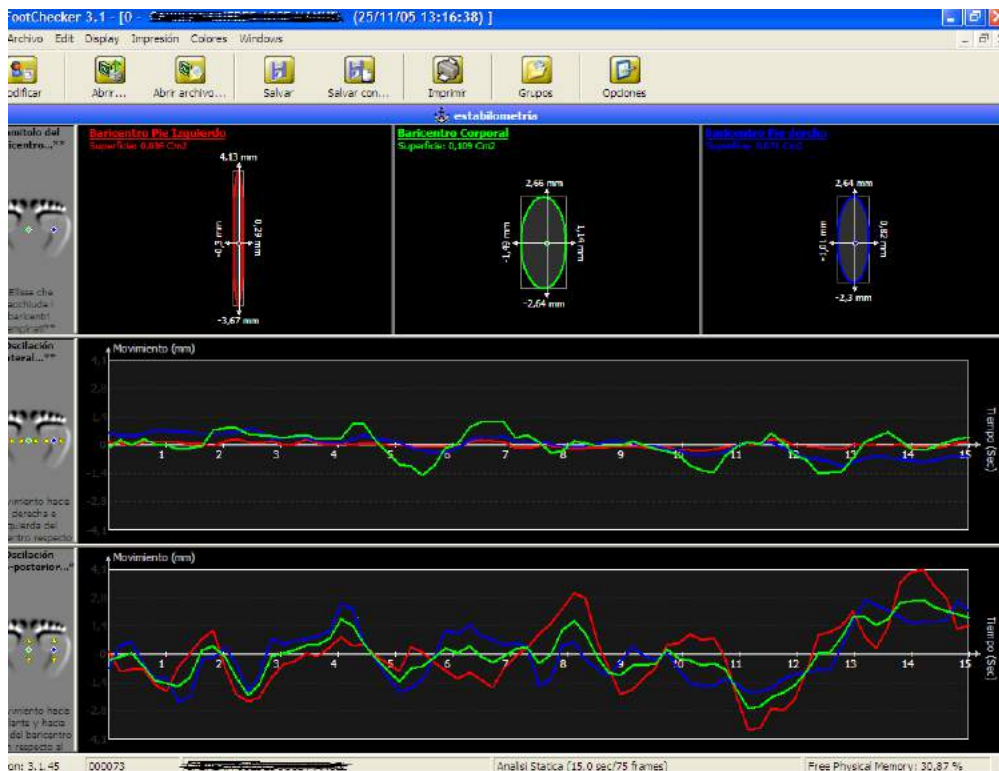


Fig. 30. Imagen de Estatocinesiograma y Estabilograma obtenida con el sistema EPS

El estabilograma registra las posiciones sucesivas de oscilación del baricentro, calculado por la sucesión de las posiciones del centro de presión de cada pie y de todo el cuerpo en función del tiempo (t). Los puntos de oscilación se representan en dos gráficos: uno representa los movimientos derecha-izquierda y el otro los movimientos antero-posteriores del baricentro.

En las abscisas se representa el intervalo de tiempo y en las ordenadas la amplitud de oscilación. Cuanto menor es la elipse de oscilación, mayor la estabilidad del individuo. (Fig. 30, abajo).

Aunque existen varios modelos y fabricantes de plataformas de fuerzas, todas tienen el mismo principio de funcionamiento, que ha sido ampliamente validado y usado en estudios longitudinales en los últimos años. (136,143-148).

4.4.3. Descripción del estudio radiográfico

Las tele-radiografías A-P o escoliogramas son imágenes de proyección radiográfica antero-posterior de la columna vertebral obtenidas en bipedestación, (Fig. 31) sobre las cuales se mide el nivel de las cabezas femorales.

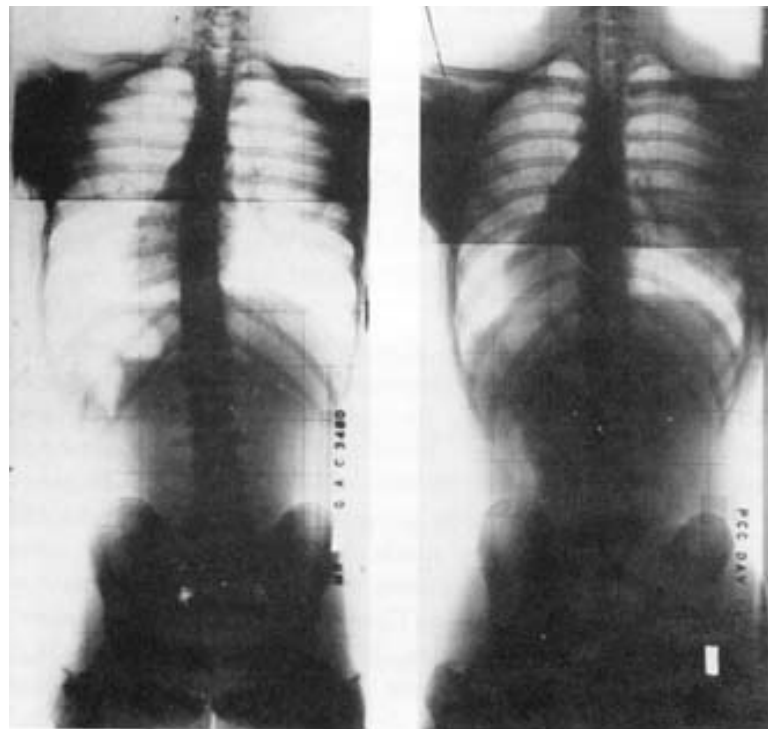


Fig. 31. Imagen de proyección radiográfica A/P pre y post tratamiento

Según las normas de medición radiológica actual, la línea trazada por encima de las cabezas femorales es la única considerada fiable para valorar la disimetría pélvica. (164)

4.4.4. Descripción del Spinal Mouse

El Spinal Mouse, también llamado Medimouse, es un pequeño instrumento de medición parecido a un ratón de ordenador, producido en Suiza, por la compañía Idiag (Fig. 24). Se trata de un sistema electro-mecánico capaz de ofrecer un análisis cuantitativo de la forma y movilidad de la columna vertebral. El instrumento está provisto con dos pequeñas ruedas paralelas que se deslizan por encima de las apófisis espinosas. El aparato contiene sensores que permiten detectar la forma, posición y el movimiento vertebral de la columna dorsal y lumbo-sacra, entre D1 y S3. Los datos de la medición se recogen a través de un programa que calcula todos los ángulos de inclinación y el rango de movimiento del raquis y de cada una de las vértebras. La medición se hace en posición ortostática neutral, en flexión y en extensión. El programa permite la visualización gráfica, esquemática y tridimensional de la columna, en plano sagital. (Fig. 32).

Según los investigadores que hicieron estudios de validación, el Spinal Mouse, se puede utilizar como prueba diagnóstica al igual que las radiografías. (226)

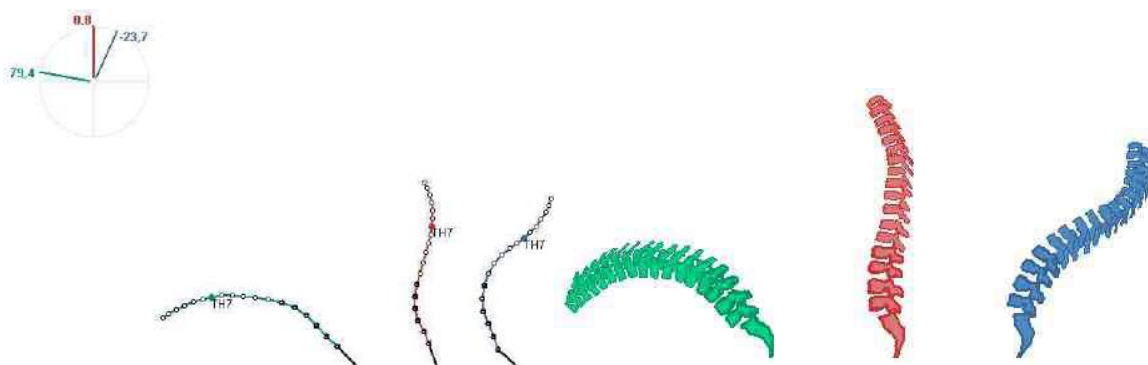


Fig. 32. Imagen esquemática (Izquierda) y tridimensional en plan sagital (Derecha)

La representación gráfica de la columna se corresponde con el contorno o forma actual de la columna. La longitud de la columna en las tres posiciones (ortostática neutral, flexión y extensión) se representa a escala: la longitud en flexión es superior a la posición neutral y a la longitud en extensión es inferior (cierre y apertura de los procesos espinosos). A fin de facilitar la comparación entre individuos, la longitud de la columna no se corresponde con la altura del paciente; se emplea en su lugar una longitud estandarizada. Por esta razón hemos decidido no incluir este parámetro en el análisis estadístico.

Los datos de medición se presentan en una tabla como se puede observar en la siguiente figura. (Fig.33)



Fig. 33. Tabla de resultados de medición sagital

Los valores positivos indican posición cifótica o flexión, mientras que los valores negativos indican extensión o posición lordótica. Diferencias de más de 7° entre las vértebras indican hipermovilidad, mientras que las diferencias de menos de 1° indican hipomovilidad. “Sac/Hip J.” representa la inclinación del hueso sacro con respecto a la plomada. Los ángulos positivos más amplios de 29° se interpretan como hiperlordosis, mientras que los valores más pequeños o negativos se consideran hipolordosis. “Thoracic Spine” representa la cifosis dorsal, “Lumbar Spine” la lordosis lumbar, mientras que “Incl.” indica la inclinación global de la columna con respecto a la plomada (0 grados). Los valores de la cifosis dorsal y lordosis lumbar representan la suma de los ángulos de inclinación de cada una de las vértebras dorsales y respectivamente lumbares. El valor de inclinación de la columna es el ángulo formado por la línea que conecta D1 con S1 y la plomada. Una vez finalizada cada medición, el programa almacena los datos por apellido y fecha y puede hacer la comparación de los resultados con los rangos de referencia. (Anexo 57)

4.4.5. Tabla de resultados de las pruebas físicas

Se utilizó la tabla de datos que nos facilitó el departamento de planificación e investigación (DEPI) del RCD Espanyol.

Para la muestra de futbolistas varones hemos empleado los resultados obtenidos en tres pruebas: de velocidad de aceleración, de salto CMJ y de salto Abalakov. Estas pruebas se hicieron al inicio de la temporada y se repitieron dos semanas después del periodo de tratamiento quiropráctico. Para la muestra de futbolistas mujeres se emplearon sólo los resultados de la prueba de velocidad de aceleración, que se hizo al inicio y al final de la temporada (seis semanas después del tratamiento.)

La prueba física de velocidad de aceleración, descrita anteriormente en la introducción, se usa para evaluar la capacidad de aceleración o sprint de 30 m. de los jugadores. El test se inicia caminando sin ninguna indicación para empezar. El tiempo se empieza a contar al levantar la pierna posterior del suelo finalizando al sobrepasar la línea de meta.

La prueba de salto vertical contra movimiento (CMJ), mide los desplazamientos “en vuelo” del centro de gravedad durante el salto, partiendo de una flexión de rodilla de 90° con los brazos a los costados.

El salto vertical “Abalakov” (Abkl) se caracteriza como un salto sin pasos previos, que no tiene ningún tipo de restricto anatómico. La ejecución de este salto debe partir desde dentro de la plataforma y finalizar allí mismo. (Véase fig. 3 y fig.4, en la introducción).

4.4.6. Registro de lesiones

Hemos usado el registro completo de lesiones facilitado por el servicio médico del club. Este registro se basa en la minuciosa recogida diaria de todas las lesiones que tenían los jugadores. El historial clínico de cada jugador se actualizaba con las visitas que se iban realizando a diario. El mantenimiento de este archivo

estaba a cargo del responsable del servicio médico del fútbol base, Dr. Narciso Amigó.

4.5. Protocolo

4.5.1. Uso del posturómetro SAM

El examinador marca los puntos de referencia anatómicos en las apófisis mastoides, las articulaciones acromio-claviculares y las crestas ilíacas y se coloca de pie a una distancia de 0,5 m detrás del instrumento.

Cada atleta se coloca de pie en las huellas dibujadas en ambas balanzas del posturómetro SAM, de espalda al examinador, en posición erguida normal y mirando hacia delante, como se puede observar en la figura 34.

El examinador coloca manualmente los hilos usando como referencias anatómicas de simetría las apófisis mastoides, las articulaciones acromio-claviculares y las crestas ilíacas. Para la inclinación vertical se usó como referencia anatómica la apófisis espinosa de C₇.

Se recogieron los siguientes datos:

- Nivel apófisis mastoidea izquierda (MAST I)
- Nivel apófisis mastoidea derecha (MAST D)
- Inclinación lateral del cuerpo a la izquierda (CUERPO I)
- Inclinación lateral del cuerpo a la derecha (CUERPO D)
- Nivel articulación acromio-clavicular izquierda (HOMBRO I)
- Nivel articulación acromio-clavicular derecha (HOMBRO D)
- Nivel cresta ilíaca izquierda (CADERA I)
- Nivel cresta ilíaca derecho (CADERA D)
- Peso pie izquierdo (PESO I)
- Peso pie derecho (PESO D)



Fig. 34. Medición con el instrumento SAM

La unidad de medición para todos los parámetros horizontales y verticales del instrumento SAM es la pulgada (In). La unidad de peso se puede elegir entre libras o kilogramo. Para este estudio hemos elegido el kilogramo (Kg.)

4.5.2. Uso de la plataforma de fuerza EPS

Cada jugador coloca ambos pies sobre la plataforma de fuerza EPS y se mantiene en posición ortostática 15 segundos (Fig. 35)

Según hemos visto en la figura 29, el ordenador registra todos los puntos de presión de las huellas plantares y elabora el estatocinesiograma que contiene: el porcentaje de presión y antero-posterior en cada pie, el porcentaje medio de presión antero-posterior de ambos pies, el porcentaje

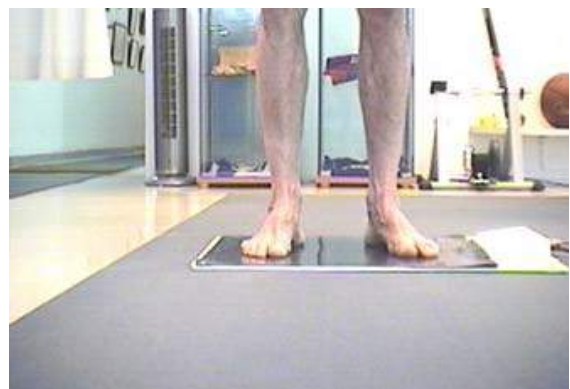


Fig. 35. Posición de los pies sobre la plataforma

medio de presión lateral del pie derecho y del pie izquierdo, la presión media de apoyo de cada pie en Kpa (r) y la superficie de apoyo en cm.²

El programa elabora también el estabilograma. (Fig. 30) Como se mencionó antes, el estabilograma consiste en la representación gráfica de la elipse de confianza que contiene 90% de las posiciones del CP y describe la superficie de oscilación del baricentro de cada pie y del cuerpo en mm.²

4.5.3. Uso del Spinal Mouse

El procedimiento de evaluación es muy sencillo: Cada atleta se coloca en posición erguida, con la espalda desnuda hacia el examinador. (Fig. 36). El Spinal Mouse se guía manualmente a lo largo del contorno de la columna, sobre los procesos espinosos de cada vértebra, empezando con D1 hasta S3. La medición se hace con el sujeto en tres posiciones: ortostática neutral, flexión y extensión.

El equipo recoge, en intervalos de 1,3 mm, información anatómica en forma de ángulos y distancias que son enviados de forma simultánea al software de análisis. El programa informático traduce los datos mediante un algoritmo matemático y proporciona en pocos segundos la imagen esquemática y/o tridimensional de la columna dorsal y lumbo-sacra y una tabla de resultados, como se ilustró anteriormente en las figuras 32 y 33.

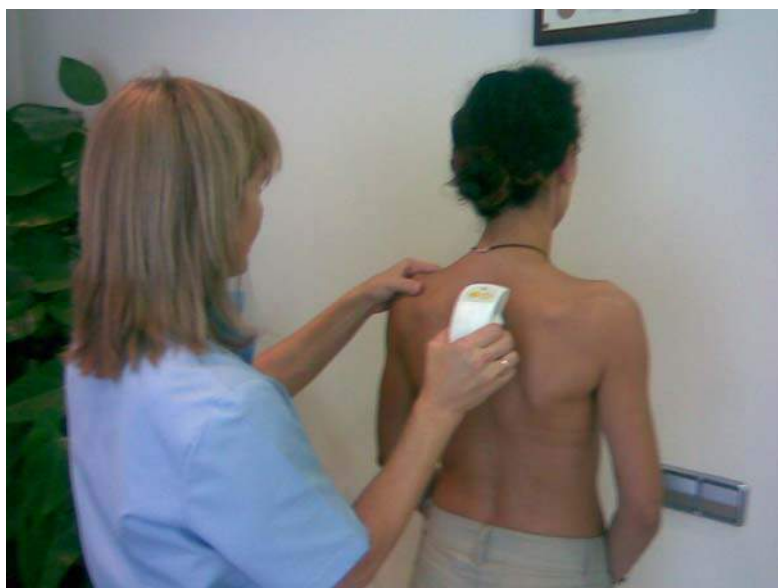


Fig. 36. Uso del instrumento Spinal Mouse

4.6. Descripción del método

Como se mencionó antes, fueron seleccionados aleatoriamente cuarenta y dos futbolistas, varones, con edades entre 17 y 21 años, y treinta y seis futbolistas mujeres, con edades entre 16 y 22 años, provenientes de cuatro equipos de fútbol juvenil de elite del mismo club deportivo.

Cada uno de estos dos grupos de jugadores y jugadoras se subdividieron por método aleatorio en otros dos grupos: GT y GC.

Se obtuvieron cuatro grupos, dos grupos que recibieron tratamiento quiropráctico y dos grupos control.

Al grupo tratado de hombres (GTH) fueron asignados 21 jugadores mientras que al grupo tratado de mujeres (GTM) fueron asignadas 19 jugadoras.

Los dos grupos control fueron formados por 21 jugadores (GCH) y por 17 jugadoras (GCM), que no recibieron tratamiento.

Se hizo la valoración postural de la columna vertebral de todos los sujetos seleccionados, 42 jugadores y 36 jugadoras usando el posturómetro SAM y la valoración del apoyo plantar estático usando la plataforma de fuerza EPS.

Las mediciones con el posturómetro SAM y con la plataforma de fuerza EPS las realizaron observadores habituados a manejar estos instrumentos en la clínica diaria. La valoración de la CV fue efectuada por un DC, y la valoración del apoyo plantar por un podólogo.

Se obtuvieron escoliogramas en proyección antero-posterior, con el mismo instrumento y por el mismo radiólogo que, también, hizo la medición de la línea horizontal trazada por encima de las dos cabezas femorales.

Las mediciones con el instrumento Spinal Mouse se realizaron por el mismo examinador, sólo para el grupo de futbolistas mujeres.

Los grupos, GTH y GTM, se sometieron al tratamiento quiropráctico de la columna vertebral, dos veces por semana, durante 6 semanas. Los grupos control, GCH y GCM, no recibieron tratamiento.

Como hemos explicado en la introducción, el tratamiento quiropráctico consiste en la corrección manual específica de las eventuales alteraciones de las relaciones articulares dinámicas, anatómicas o fisiológicas normales de estructuras contiguas, tanto en la columna vertebral como en las extremidades. Estas alteraciones se identifican previamente por medio de la palpación diagnóstica y otras pruebas como las radiografías, RMN, TAC, sEMG, Spinal Mouse.

Después de haber estudiado las radiografías, los resultados del Spinal Mouse y el historial clínico de cada jugador(a), para descartar eventuales contraindicaciones, hemos elegido dos técnicas de corrección: Diversified (DT) con HVLA y Activator (AT).

Como ya sabemos, existen más de 90 técnicas quiroprácticas de ajuste vertebral, que se eligen en función del objetivo terapéutico y de las características psicofísicas del paciente y del terapeuta. (29)

La DT es la técnica de manipulación más usada por los quiroprácticos. Al igual que otras técnicas quiroprácticas u osteopáticas, la DT se caracteriza por un impulso de alta velocidad y baja amplitud (HVLA), muchas veces acompañado por un casquito. Todas las técnicas HVLA requieren máxima precisión para evitar daños a nivel de los elementos neurales. (30) Por esto, antes de aplicar el impulso se debe aislar cuidadosamente el punto de contacto específico y conseguir la tensión tisular adecuada. Al mismo tiempo se debe asegurar que la posición del paciente y del terapeuta es correcta y cómoda.

La AT o técnica con activador se caracteriza por una percusión repetida sobre el punto de contacto en la dirección de corrección de la posición vertebral. Es una técnica más suave y la hemos usado en combinación con la DT.

El tratamiento se llevó a cabo por el mismo quiropráctico, en el mismo ambiente: una sala anexa a la zona de entrenamiento diario de los jugadores, perteneciente al servicio médico y de fisioterapia del RCD Espanyol.

Todas las mediciones posturales se repitieron en el plazo de 6 semanas.

Se obtuvieron los resultados de las pruebas físicas de velocidad y saltos efectuados antes y después del tratamiento quiropráctico. También se obtuvo la

lista de lesiones y se hizo la comparación entre el número de lesiones verificadas en los grupos, GTH vs. GCH y GTM vs. GCM, durante el periodo de tratamiento y durante toda la temporada de fútbol.

4.7. Diseño del estudio

Para confirmar la veracidad o la falsedad de nuestra hipótesis hemos utilizado un diseño experimental por dos vías independientes y paralelas, usando un grupo tratado y un grupo control, para cada una de las dos muestras de futbolistas, hombres y mujeres.

Se hicieron dos pruebas de medición de los parámetros obtenidos con el posturómetro SAM, la plataforma de fuerza, EPS y el estudio radiográfico.

Se clasificaron los resultados de las pruebas físicas de velocidad y de saltos verticales, CMJ y Abalakov y las lesiones verificadas durante el periodo de seis semanas del estudio y durante la temporada entera.

Se aplicó el análisis estadístico, para establecer si hubo diferencias significativas antes y después del tratamiento quiropráctico entre los siguientes parámetros:

Los parámetros posturales medidos con el SAM, en plano frontal: nivel de los procesos mastoideos, de los hombros, de las caderas, inclinación lateral del cuerpo en bipedestación y peso bilateral. (Anexos 1-2, 21-22).

Los parámetros posturales de apoyo plantar medidos con la plataforma EPS: presión lateral izquierda y derecha, presión anterior y posterior, superficie de apoyo izquierda y derecha, baricentro del pie izquierdo y baricentro del pie derecho y baricentro del cuerpo. (Anexos 3-4, 13-14).

Los parámetros posturales obtenidos con las radiografías, en plano frontal: nivel de las caderas izquierda y derecha. (Anexos 5-6, 15-16).

Los parámetros posturales obtenidos con el Spinal Mouse, en plano sagital, (disponible sólo para la muestra de mujeres). (Anexos 21-56)

Los parámetros de rendimiento obtenidos en las pruebas físicas de velocidad y de salto en alto (disponible sólo para la muestra de hombres). (Anexos 7-8).

El número de lesiones verificadas durante el periodo de tratamiento y durante toda la temporada. (Anexos 9-10, 19-20)

4.8. Aplicación Estadística

Como existen dos grupos de tratamiento y éstos han sido evaluados a la vez en dos momentos diferentes en el tiempo, el análisis estadístico realizado corresponde a un análisis del estudio del cambio, donde se comparan los dos grupos de tratamiento al inicio (pre) y al final del estudio (post). Simultáneamente, hemos analizado sí dentro de cada grupo se produjo un cambio significativo entre las dos mediciones, pre y post estudio.

4.8.1 Variables de análisis

Se ha calculado el valor absoluto de la diferencia entre lados (izquierdo-derecho) en cada una de las variables que componen la prueba postural SAM y la prueba radiológica.

En la prueba podológica, se han analizado los valores obtenidos en cada uno de los lados por separado, derecho e izquierdo.

En las pruebas físicas y el número de lesiones se han analizado los valores obtenidos en cada medición.

Y en la prueba Spinal Mouse se han analizado los valores obtenidos en cada segmento y posición.

4.8.2 Estadística descriptiva

Se ha realizado un análisis descriptivo de todas las variables de estudio diferenciando por grupo de tratamiento o grupo tratado (GT) y grupo control (GC) y por momento de medición, al inicio (pre) y al final del estudio (post), mediante

medidas de tendencia central y dispersión: media, mínimo, máximo, desviación estándar y el número válido de casos⁸.3 Análisis de comparación de medias.

En primer lugar se ha comprobado la homogeneidad de la muestra: primero la prueba de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la bondad del ajuste de las muestras a la distribución normal, y posteriormente el estadístico de Levene para comprobar que la varianza de la muestra es constante.

Se han llevado a cabo dos tipos de análisis: intergrupo y intragrupo.

En el análisis intergrupo (entre grupos) se han comparado las medias de los grupos de tratamiento (GT vs. GC) en cada una de las variables, tanto al inicio (pre) como al final del estudio (post). Estas comparaciones se han realizado mediante: la prueba t-test para dos muestra independientes, si la muestra era homogénea, o por el contrario, la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney, si no lo era.

En el análisis intragrupo se han comparado, en cada grupo de tratamiento por separado, las medias entre el inicio (pre) y el final del estudio (post). Estas comparaciones se han realizado mediante: la prueba de t-test para dos muestras relacionadas si la muestra era homogénea, o por el contrario la prueba no paramétrica del test de Wilcoxon, si no lo era.

Por último, se han realizado gráficos de los resultados obtenidos en todas las pruebas mediante Boxplot, excepto en la prueba Spinal Mouse. En esta prueba se han representado gráficamente los valores medios junto con los respectivos rangos de referencia (Anexo 57) en cada posición y segmento.

El análisis entre grupos e intragrupo se ha realizado en todas las pruebas realizadas excepto en el número de lesiones, del que sólo se ha realizado el análisis entre los grupos de tratamiento.

Este mismo análisis se ha repetido tanto en la muestra de hombres como en la de mujeres.

El error tipo I se ha fijado en un 5% ($\alpha=0.05$). El análisis se ha realizado mediante el software estadístico SPSS v.13.



RESULTADOS

RESULTADOS

5.1. Descriptiva de la muestra

Este apartado muestra la descripción estadística de las variables de estudio en cada prueba, diferenciando por grupo de tratamiento (GT/GC), por momento de medición de la prueba (al inicio del estudio (pre) y al final del estudio (post) y por sexo. Se han descrito las mediciones del lado izquierdo, del lado derecho y del valor absoluto de la diferencia entre ambos lados. (Tablas 1-11)

Tabla 1. Descriptiva de la prueba postural SAM, en hombres.

Prueba SAM	Pre			Post		
	Lado izquierdo	Derecho	Dif.]	Lado izquierdo	Derecho	Dif.]
GT (n=21)						
Mast	28.29 ± 1.8	28.14 ± 1.8	0.21 ± 0.2	28.31 ± 1.7	28.25 ± 1.7	0.06 ± 0.1
Cuerpo	0.23 ± 0.4	0.0 ± 0.0	0.23 ± 0.4	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0
Hombro	24.20 ± 1.5	23.89 ± 1.5	0.45 ± 0.6	24.19 ± 1.6	23.99 ± 1.5	0.16 ± 0.2
Cadera	9.96 ± 1.4	9.84 ± 1.5	0.43 ± 0.2	9.81 ± 1.4	9.97 ± 1.4	0.19 ± 0.3
Peso	36.18 ± 3.7	35.66 ± 4.8	5.38 ± 3.5	36.38 ± 2.8	36.41 ± 2.5	1.11 ± 0.9
GC (n=18)						
Mast	27.16 ± 1.6	27.16 ± 1.5	0.26 ± 0.3	27.23 ± 1.6	27.19 ± 1.5	0.33 ± 0.3
Cuerpo	0.22 ± 0.3	0.04 ± 0.2	0.26 ± 0.4	0.36 ± 0.4	0.12 ± 0.3	0.48 ± 0.4
Hombro	23.06 ± 1.4	22.89 ± 1.4	0.42 ± 0.3	23.10 ± 1.4	22.97 ± 1.3	0.38 ± 0.2
Cadera	10.23 ± 1.2	9.96 ± 1.2	0.39 ± 0.3	10.23 ± 1.2	9.96 ± 1.2	0.39 ± 0.3
Peso	35.64 ± 3.1	36.54 ± 3.7	3.28 ± 2.0	35.65 ± 3.6	37.11 ± 3.7	4.06 ± 2.4

Media ± desviación estándar; |Dif.]: valor absoluto de la diferencia entre lados (izquierdo – derecho)
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control. Tabla 2. Descriptiva de la prueba postural SAM en mujeres.

Tabla 2. Descriptiva de la prueba postural SAM en mujeres.

Prueba SAM	Pre			Post		
	Lado izquierdo	Derecho	Dif.]	Lado izquierdo	Derecho	Dif.]
GT (n=19)						
Mast	24.88 ± 1.7	24.69 ± 1.9	0.55 ± 0.3	24.77 ± 1.8	24.72 ± 1.8	0.10 ± 0.1
Cuerpo	0.24 ± 0.4	0.15 ± 0.3	0.39 ± 0.4	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0
Hombro	20.71 ± 1.9	20.36 ± 2.0	0.62 ± 0.2	20.73 ± 2.2	20.46 ± 1.9	0.35 ± 0.9
Cadera	5.64 ± 1.6	5.19 ± 1.7	0.62 ± 0.3	5.47 ± 1.6	5.39 ± 1.6	0.12 ± 0.1
Peso	32.26 ± 4.0	31.85 ± 3.5	2.2 ± 1.6	32.07 ± 3.4	31.9 ± 3.3	0.33 ± 0.8
GC (n=17)						
Mast	23.35 ± 2.0	23.21 ± 1.9	0.35 ± 0.2	23.39 ± 2.0	23.20 ± 1.9	0.41 ± 0.2
Cuerpo	0.32 ± 0.5	0.15 ± 0.3	0.46 ± 0.4	0.34 ± 0.4	0.15 ± 0.3	0.49 ± 0.4
Hombro	19.42 ± 1.8	19.48 ± 2.1	0.76 ± 1.0	19.44 ± 1.8	19.22 ± 2.0	0.55 ± 0.3
Cadera	4.83 ± 1.6	4.90 ± 1.7	0.57 ± 0.8	4.86 ± 1.6	4.89 ± 1.7	0.62 ± 0.8
Peso	30.41 ± 4.7	28.46 ± 4.0	3.28 ± 2.3	30.59 ± 4.7	28.28 ± 4.2	3.78 ± 2.2

Media ± desviación estándar; |Dif.]: valor absoluto de la diferencia entre lados (izquierdo – derecho).
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Tabla 3. Descriptiva de la prueba radiológica en hombres.

Prueba Radiológica	Pre			Post		
	Lado Izquierdo	Derecho	Dif.	Lado Izquierdo	Derecho	Dif.
GT (n=22)						
Cadera	3.27 ± 5.7	3.36 ± 4.0	6.64 ± 5.0	2.55 ± 6.0	2.23 ± 3.4	4.77 ± 6.0
GC (n=18)						
Cadera	0.22 ± 0.6	4.50 ± 4.4	4.72 ± 4.2	0.22 ± 0.6	4.89 ± 4.1	5.11 ± 3.9

Media ± desviación estándar; |Dif.|: valor absoluto de la diferencia entre lados (izquierdo/derecho).
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Tabla 4. Descriptiva de la prueba radiológica en mujeres.

Prueba Radiológica	Pre			Post		
	Lado Izquierdo	Derecho	Dif.	Lado Izquierdo	Derecho	Dif.
GT (n=19)						
Cadera	0.45 ± 0.3	0.13 ± 0.4	0.58 ± 0.3	0.04 ± 0.1	0.07 ± 0.2	0.11 ± 0.2
GC (n=17)						
Cadera	0.37 ± 0.5	0.21 ± 0.4	0.58 ± 0.4	0.39 ± 0.5	0.21 ± 0.4	0.60 ± 0.4

Media ± desviación estándar; |Dif.|: valor absoluto de la diferencia entre lados (izquierdo – derecho).
GT: Grupo tratado; GCM: Grupo control.

Tabla 5. Descriptiva de la prueba podológica en hombres.

Prueba Podológica	Pre		Post	
	Lado Izquierdo	Derecho	Lado Izquierdo	Derecho
GT (n=22)				
Presión lateral	50.89 ± 9.1	49.10 ± 9.1	50.06 ± 3.0	50.00 ± 2.9
Presión ¹	51.68 ± 16.1	48.32 ± 16.1	53.01 ± 5.0	49.99 ± 5.0
Superficie	74.71 ± 16.5	84.62 ± 17.6	109.48 ± 13.8	109.95 ± 12.4
BC Pie	4.52 ± 5.5	4.04 ± 3.7	0.46 ± 0.4	0.51 ± 0.3
BC cuerpo ²	10.08 ± 7.1		1.22 ± 0.9	
GC (n=18)				
Presión lateral	50.16 ± 9.7	49.84 ± 9.7	48.19 ± 2.8	51.81 ± 2.8
Presión ¹	53.38 ± 10.0	46.62 ± 10.0	53.01 ± 6.9	46.99 ± 6.9
Superficie	84.06 ± 18.7	97.76 ± 14.9	108.24 ± 17.2	114.88 ± 17.6
BC Pie	5.19 ± 5.7	3.68 ± 5.3	3.04 ± 6.7	1.83 ± 2.6
BC cuerpo ²	9.99 ± 8.9		7.86 ± 21.0	

Media ± desviación estándar; ¹: Presión anterior vs. Presión posterior; ²: Una única medición.
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Tabla 6. Descriptiva de la prueba podológica en mujeres.

Prueba Podológica	Pre		Post	
	Lado Izquierdo	Derecho	Lado Izquierdo	Derecho
GT (n=19)				
Presión lateral	52.31 ± 4.6	47.68 ± 4.6	50.59 ± 2.7	49.40 ± 2.7
Presión ¹	50.59 ± 7.8	49.40 ± 7.8	50.03 ± 2.9	50.03 ± 2.9
Superficie	80.15 ± 7.3	86.26 ± 10.9	87.73 ± 10.3	90.10 ± 10.6
BC Pie	3.15 ± 2.3	2.46 ± 1.9	0.82 ± 0.8	0.90 ± 0.6
BC cuerpo ²	3.87 ± 2.3		0.77 ± 0.4	
GC (n=17)				
Presión lateral	52.17 ± 4.6	47.82 ± 4.6	52.24 ± 4.4	47.75 ± 4.4
Presión ¹	50.99 ± 7.5	49.00 ± 7.5	51.16 ± 6.9	48.83 ± 6.9
Superficie	79.11 ± 8.5	84.35 ± 12.0	80.64 ± 8.6	85.82 ± 11.8
BC Pie	2.54 ± 2.3	2.34 ± 1.8	2.80 ± 2.2	2.58 ± 1.7
BC cuerpo ²	3.09 ± 1.9		3.70 ± 1.9	

Media ± desviación estándar; ¹. Presión anterior vs. Presión posterior; ². Una única medición.
GT: Grupo tratado, n=19; GC: Grupo control, n=17.

Tabla 7. Descriptiva de pruebas físicas, hombres.

Prueba física	Pre	Post
GT (n=11)		
Velocidad	4.44 ± 0.2	4.33 ± 0.1
Salt CMJ/cm	42.59 ± 5.1	44.64 ± 4.9
Salt Abk/cm	48.97 ± 5.2	50.60 ± 5.6
GC (n=12)		
Velocidad	4.36 ± 0.2	4.25 ± 0.1
Salt CMJ/cm	43.96 ± 4.8	43.76 ± 2.7
Salt Abk/cm	49.99 ± 3.2	50.24 ± 4.1

Media ± desviación estándar. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Tabla 8. Descriptiva de pruebas físicas, mujeres.

Prueba física	Pre	Post
GT (n=19)		
Velocidad	4.72 ± 0.1	4.71 ± 0.1
GC (n=17)		
Velocidad	4.71 ± 0.1	4.70 ± 0.1

Media ± desviación estándar. GT: Grupo tratado; GCM: Grupo control

Tabla 9. Descriptiva de las lesiones en hombres y mujeres.

Lesiones	Hombres		Mujeres	
	Total		Total	
GT (n=22) y (n=19)				
Periodo	1	0.05 ± 0.2 0 – 1	2	0.11 ± 0.3 0 – 1
Temporada	19	0.86 ± 0.6 0 – 2	20	1.05 ± 0.9 0 – 3
GC (n=20) y (n=17)				
Periodo	11	0.55 ± 0.8 0 – 2	8	0.47 ± 0.5 0 – 1
Temporada	25	1.25 ± 0.9 0 – 3	14	0.82 ± 0.6 0 – 2

Media ± desviación estándar. Mínimo – máximo. GTH: Grupo tratado; GC: Grupo control

Tabla 10. Descriptiva de la prueba Spinal Mouse.

		Pre					Post				
		Upr	Flex	Ext	U-F	U-E	Upr	Flex	Ext	U-F	U-E
Th 1/2	GT	2.6 ± 3.9	4.5 ± 4.9	2.4 ± 4.9	1.9 ± 6.5	-0.1 ± 4.8	4.6 ± 2.0	3.5 ± 2.6	6.2 ± 2.0	-1.5 ± 2.9	2.0 ± 3.0
	GC	2.7 ± 3.6	6.1 ± 5.6	1.3 ± 7.0	3.5 ± 7.2	-1.5 ± 8.2	2.9 ± 3.2	6.1 ± 5.0	1.5 ± 6.6	3.2 ± 6.5	-1.3 ± 7.8
Th 2/3	GT	4.3 ± 2.5	3.9 ± 4.7	4.6 ± 3.3	-0.3 ± 4.1	0.3 ± 2.8	5.8 ± 1.2	5.5 ± 1.5	6.1 ± 1.7	0.2 ± 1.8	1.2 ± 1.5
	GC	4.4 ± 3.3	5.6 ± 3.8	6.5 ± 4.9	1.1 ± 5.2	2.1 ± 4.9	4.4 ± 2.8	5.5 ± 3.4	6.3 ± 4.6	0.9 ± 5.0	1.6 ± 4.1
Th 3/4	GT	4.7 ± 2.4	2.8 ± 2.1	6.3 ± 3.7	-1.8 ± 2.8	1.4 ± 2.9	5.2 ± 1.0	4.8 ± 1.0	6.0 ± 1.6	-0.2 ± 2.2	1.6 ± 1.3
	GC	5.1 ± 2.7	4.5 ± 3.2	5.4 ± 4.0	-0.5 ± 3.8	0.6 ± 3.0	5.2 ± 2.9	4.1 ± 3.0	5.3 ± 3.8	-0.4 ± 3.7	0.4 ± 2.9
Th 4/5	GT	4.3 ± 2.9	5.8 ± 2.6	5.0 ± 3.5	1.7 ± 3.4	0.9 ± 3.7	4.5 ± 1.1	5.2 ± 0.9	5.5 ± 0.8	1.6 ± 1.0	1.6 ± 1.7
	GC	4.8 ± 2.9	5.1 ± 3.4	6.0 ± 4.0	0.4 ± 4.0	1.5 ± 5.5	4.9 ± 2.6	5.3 ± 3.3	5.9 ± 3.8	0.4 ± 4.0	1.6 ± 5.6
Th 5/6	GT	4.4 ± 3.1	5.5 ± 2.7	4.6 ± 3.4	1.1 ± 4.1	0.1 ± 3.6	5.2 ± 0.9	5.5 ± 0.5	5.3 ± 1.2	1.2 ± 1.6	1.3 ± 1.6
	GC	3.9 ± 1.5	6.4 ± 3.0	4.5 ± 3.9	2.5 ± 3.2	0.5 ± 3.9	4.1 ± 1.6	6.2 ± 2.8	4.4 ± 3.9	2.3 ± 3.2	0.6 ± 3.6
Th 6/7	GT	5.3 ± 2.4	5.6 ± 2.5	6.6 ± 2.6	0.4 ± 2.9	1.2 ± 2.4	5.1 ± 1.0	5.7 ± 0.7	4.9 ± 1.2	1.6 ± 1.3	0.8 ± 1.4
	GC	5.4 ± 1.8	6.5 ± 2.3	6.5 ± 3.1	1.1 ± 3.3	1.0 ± 3.1	5.6 ± 1.8	6.2 ± 2.5	6.5 ± 3.2	1.2 ± 3.3	0.9 ± 3.3
Th 7/8	GT	6.6 ± 1.9	7.5 ± 2.6	6.7 ± 2.7	0.8 ± 2.6	0.0 ± 2.6	4.9 ± 0.7	6.4 ± 0.9	5.6 ± 1.5	2.6 ± 1.5	1.0 ± 1.6
	GC	7.3 ± 1.8	8.9 ± 6.8	7.2 ± 3.5	1.6 ± 7.7	0.2 ± 3.7	7.2 ± 1.6	8.8 ± 6.5	6.9 ± 3.6	1.7 ± 7.5	0.2 ± 3.7
Th 8/9	GT	5.8 ± 2.6	9.1 ± 3.4	4.8 ± 4.9	3.4 ± 4.0	-0.7 ± 4.9	4.4 ± 0.6	6.8 ± 0.9	5.2 ± 1.4	4.1 ± 1.6	1.2 ± 1.9
	GC	5.7 ± 2.2	7.6 ± 2.4	3.9 ± 5.4	2.1 ± 4.1	-1.5 ± 6.2	5.8 ± 2.2	7.5 ± 2.4	3.9 ± 5.6	2.0 ± 4.2	-1.4 ± 6.0
Th 9/10	GT	4.4 ± 3.2	9.5 ± 2.7	2.7 ± 3.9	4.9 ± 4.5	-1.7 ± 4.2	2.7 ± 1.0	7.5 ± 1.1	2.2 ± 2.0	4.7 ± 1.3	-0.9 ± 1.7
	GC	2.4 ± 2.2	7.2 ± 2.8	0.0 ± 4.6	4.9 ± 3.9	-2.2 ± 5.4	2.5 ± 2.1	7.2 ± 2.8	-0.1 ± 4.5	4.9 ± 3.9	-2.1 ± 5.3
Th 10/11	GT	-0.7 ± 2.2	5.1 ± 4.8	-0.7 ± 3.3	5.9 ± 5.2	0.1 ± 4.0	1.4 ± 1.5	6.0 ± 1.3	-0.9 ± 1.5	5.1 ± 1.4	-0.8 ± 1.8
	GC	-1.1 ± 2.3	4.2 ± 2.8	-1.4 ± 7.0	5.4 ± 4.0	-0.2 ± 7.0	-0.9 ± 2.4	4.2 ± 2.8	-0.9 ± 7.1	5.4 ± 4.1	-0.4 ± 7.0
Th 11/12	GT	-2.2 ± 2.9	2.9 ± 2.6	-4.7 ± 5.8	5.2 ± 3.6	-2.5 ± 5.4	-0.6 ± 1.7	4.4 ± 1.1	-3.3 ± 2.2	5.7 ± 1.5	-1.2 ± 3.0
	GC	-0.9 ± 2.9	5.1 ± 4.1	-2.8 ± 10.4	6.1 ± 5.5	-1.5 ± 10.1	-0.7 ± 2.9	5.3 ± 4.1	-2.7 ± 10.3	5.9 ± 5.4	-1.4 ± 10.1
Th 12/L1	GT	-2.5 ± 3.4	6.5 ± 2.7	-5.5 ± 3.9	8.9 ± 3.4	-3.1 ± 4.8	-2.6 ± 1.6	5.6 ± 1.6	-5.2 ± 2.2	8.6 ± 1.8	-3.0 ± 2.4
	GC	-3.7 ± 5.8	6.6 ± 3.8	-6.9 ± 4.7	10.1 ± 7.2	-3.0 ± 6.4	-3.9 ± 6.1	6.4 ± 3.8	-6.8 ± 4.6	10.1 ± 7.3	-2.9 ± 6.4
L1 / L2	GT	-6.1 ± 3.0	7.2 ± 2.3	-8.8 ± 2.9	13.1 ± 3.4	-2.7 ± 3.2	-4.4 ± 1.9	5.7 ± 0.9	-6.7 ± 2.1	10.5 ± 1.4	-2.2 ± 2.1
	GC	-5.1 ± 4.1	7.7 ± 2.5	-7.2 ± 3.3	13.0 ± 3.8	-2.1 ± 4.9	-4.8 ± 4.2	7.5 ± 2.3	-7.4 ± 3.4	13.0 ± 3.8	-2.1 ± 4.9
L2 / L3	GT	-9.8 ± 2.9	6.0 ± 3.2	-10.2 ± 3.2	15.8 ± 3.0	-0.4 ± 3.9	-7.5 ± 2.8	7.3 ± 1.2	-9.4 ± 2.4	14.3 ± 1.6	-0.6 ± 2.6
	GC	-9.4 ± 4.2	6.4 ± 5.1	-10.9 ± 4.5	15.7 ± 5.2	-1.5 ± 4.2	-9.1 ± 4.1	6.2 ± 4.9	-10.6 ± 4.6	15.8 ± 5.3	-1.5 ± 4.2
L3 / L4	GT	-8.7 ± 3.1	4.5 ± 4.9	-9.7 ± 3.8	13.1 ± 6.6	-0.9 ± 4.0	-8.9 ± 2.2	6.5 ± 2.0	-10.9 ± 6.4	14.2 ± 2.8	-2.3 ± 1.7
	GC	-8.6 ± 3.0	3.4 ± 4.6	-7.8 ± 6.9	12.0 ± 5.0	0.8 ± 8.5	-8.7 ± 3.0	3.3 ± 4.6	-7.9 ± 7.0	12.0 ± 5.0	0.9 ± 8.5
L4 / L5	GT	-4.5 ± 5.1	3.1 ± 3.0	-9.7 ± 5.7	7.4 ± 5.8	-5.1 ± 4.4	-6.4 ± 2.5	6.1 ± 1.8	-11.2 ± 3.9	13.1 ± 2.0	-4.6 ± 2.9
	GC	-6.4 ± 7.5	1.7 ± 4.8	-8.1 ± 12.8	8.1 ± 8.1	-1.7 ± 16.0	-6.4 ± 7.4	1.7 ± 4.8	-8.1 ± 12.9	8.0 ± 8.0	-1.6 ± 16.0
L5 / S1	GT	1.6 ± 6.0	4.1 ± 4.9	-3.9 ± 7.2	2.7 ± 6.7	-5.3 ± 6.9	-5.6 ± 3.6	3.3 ± 1.8	-8.1 ± 5.0	8.6 ± 2.1	-4.5 ± 3.1
	GC	2.9 ± 7.4	4.8 ± 4.8	-5.5 ± 9.1	2.0 ± 7.9	-8.2 ± 10.5	3.0 ± 7.5	3.1 ± 4.6	-5.3 ± 9.1	2.1 ± 7.9	-8.1 ± 10.5

Media ± desviación estándar; GT: Grupo tratado; GC: Grupo control; Th: Dorsal; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión

Tabla 11. Descriptiva de la prueba Spinal Mouse. (cont.)

		Pre					Post				
		Upr	Flex	Ext	U-F	U-E	Upr	Flex	Ext	U-F	U-E
Sac/Hip J.	GT	18.6 ± 4.0	59.7 ± 20.2	7.4 ± 8.4	41.2 ± 20.2	-11.3 ± 6.6	20.9 ± 3.8	63.7 ± 7.6	12.2 ± 5.4	47.2 ± 7.6	-7.6 ± 5.5
	GC	18.0 ± 6.9	50.8 ± 18.6	4.0 ± 10.7	32.2 ± 18.5	-14.5 ± 10.7	18.2 ± 7.1	51.1 ± 18.8	4.1 ± 10.6	32.5 ± 18.4	-14.5 ± 10.6
Th Spine	GT	38.9 ± 6.9	61.9 ± 10.8	37.8 ± 15.2	23.1 ± 13.7	-1.2 ± 13.2	39.3 ± 4.5	59.1 ± 4.4	35.8 ± 9.8	20.6 ± 7.4	-3.4 ± 10.0
	GC	39.5 ± 9.2	67.4 ± 10.0	37.0 ± 16.7	27.8 ± 11.4	-2.7 ± 15.3	39.6 ± 9.1	67.3 ± 10.2	37.0 ± 17.1	27.7 ± 11.3	-2.5 ± 15.7
L Spine	GT	-30.1 ± 5.2	30.8 ± 7.2	-47.5 ± 10.5	60.8 ± 9.4	-17.6 ± 10.0	-28.9 ± 14.7	30.6 ± 4.3	-48.3 ± 7.5	62.3 ± 7.3	-17.8 ± 7.0
	GC	-29.9 ± 8.4	30.2 ± 9.5	-45.1 ± 15.3	60.3 ± 10.8	-15.5 ± 14.3	-30.0 ± 8.5	30.4 ± 9.1	-45.2 ± 15.5	59.9 ± 11.2	-15.8 ± 14.4
Incl.	GT	4.0 ± 2.4	100.9 ± 17.9	-24.1 ± 8.6	97.3 ± 18.3	-28.1 ± 8.7	4.4 ± 0.7	111.1 ± 6.8	-19.6 ± 4.9	107.4 ± 7.7	-23.3 ± 6.4
	GC	3.6 ± 2.2	92.1 ± 16.7	-25.9 ± 7.6	88.1 ± 16.3	-29.4 ± 8.8	3.8 ± 2.3	91.9 ± 16.8	-26.0 ± 7.4	88.1 ± 16.1	-29.8 ± 8.8

Media ± desviación estándar; GT: Grupo tratado; GC: Grupo control; Sac/Hip: Ángulo de inclinación sacra; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Incl: Inclinación anterior de la columna; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión.

5.2. Resultados de la comparación de medias

En este apartado se muestra los resultados de la comparación de medias entre grupos e intragrupo.

Los valores corresponden a la media del valor absoluto de la diferencia entre lados diferenciando por grupo de tratamiento (GT/GC), por momento de medición de la prueba al inicio del estudio (pre), al final del estudio (post), y por sexo.

Los resultados de las pruebas estadísticas empleadas se muestran en las tablas y gráficos siguientes. (Tablas 12-24, fig. 37-61)

5.2.1 Prueba postural SAM

5.2.1.1. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en la prueba postural SAM, al inicio (pre) y al final del estudio (post).

En el grupo de hombres al inicio del estudio, únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento en la variable Peso ($p=0.030$), siendo el GT el de mayor diferencia de peso entre lados. En cambio post estudio, se observan diferencias estadísticamente significativas entre grupos de tratamiento en todas las variables, siendo el GC el de mayor diferencia entre lados.

En el grupo de mujeres, al inicio del estudio, únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento en la variable Mast ($p=0.030$), siendo el GT el de mayor diferencia entre lados. En cambio, post estudio se observan diferencias estadísticamente significativas entre grupos de tratamiento en todas las variables ($p<0.001$), siendo la diferencia entre lados mayor en el GC. (Tabla 12, fig. 37-41)

Tabla 12. Comparación entre GT/GC en la prueba postural SAM, pre y post.

		Pre					Post				
		Upr	Flex	Ext	U-F	U-E	Upr	Flex	Ext	U-F	U-E
Sac/Hip J.	GT	18.6 ± 4.0	59.7 ± 20.2	7.4 ± 8.4	41.2 ± 20.2	-11.3 ± 6.6	20.9 ± 3.8	63.7 ± 7.6	12.2 ± 5.4	47.2 ± 7.6	-7.6 ± 5.5
	GC	18.0 ± 6.9	50.8 ± 18.6	4.0 ± 10.7	32.2 ± 18.5	-14.5 ± 10.7	18.2 ± 7.1	51.1 ± 18.8	4.1 ± 10.6	32.5 ± 18.4	-14.5 ± 10.6
Th Spine	GT	38.9 ± 6.9	61.9 ± 10.8	37.8 ± 15.2	23.1 ± 13.7	-1.2 ± 13.2	39.3 ± 4.5	59.1 ± 4.4	35.8 ± 9.8	20.6 ± 7.4	-3.4 ± 10.0
	GC	39.5 ± 9.2	67.4 ± 10.0	37.0 ± 16.7	27.8 ± 11.4	-2.7 ± 15.3	39.6 ± 9.1	67.3 ± 10.2	37.0 ± 17.1	27.7 ± 11.3	-2.5 ± 15.7
L Spine	GT	-30.1 ± 5.2	30.8 ± 7.2	-47.5 ± 10.5	60.8 ± 9.4	-17.6 ± 10.0	-28.9 ± 14.7	30.6 ± 4.3	-48.3 ± 7.5	62.3 ± 7.3	-17.8 ± 7.0
	GC	-29.9 ± 8.4	30.2 ± 9.5	-45.1 ± 15.3	60.3 ± 10.8	-15.5 ± 14.3	-30.0 ± 8.5	30.4 ± 9.1	-45.2 ± 15.5	59.9 ± 11.2	-15.8 ± 14.4
Incl.	GT	4.0 ± 2.4	100.9 ± 17.9	-24.1 ± 8.6	97.3 ± 18.3	-28.1 ± 8.7	4.4 ± 0.7	111.1 ± 6.8	-19.6 ± 4.9	107.4 ± 7.7	-23.3 ± 6.4
	GC	3.6 ± 2.2	92.1 ± 16.7	-25.9 ± 7.6	88.1 ± 16.3	-29.4 ± 8.8	3.8 ± 2.3	91.9 ± 16.8	-26.0 ± 7.4	88.1 ± 16.1	-29.8 ± 8.8

Media ± desviación estándar del valor absoluto de la diferencia entre lados; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: $p<0.05$.
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

5.2.1.2. Comparación intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba postural SAM, entre el inicio (pre) y el final del estudio (post).

En el grupo de hombres tratados, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en todas las variables ($p < 0.05$), siendo menor la diferencia entre lados, post estudio. En cambio en el grupo de hombres control, sólo se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en las variables Mast y Cuerpo ($p < 0.05$), siendo mayor la diferencia entre lados, post estudio.

En el grupo de mujeres tratadas, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en todas las variables ($p < 0.05$), siendo menor la diferencia entre lados, post estudio. En cambio en el grupo de mujeres control, sólo se observan diferencias significativas entre pre y post en la variable Peso, siendo mayor la diferencia entre lados post estudio. (Tabla 13, fig. 37-41)

Tabla 13. Comparación intra grupo (GT/GC) prueba SAM, entre pre y post.

Prueba SAM	GT			GC		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Hombres	n=21			n=18		
Mast	0.21 ± 0.2	0.06 ± 0.1	<0.001*	0.26 ± 0.3	0.33 ± 0.3	0.015*
Cuerpo	0.23 ± 0.4	0.0 ± 0.0	0.039*	0.26 ± 0.4	0.48 ± 0.4	0.012*
Hombro	0.45 ± 0.6	0.16 ± 0.2	0.001*	0.42 ± 0.3	0.38 ± 0.2	0.351
Cadera	0.43 ± 0.2	0.19 ± 0.3	<0.001*	0.39 ± 0.3	0.39 ± 0.3	1.000
Peso	5.38 ± 3.5	1.11 ± 0.9	<0.001*	3.28 ± 2.0	4.06 ± 2.4	0.287
Mujeres	n=19			n=17		
Mast	0.55 ± 0.3	0.10 ± 0.1	<0.001*	0.35 ± 0.2	0.41 ± 0.2	0.144
Cuerpo	0.39 ± 0.4	0.0 ± 0.0	0.007*	0.46 ± 0.4	0.49 ± 0.4	0.236
Hombro	0.62 ± 0.2	0.35 ± 0.9	0.002*	0.76 ± 1.0	0.55 ± 0.3	1.000
Cadera	0.62 ± 0.3	0.12 ± 0.1	<0.001*	0.57 ± 0.8	0.62 ± 0.8	0.177
Peso	2.2 ± 1.6	0.33 ± 0.8	<0.001*	3.28 ± 2.3	3.78 ± 2.2	<0.001*

Media ± desviación estándar del valor absoluto de la diferencia entre lados; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: $p < 0.05$.
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba SAM (Tablas 12-13)

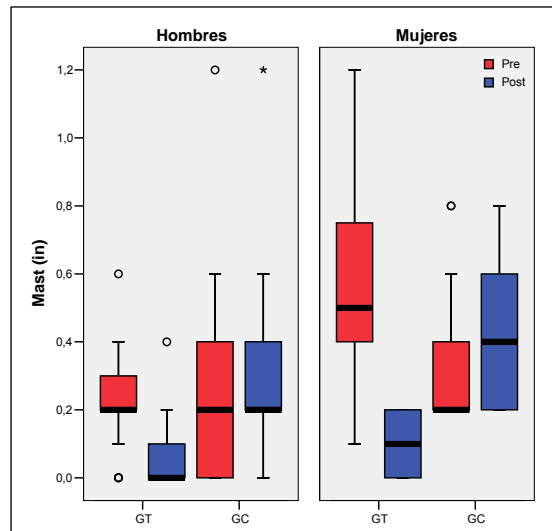


Fig. 37. Prueba SAM: Comparación de la variable "Mast" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

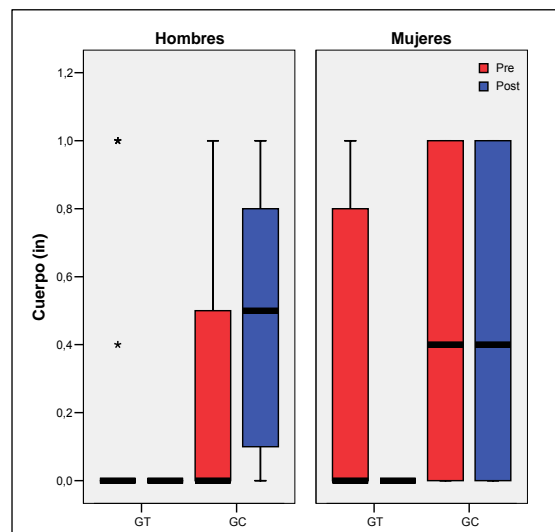


Fig. 38. Prueba SAM: Comparación de la variable "Cuerpo" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba SAM (Tablas 12-13)

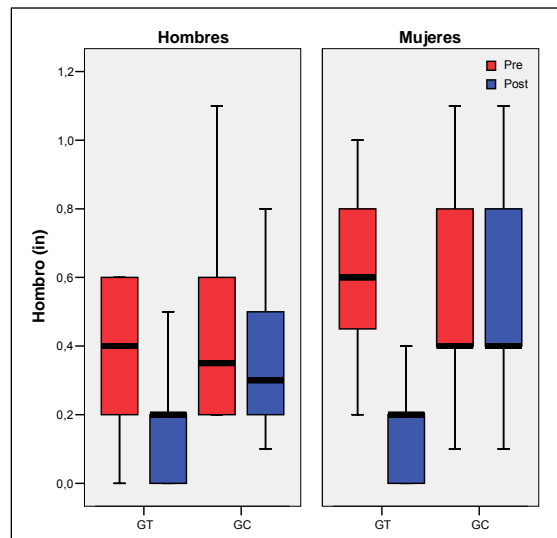


Fig. 39. Prueba SAM: Comparación de la variable "Hombro" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

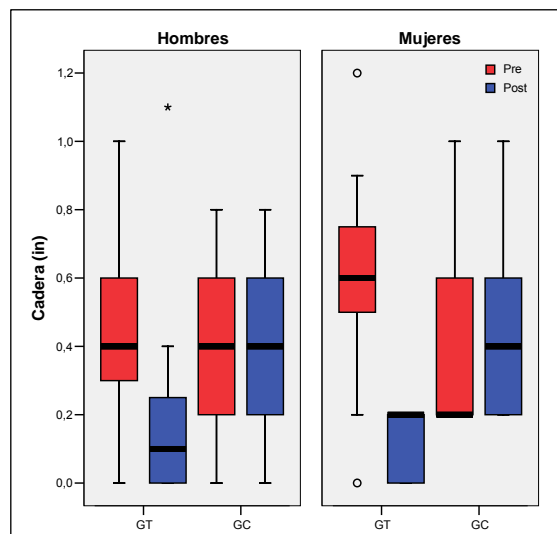


Fig. 40. Prueba SAM: Comparación de la variable "Cadera" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba SAM (Tablas 12-13)

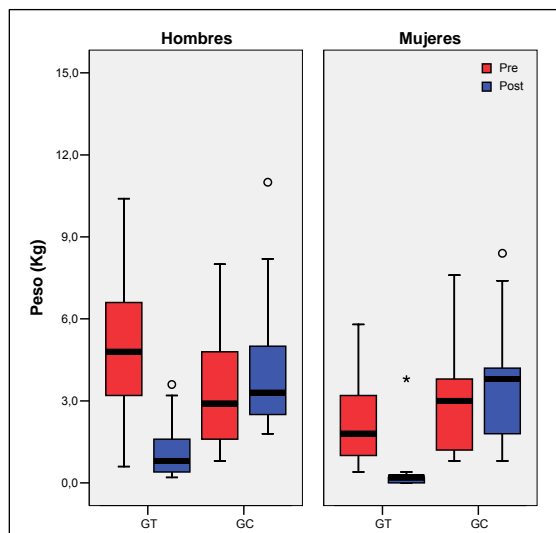


Fig. 41. Prueba SAM: Comparación de la variable "Peso" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

5.2.2. Prueba radiológica

5.2.2.1. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en la prueba radiológica, al inicio (pre) y al final del estudio (post).

En el grupo de hombres, tanto al inicio como al final del estudio, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento, GT y GC. ($p > 0.05$).

En el grupo de mujeres, al inicio del estudio, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento, GT y GC. En cambio post estudio, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento ($p < 0.001$), siendo mayor la diferencia entre lados en el GC. (Tabla 14, fig. 42).

Tabla 14. Comparación entre grupos (GT/GC), prueba radiológica, pre y post.

Prueba radiológica	Pre			Post		
	GT	GC	p	GT	GC	p
Hombres	n=22	n=18		n=22	n=18	
Cadera	6.64 ± 5.0	4.72 ± 4.2	0.204	4.77 ± 6.0	5.11 ± 3.9	0.838
Mujeres	n=19	n=17		n=19	n=17	
Cadera	0.58 ± 0.3	0.58 ± 0.4	0.979	0.11 ± 0.2	0.60 ± 0.4	<0.001*

Media ± desviación estándar del valor absoluto de la diferencia entre lados; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: p<0.05.
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

5.2.2.2. Comparación intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba radiológica, entre el inicio (pre) y el final del estudio (post).

En el grupo de hombres tratados se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post (p<0.001), siendo menor la diferencia entre lados post estudio. En cambio en el grupo de hombres control, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post.

En el grupo de mujeres tratadas, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post (p<0.001), siendo menor la diferencia entre lados post estudio. En cambio en el grupo de mujeres control, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post. (Tabla 15, fig. 42).

Tabla 15. Comparación intragrupo (GT/GC) prueba radiológica, pre y post.

Prueba radiológica	GT			GC		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Hombres	n=22			n=18		
Cadera	6.64 ± 5.0	4.77 ± 6.0	<0.001*	4.72 ± 4.2	5.11 ± 3.9	0.518
Mujeres	n=19			n=17		
Cadera	0.58 ± 0.3	0.11 ± 0.2	<0.001*	0.58 ± 0.4	0.60 ± 0.4	0.188

Media ± desviación estándar del valor absoluto de la diferencia entre lados; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: p<0.05.
GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Gráfico de los resultados obtenidos en la prueba radiológica (Tablas 14-15)

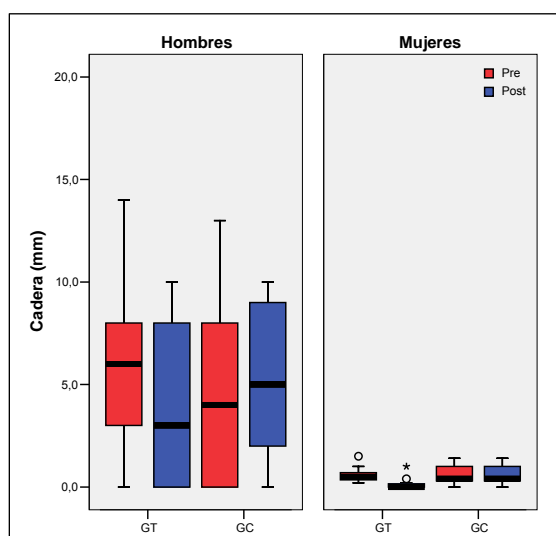


Fig. 42. Prueba radiológica: Comparación de la variable "Cadera" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

5.2.3 Prueba podológica

5.2.3.1. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en la prueba podológica, al inicio (pre) y al final del estudio (post).

En el grupo de hombres al inicio del estudio, únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento, GT y GC, en la superficie del lado derecho ($p=0.019$), siendo esta variable de mayor valor en el GC.

En cambio post estudio, se observan diferencias estadísticamente significativas entre grupos de tratamiento en el BC pie del lado derecho ($p=0.025$), siendo esta variable de menor valor en el GT.

En el grupo de mujeres al inicio del estudio, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento, GT y GC, en ninguna de las variables ($p>0.05$).

En cambio post estudio, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento en la superficie del lado izquierdo ($p=0.034$), en ambos lados del BC pie (0.001 , <0.001) y en el BC cuerpo ($p<0.001$), siendo

estas variables de menor valor, en el GT, excepto en la superficie del lado izquierdo, que es de mayor valor. (Tabla 16, fig. 43-47).

Tabla 16. Comparación entre grupos (GT/GC), prueba podológica, pre y post.

Prueba podológica	Pre			Post		
	GT	GC	p	GT	GC	p
Hombres	n=21	n=17		n=21	n=17	
Lado izquierdo						
Presión lateral	50.89 ± 9.1	50.16 ± 9.7	0.812	50.06 ± 3.0	48.19 ± 2.8	0.056
Presión ¹	51.68 ± 16.1	53.38 ± 10.0	0.708	53.01 ± 5.0	53.01 ± 6.9	0.999
Superficie	74.71 ± 16.5	84.06 ± 18.7	0.111	109.48 ± 13.8	108.24 ± 17.2	0.807
BC Pie	4.52 ± 5.5	5.19 ± 5.7	0.712	0.46 ± 0.4	3.04 ± 6.7	0.097
Lado derecho						
Presión lateral	49.10 ± 9.1	49.84 ± 9.7	0.808	50.00 ± 2.9	51.81 ± 2.8	0.064
Presión ¹	48.32 ± 16.1	46.62 ± 10.0	0.708	49.99 ± 5.0	46.99 ± 6.9	0.999
Superficie	84.62 ± 17.6	97.76 ± 14.9	0.019*	109.95 ± 12.4	114.88 ± 17.6	0.319
BC Pie	4.04 ± 3.7	3.68 ± 5.3	0.805	0.51 ± 0.3	1.83 ± 2.6	0.025*
BC cuerpo²	10.08 ± 7.1	9.99 ± 8.9	0.974	1.22 ± 0.9	7.86 ± 21.0	0.141
Mujeres	n=19	n=17		n=19	n=17	
Lado izquierdo						
Presión lateral	52.31 ± 4.6	52.17 ± 4.6	0.929	50.59 ± 2.7	52.24 ± 4.4	0.182
Presión ¹	50.59 ± 7.8	50.99 ± 7.5	0.878	50.03 ± 2.9	51.16 ± 6.9	0.518
Superficie	80.15 ± 7.3	79.11 ± 8.5	0.698	87.73 ± 10.3	80.64 ± 8.6	0.034*
BC Pie	3.15 ± 2.3	2.54 ± 2.3	0.447	0.82 ± 0.8	2.80 ± 2.2	0.001*
Lado derecho						
Presión lateral	47.68 ± 4.6	47.82 ± 4.6	0.929	49.40 ± 2.7	47.75 ± 4.4	0.182
Presión ¹	49.40 ± 7.8	49.00 ± 7.5	0.878	50.03 ± 2.9	48.83 ± 6.9	0.499
Superficie	86.26 ± 10.9	84.35 ± 12.0	0.621	90.10 ± 10.6	85.82 ± 11.8	0.261
BC Pie	2.46 ± 1.9	2.34 ± 1.8	0.841	0.90 ± 0.6	2.58 ± 1.7	<0.001*
BC cuerpo²	3.87 ± 2.3	3.09 ± 1.9	0.290	0.77 ± 0.4	3.70 ± 1.9	<0.001*

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *:p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control; ¹ Presión anterior vs. Presión posterior; ² Una única medición.

5.2.3.2. Comparación intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba podológica, entre el inicio (pre) y el final del estudio (post).

En el grupo de hombres tratados, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en la Superficie y el BC pie de ambos lados y en el BC cuerpo (p<0.001).

En el grupo de hombres control, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en la Superficie de ambos lados (p<0.001) y en el BC cuerpo (p=0.041).

En el grupo de mujeres tratadas, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en la Presión lateral, la Superficie y el BC pie de ambos lados y en el BC cuerpo ($p < 0.05$).

En cambio en el grupo de mujeres control, sólo se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en la Superficie en ambos lados ($p < 0.001$) y en el BC pie derecho ($p = 0.029$). (Tabla 17, fig. 43 - 47).

Tabla 17. Comparación intragrupo (GT/GC), prueba podológica, pre y post.

Prueba podológica	GT			GC		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Hombres	n=21			n=17		
Lado izquierdo						
Presión lateral	50.89 ± 9.1	50.06 ± 3.0	0.710	50.16 ± 9.7	48.19 ± 2.8	0.378
Presión ¹	51.68 ± 16.1	53.01 ± 5.0	0.710	53.38 ± 10.0	53.01 ± 6.9	0.788
Superficie	74.71 ± 16.5	109.48 ± 13.8	<0.001*	84.06 ± 18.7	108.24 ± 17.2	<0.001*
BC Pie	4.52 ± 5.5	0.46 ± 0.4	<0.001*	5.19 ± 5.7	3.04 ± 6.7	0.099
Lado derecho						
Presión lateral	49.10 ± 9.1	50.00 ± 2.9	0.684	49.84 ± 9.7	51.81 ± 2.8	0.378
Presión ¹	48.32 ± 16.1	49.99 ± 5.0	0.710	46.62 ± 10.0	46.99 ± 6.9	0.788
Superficie	84.62 ± 17.6	109.95 ± 12.4	<0.001*	97.76 ± 14.9	114.88 ± 17.6	<0.001*
BC Pie	4.04 ± 3.7	0.51 ± 0.3	<0.001*	3.68 ± 5.3	1.83 ± 2.6	0.129
BC cuerpo²	10.08 ± 7.1	1.22 ± 0.9	<0.001*	9.99 ± 8.9	7.86 ± 21.0	0.041*
Mujeres	n=19			n=17		
Lado izquierdo						
Presión lateral	52.31 ± 4.6	50.59 ± 2.7	0.044*	52.17 ± 4.6	52.24 ± 4.4	0.565
Presión ¹	50.59 ± 7.8	50.03 ± 2.9	0.708	50.99 ± 7.5	51.16 ± 6.9	0.418
Superficie	80.15 ± 7.3	87.73 ± 10.3	<0.001*	79.11 ± 8.5	80.64 ± 8.6	<0.001*
BC Pie	3.15 ± 2.3	0.82 ± 0.8	<0.001*	2.54 ± 2.3	2.80 ± 2.2	0.066
Lado derecho						
Presión lateral	47.68 ± 4.6	49.40 ± 2.7	0.044*	47.82 ± 4.6	47.75 ± 4.4	0.565
Presión ¹	49.40 ± 7.8	50.03 ± 2.9	0.681	49.00 ± 7.5	48.83 ± 6.9	0.418
Superficie	86.26 ± 10.9	90.10 ± 10.6	0.004*	84.35 ± 12.0	85.82 ± 11.8	<0.001*
BC Pie	2.46 ± 1.9	0.90 ± 0.6	0.001*	2.34 ± 1.8	2.58 ± 1.7	0.029*
BC cuerpo²	3.87 ± 2.3	0.77 ± 0.4	<0.001*	3.09 ± 1.9	3.70 ± 1.9	0.139

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: $p < 0.05$. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control; ¹ Presión anterior vs. Presión posterior; ² Una única medición.

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba podológica (Tablas 16-17)

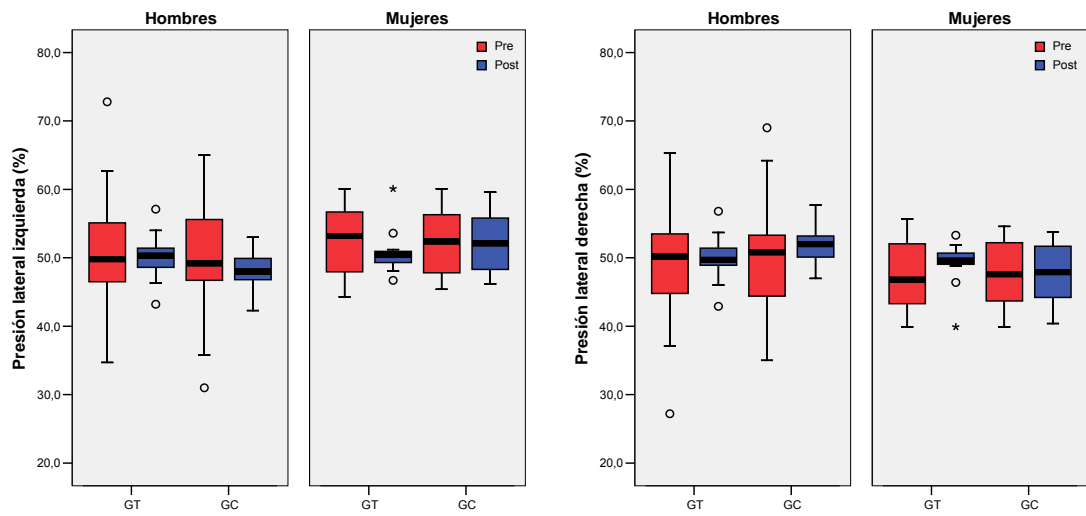


Fig. 43. Prueba podológica: Comparación de la variable "Presión lateral" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

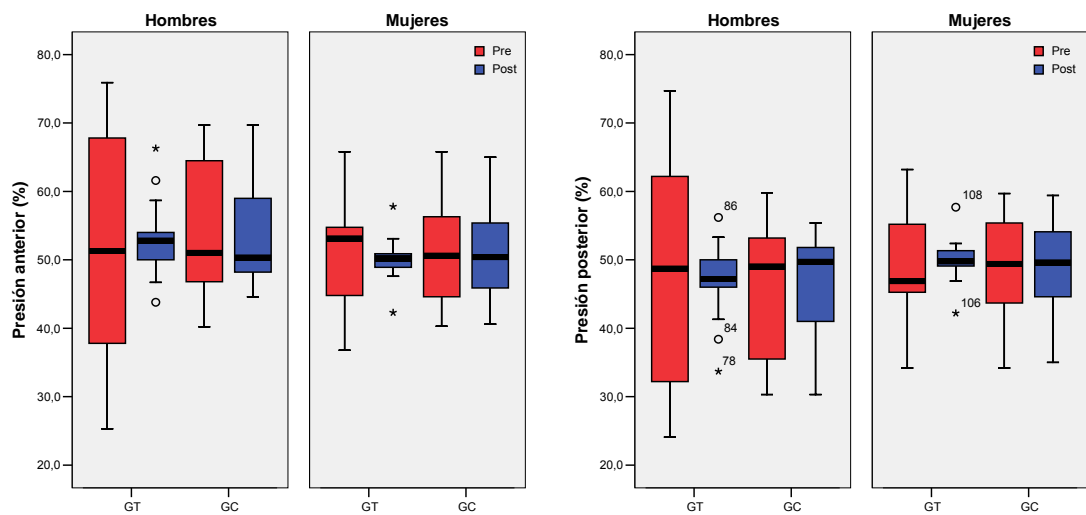


Fig. 44. Prueba podológica: Comparación de la variable "Presión" (anterior vs. posterior) entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba podológica (Tablas 16-17)

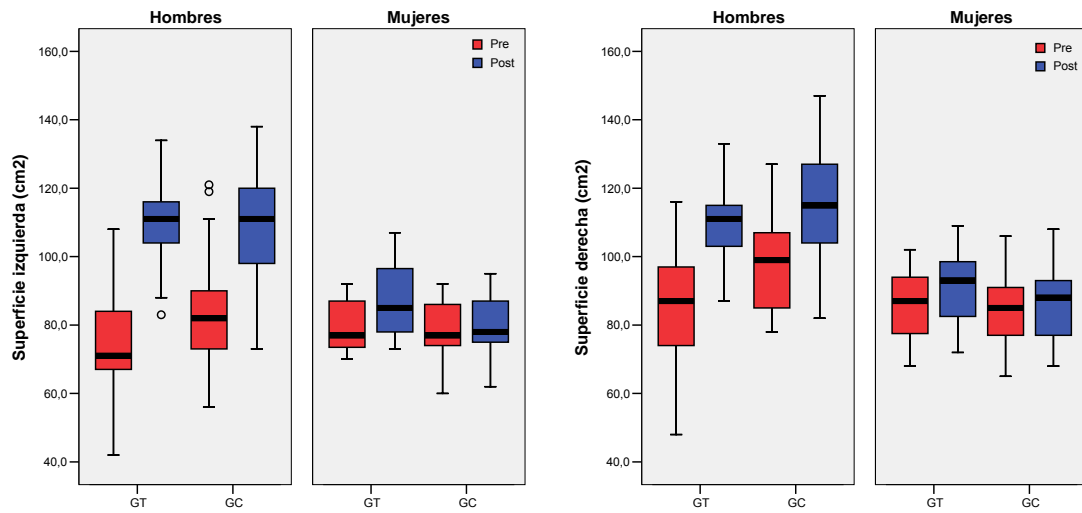


Fig. 45. Prueba podológica: Comparación de la variable "Superficie" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en la hombres y mujeres

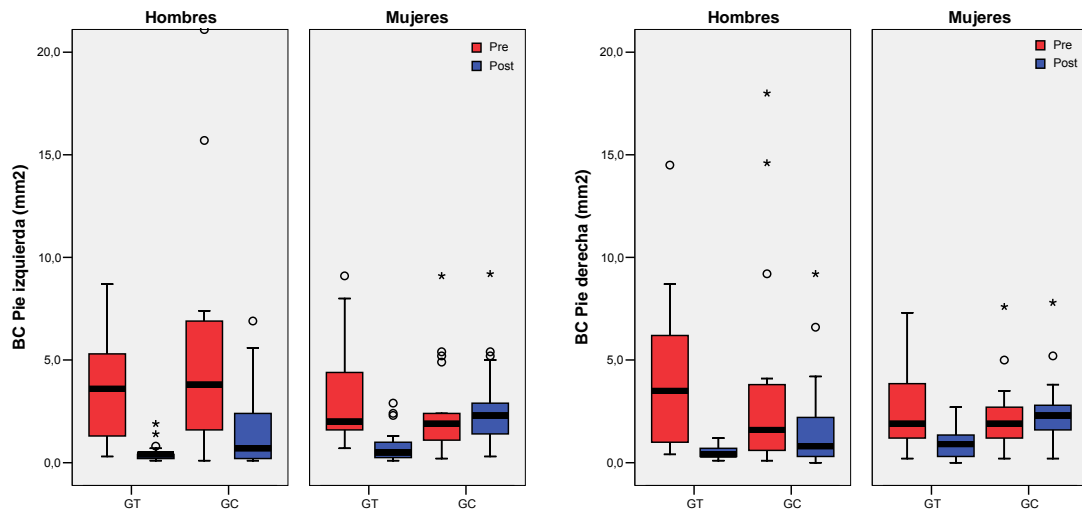


Fig.46. Prueba podológica: Comparación de la variable "BC Pie" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba podológica (Tablas 16-17)

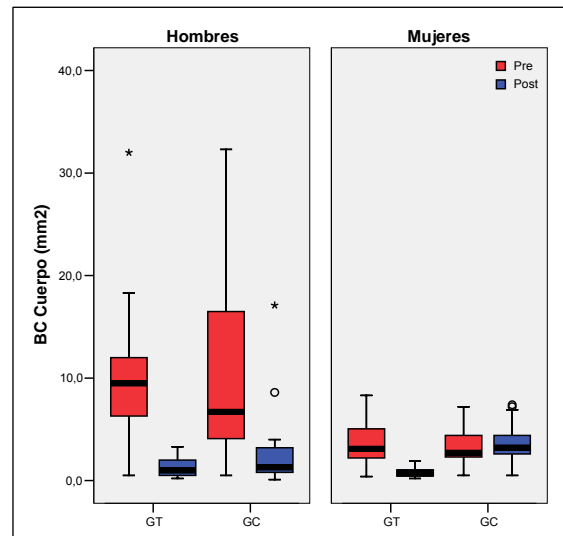


Fig. 47. Prueba podológica: Comparación de la variable "BC Cuerpo" entre GT/GC e intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

5.2.4. Prueba Spinal Mouse

5.2.4.1. Comparación entre grupos e intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba Spinal Mouse, pre y post estudio, segmentos Th 1/2–Th 6/7, en posición: ortostática (Upr), flexión (Flex), extensión (Ext), flexión desde ortostatismo (U-F) y extensión desde ortostatismo (U-E).

Como se mencionó antes, la medición con este instrumento sólo se hizo con la muestra de mujeres.

Los resultados de las comparaciones entre grupos, al inicio del estudio (pre), no muestran diferencias estadísticamente significativas entre el GT y el GC ($p > 0.05$). En cambio post estudio se observan diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de tratamiento en los segmentos Th1/2, posición: Ext ($p = 0.005$) y U-F ($P = 0.007$), Th2/3, posición: Upr ($p = 0.048$) y Th5/6, posición: Upr ($p = 0.013$).

Los resultados de las comparaciones intragrupo, entre momentos de valoración (pre y post) en el GT muestran diferencias estadísticamente significativas en los segmentos Th1/2, posición: Upr ($p = 0.010$), Ext ($p = 0.002$) y U-F ($p = 0.010$), Th2/3 posición: Upr ($p = 0.016$), Ext ($p = 0.032$) y U-F ($p = 0.048$), Th3/4, posición: Flex ($p < 0.001$) y U-F ($p = 0.006$) y Th6/7 posición Ext ($p = 0.010$). En cambio en el GC únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en el segmento Th3/4, posición: Flex ($p = 0.004$). (Tabla 18, fig. 48-52).

Tabla 18. Comparación entre grupos e intragrupo (GT/GC), prueba Spinal Mouse, pre y post, segmentos Th 1/2 – Th 6/7.

	Entre grupos			Intra grupo				
	Pre		p (GT vs GC)	Post		p (GT vs GC)	GT (Pre vs Post)	GC (Pre vs Post)
	GT	GC		GT	GC			
Th 1/2								
Upr	2.6 ± 3.9	2.7 ± 3.6	0.953	4.6 ± 2.0	2.9 ± 3.2	0.063	0.010*	0.508
Flex	4.5 ± 4.9	6.1 ± 5.6	0.356	3.5 ± 2.6	6.1 ± 5.0	0.060	0.338	0.773
Ext	2.4 ± 4.9	1.3 ± 7.0	0.576	6.2 ± 2.0	1.5 ± 6.6	0.005*	0.002*	0.332
U-F	1.9 ± 6.5	3.5 ± 7.2	0.490	-1.5 ± 2.9	3.2 ± 6.5	0.007*	0.010*	0.206
U-E	-0.1 ± 4.8	-1.5 ± 8.2	0.541	2.0 ± 3.0	-1.3 ± 7.8	0.096	0.105	0.332
Th 2/3								
Upr	4.3 ± 2.5	4.4 ± 3.3	0.880	5.8 ± 1.2	4.4 ± 2.8	0.048*	0.016*	1.000
Flex	3.9 ± 4.7	5.6 ± 3.8	0.241	5.5 ± 1.5	5.5 ± 3.4	0.997	0.134	0.332
Ext	4.6 ± 3.3	6.5 ± 4.9	0.166	6.1 ± 1.7	6.3 ± 4.6	0.831	0.032*	0.104
U-F	-0.3 ± 4.1	1.1 ± 5.2	0.400	0.2 ± 1.8	0.9 ± 5.0	0.700	0.048*	0.332
U-E	0.3 ± 2.8	2.1 ± 4.9	0.190	1.2 ± 1.5	1.6 ± 4.1	0.910	0.142	0.088
Th 3/4								
Upr	4.7 ± 2.4	5.1 ± 2.7	0.663	5.2 ± 1.0	5.2 ± 2.9	0.972	0.281	0.269
Flex	2.8 ± 2.1	4.5 ± 3.2	0.066	4.8 ± 1.0	4.1 ± 3.0	0.364	<0.001*	0.004*
Ext	6.3 ± 3.7	5.4 ± 4.0	0.481	6.0 ± 1.6	5.3 ± 3.8	0.463	0.757	0.668
U-F	-1.8 ± 2.8	-0.5 ± 3.8	0.242	-0.2 ± 2.2	-0.4 ± 3.7	0.802	0.006*	0.332
U-E	1.4 ± 2.9	0.6 ± 3.0	0.403	1.6 ± 1.3	0.4 ± 2.9	0.306	0.676	0.163
Th 4/5								
Upr	4.3 ± 2.9	4.8 ± 2.9	0.606	4.5 ± 1.1	4.9 ± 2.6	0.302	0.650	0.332
Flex	5.8 ± 2.6	5.1 ± 3.4	0.473	5.2 ± 0.9	5.3 ± 3.3	0.916	0.297	0.188
Ext	5.0 ± 3.5	6.0 ± 4.0	0.425	5.5 ± 0.8	5.9 ± 3.8	0.645	0.524	0.718
U-F	1.7 ± 3.4	0.4 ± 4.0	0.287	1.6 ± 1.0	0.4 ± 4.0	0.219	0.935	0.579
U-E	0.9 ± 3.7	1.5 ± 5.5	0.736	1.6 ± 1.7	1.6 ± 5.6	0.974	0.472	0.163
Th 5/6								
Upr	4.4 ± 3.1	3.9 ± 1.5	0.515	5.2 ± 0.9	4.1 ± 1.6	0.013*	0.271	0.163
Flex	5.5 ± 2.7	6.4 ± 3.0	0.391	5.5 ± 0.5	6.2 ± 2.8	0.124	0.981	0.332
Ext	4.6 ± 3.4	4.5 ± 3.9	0.896	5.3 ± 1.2	4.4 ± 3.9	0.338	0.427	0.579
U-F	1.1 ± 4.1	2.5 ± 3.2	0.262	1.2 ± 1.6	2.3 ± 3.2	0.164	0.871	0.188
U-E	0.1 ± 3.6	0.5 ± 3.9	0.771	1.3 ± 1.6	0.6 ± 3.6	0.509	0.136	0.269
Th 6/7								
Upr	5.3 ± 2.4	5.4 ± 1.8	0.901	5.1 ± 1.0	5.6 ± 1.8	0.275	0.619	0.104
Flex	5.6 ± 2.5	6.5 ± 2.3	0.275	5.7 ± 0.7	6.2 ± 2.5	0.239	0.733	0.104
Ext	6.6 ± 2.6	6.5 ± 3.1	0.915	4.9 ± 1.2	6.5 ± 3.2	0.060	0.010*	0.668
U-F	0.4 ± 2.9	1.1 ± 3.3	0.508	1.6 ± 1.3	1.2 ± 3.3	0.627	0.114	0.332
U-E	1.2 ± 2.4	1.0 ± 3.1	0.821	0.8 ± 1.4	0.9 ± 3.3	0.910	0.514	0.496

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.
Th: Dorsal; Sac/Hip: Ángulo de inclinación sacra; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Incl: Inclinación anterior de la columna; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión.

5.2.4.2. Comparación entre grupos e intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba Spinal Mouse, pre y post estudio, segmentos Th 7/8 – Th 12/ L1, posición: Upr, Flex, Ext, U-F y U-E.

Los resultados de las comparaciones entre grupos al inicio del estudio (pre) muestran diferencias estadísticamente significativas entre el GT y el GC sólo en el segmento Th9/10, posición: Upr ($p=0.035$) y Flex ($p=0.020$).

Al final del estudio (post) se observan diferencias significativas en los segmentos: Th7/8, posición: Upr ($p<0.001$), Th8/9, posición: Upr ($p=0.008$) y Th10/11, posición: Upr ($p=0.001$) y posición: Flex ($p=0.014$) sólo en el GT.

Los resultados de las comparaciones intra grupo, (pre y post) en el GT muestran diferencias estadísticamente significativas en los segmentos Th7/8, posición: Upr ($p=0.001$), U-F ($p=0.005$) y U-E ($p=0.043$), Th8/9, posición: Upr ($p=0.029$) y Flex ($p=0.004$), Th9/10, posición: Upr ($p=0.026$) y Flex ($p=0.002$), Th10/11, posición: Upr ($p=0.002$), Th11/12, posición: Upr ($p=0.008$) y Flex ($p=0.021$).

En cambio en el GC únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en los segmentos Th7/8, Ext ($p=0.020$) y Th10/11, Upr ($p=0.041$). (Tabla 19, fig. 48-52).

Tabla 19. Comparación entre grupos e intragrupo de tratamiento (GT/GC), prueba Spinal Mouse, pre y post, segmentos Th 7/8-Th 12/ L1.

	Entre grupos						Intra grupo	
	Pre			Post			GT (Pre vs Post)	GC (Pre vs Post)
	GT	GC	p (GT vs GC)	GT	GC	p (GT vs GC)		
Th 7/8								
Upr	6.6 ± 1.9	7.3 ± 1.8	0.286	4.9 ± 0.7	7.2 ± 1.6	<0.001*	0.001*	0.773
Flex	7.5 ± 2.6	8.9 ± 6.8	0.388	6.4 ± 0.9	8.8 ± 6.5	0.122	0.099	0.431
Ext	6.7 ± 2.7	7.2 ± 3.5	0.677	5.6 ± 1.5	6.9 ± 3.6	0.178	0.062	0.020*
U-F	0.8 ± 2.6	1.6 ± 7.7	0.649	2.6 ± 1.5	1.7 ± 7.5	0.620	0.005*	0.579
U-E	0.0 ± 2.6	0.2 ± 3.7	0.826	1.0 ± 1.6	0.2 ± 3.7	0.390	0.043*	0.579
Th 8/9								
Upr	5.8 ± 2.6	5.7 ± 2.2	0.919	4.4 ± 0.6	5.8 ± 2.2	0.008*	0.029*	0.496
Flex	9.1 ± 3.4	7.6 ± 2.4	0.166	6.8 ± 0.9	7.5 ± 2.4	0.221	0.004*	0.431
Ext	4.8 ± 4.9	3.9 ± 5.4	0.625	5.2 ± 1.4	3.9 ± 5.6	0.364	0.704	1.000
U-F	3.4 ± 4.0	2.1 ± 4.1	0.322	4.1 ± 1.6	2.0 ± 4.2	0.051	0.417	0.579
U-E	-0.7 ± 4.9	-1.5 ± 6.2	0.670	1.2 ± 1.9	-1.4 ± 6.0	0.094	0.084	0.188
Th 9/10								
Upr	4.4 ± 3.2	2.4 ± 2.2	0.035*	2.7 ± 1.0	2.5 ± 2.1	0.698	0.026*	0.496
Flex	9.5 ± 2.7	7.2 ± 2.8	0.020*	7.5 ± 1.1	7.2 ± 2.8	0.731	0.002*	1.000
Ext	2.7 ± 3.9	0.0 ± 4.6	0.062	2.2 ± 2.0	-0.1 ± 4.5	0.118	0.454	0.579
U-F	4.9 ± 4.5	4.9 ± 3.9	0.993	4.7 ± 1.3	4.9 ± 3.9	0.879	0.876	1.000
U-E	-1.7 ± 4.2	-2.2 ± 5.4	0.760	-0.9 ± 1.7	-2.1 ± 5.3	0.369	0.370	0.579
Th 10/11								
Upr	-0.7 ± 2.2	-1.1 ± 2.3	0.617	1.4 ± 1.5	-0.9 ± 2.4	0.001*	0.002*	0.041*
Flex	5.1 ± 4.8	4.2 ± 2.8	0.518	6.0 ± 1.3	4.2 ± 2.8	0.014*	0.418	0.668
Ext	-0.7 ± 3.3	-1.4 ± 7.0	0.734	-0.9 ± 1.5	-0.9 ± 7.1	0.969	0.784	0.149
U-F	5.9 ± 5.2	5.4 ± 4.0	0.761	5.1 ± 1.4	5.4 ± 4.1	0.350	0.794	1.000
U-E	0.1 ± 4.0	-0.2 ± 7.0	0.858	-0.8 ± 1.8	-0.4 ± 7.0	0.821	0.402	0.188
Th 11/12								
Upr	-2.2 ± 2.9	-0.9 ± 2.9	0.200	-0.6 ± 1.7	-0.7 ± 2.9	0.926	0.008*	0.104
Flex	2.9 ± 2.6	5.1 ± 4.1	0.058	4.4 ± 1.1	5.3 ± 4.1	0.344	0.021*	0.188
Ext	-4.7 ± 5.8	-2.8 ± 10.4	0.491	-3.3 ± 2.2	-2.7 ± 10.3	0.820	0.293	0.579
U-F	5.2 ± 3.6	6.1 ± 5.5	0.560	5.7 ± 1.5	5.9 ± 5.4	0.875	0.453	0.163
U-E	-2.5 ± 5.4	-1.5 ± 10.1	0.725	-1.2 ± 3.0	-1.4 ± 10.1	0.917	0.222	0.163
Th 12/ L1								
Upr	-2.5 ± 3.4	-3.7 ± 5.8	0.455	-2.6 ± 1.6	-3.9 ± 6.1	0.392	0.868	0.083
Flex	6.5 ± 2.7	6.6 ± 3.8	0.955	5.6 ± 1.6	6.4 ± 3.8	0.428	0.197	0.163
Ext	-5.5 ± 3.9	-6.9 ± 4.7	0.314	-5.2 ± 2.2	-6.8 ± 4.6	0.170	0.685	0.163
U-F	8.9 ± 3.4	10.1 ± 7.2	0.527	8.6 ± 1.8	10.1 ± 7.3	0.397	0.549	0.579
U-E	-3.1 ± 4.8	-3.0 ± 6.4	0.978	-3.0 ± 2.4	-2.9 ± 6.4	0.941	0.960	0.579

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control. Th: Dorsal; Sac/Hip: Ángulo de inclinación sacra; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Incl: Inclinación anterior de la columna; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión.

5.2.4.3. Comparación entre grupos e intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba Spinal Mouse, pre y post, segmentos L1 / L2 – L5 / S1.

Los resultados de las comparaciones entre grupos al inicio del estudio (pre) no muestran diferencias estadísticamente significativas entre el GT y el GC ($p > 0.05$).

En cambio post estudio se observan diferencias estadísticamente significativas entre grupos de tratamiento en la lumbar L1/2, posición: Flex ($p = 0.003$) y U-F ($p = 0.011$), en la lumbar L3/4, posición: Flex ($p = 0.010$) y Ext ($p = 0.028$), en la lumbar L4/5, posición: Flex ($p = 0.001$) y U-F ($p = 0.012$) y en la lumbar L5/S1, posición: Upr ($p < 0.001$).

Los resultados de las comparaciones intra grupo, entre momentos de valoración, (pre y post) en el GT muestran diferencias estadísticamente significativas en la lumbar L1/2, posición: Upr ($p = 0.004$), Flex ($p = 0.007$), Ext ($p = 0.005$) y U-F ($p = 0.004$), en la lumbar L2/3, posición: Upr ($p = 0.001$), en la lumbar L3/4, posición: Ext ($p = 0.046$), en la lumbar L4/5, posición: Flex ($p = 0.004$) y U-F ($p = 0.001$) y en la lumbar L5/S1, posición: Upr, ($p = 0.001$), Ext ($p = 0.018$) y U-F ($p = 0.003$). Al mismo tiempo, en el GC únicamente se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post la lumbar L2/3, posición: Upr ($p = 0.041$). (Tabla 20, fig. 48-52).

Tabla 20. Comparación entre e intragrupo de tratamiento (GT/GC), prueba Spinal Mouse, pre y post, segmentos L1 / L2 – L5 / S1.

	Entre grupos						Intra grupo	
	Pre			Post			GT (Pre vs Post)	GC (Pre vs Post)
	GT	GC	p (GT vs GC)	GT	GC	p (GT vs GC)		
L1 / L2								
Upr	-6.1 ± 3.0	-5.1 ± 4.1	0.407	-4.4 ± 1.9	-4.8 ± 4.2	0.710	0.004*	0.264
Flex	7.2 ± 2.3	7.7 ± 2.5	0.545	5.7 ± 0.9	7.5 ± 2.3	0.003*	0.007*	0.269
Ext	-8.8 ± 2.9	-7.2 ± 3.3	0.133	-6.7 ± 2.1	-7.4 ± 3.4	0.470	0.005*	0.431
U-F	13.1 ± 3.4	13.0 ± 3.8	0.965	10.5 ± 1.4	13.0 ± 3.8	0.011*	0.004*	1.000
U-E	-2.7 ± 3.2	-2.1 ± 4.9	0.682	-2.2 ± 2.1	-2.1 ± 4.9	0.974	0.503	0.264
L2 / L3								
Upr	-9.8 ± 2.9	-9.4 ± 4.2	0.717	-7.5 ± 2.8	-9.1 ± 4.1	0.167	0.001*	0.041*
Flex	6.0 ± 3.2	6.4 ± 5.1	0.802	7.3 ± 1.2	6.2 ± 4.9	0.332	0.064	0.269
Ext	-10.2 ± 3.2	-10.9 ± 4.5	0.581	-9.4 ± 2.4	-10.6 ± 4.6	0.296	0.295	0.104
U-F	15.8 ± 3.0	15.7 ± 5.2	0.953	14.3 ± 1.6	15.8 ± 5.3	0.243	0.064	0.579
U-E	-0.4 ± 3.9	-1.5 ± 4.2	0.441	-0.6 ± 2.6	-1.5 ± 4.2	0.470	0.802	1.000
L3 / L4								
Upr	-8.7 ± 3.1	-8.6 ± 3.0	0.886	-8.9 ± 2.2	-8.7 ± 3.0	0.828	0.776	0.163
Flex	4.5 ± 4.9	3.4 ± 4.6	0.486	6.5 ± 2.0	3.3 ± 4.6	0.010*	0.051	0.668
Ext	-9.7 ± 3.8	-7.8 ± 6.9	0.301	-10.9 ± 6.4	-7.9 ± 7.0	0.028*	0.046*	0.163
U-F	13.1 ± 6.6	12.0 ± 5.0	0.598	14.2 ± 2.8	12.0 ± 5.0	0.117	0.325	1.000
U-E	-0.9 ± 4.0	0.8 ± 8.5	0.438	-2.3 ± 1.7	0.9 ± 8.5	0.123	0.131	0.163
L4 / L5								
Upr	-4.5 ± 5.1	-6.4 ± 7.5	0.381	-6.4 ± 2.5	-6.4 ± 7.4	0.981	0.054	0.579
Flex	3.1 ± 3.0	1.7 ± 4.8	0.312	6.1 ± 1.8	1.7 ± 4.8	0.001*	0.004*	1.000
Ext	-9.7 ± 5.7	-8.1 ± 12.8	0.620	-11.2 ± 3.9	-8.1 ± 12.9	0.318	0.335	1.000
U-F	7.4 ± 5.8	8.1 ± 8.1	0.766	13.1 ± 2.0	8.0 ± 8.0	0.012*	0.001*	0.163
U-E	-5.1 ± 4.4	-1.7 ± 16.0	0.380	-4.6 ± 2.9	-1.6 ± 16.0	0.420	0.666	0.163
L5 / S1								
Upr	1.6 ± 6.0	2.9 ± 7.4	0.563	-5.6 ± 3.6	3.0 ± 7.5	<0.001*	0.001*	0.163
Flex	4.1 ± 4.9	4.8 ± 4.8	0.689	3.3 ± 1.8	3.1 ± 4.6	0.133	0.555	0.096
Ext	-3.9 ± 7.2	-5.5 ± 9.1	0.553	-8.1 ± 5.0	-5.3 ± 9.1	0.253	0.018*	0.163
U-F	2.7 ± 6.7	2.0 ± 7.9	0.781	8.6 ± 2.1	2.1 ± 7.9	0.002*	0.003*	0.431
U-E	-5.3 ± 6.9	-8.2 ± 10.5	0.326	-4.5 ± 3.1	-8.1 ± 10.5	0.156	0.591	0.332

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control. Th: Dorsal; Sac/Hip: Ángulo de inclinación sacra; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Incl: Inclinación anterior de la columna; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión.

Gráficos de los resultados obtenidos con el Spinal Mouse (Tablas 18-20)

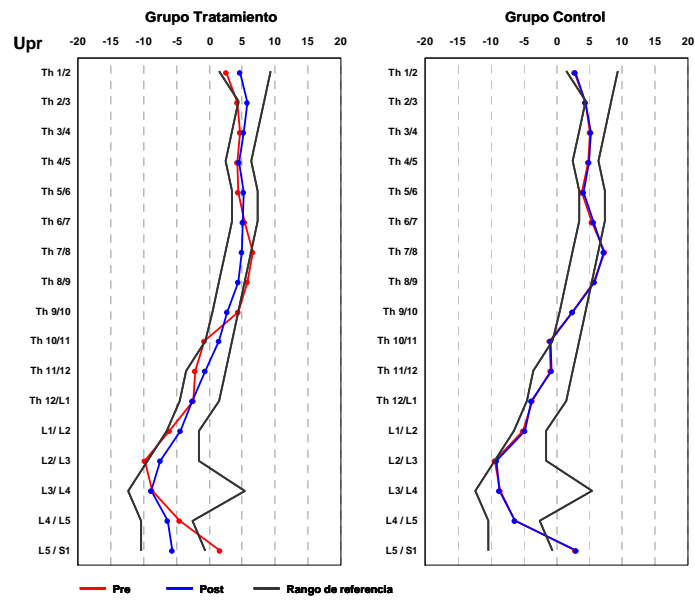


Fig. 48 .Valor medio de cada segmento, pre y post, en posición: Upr.

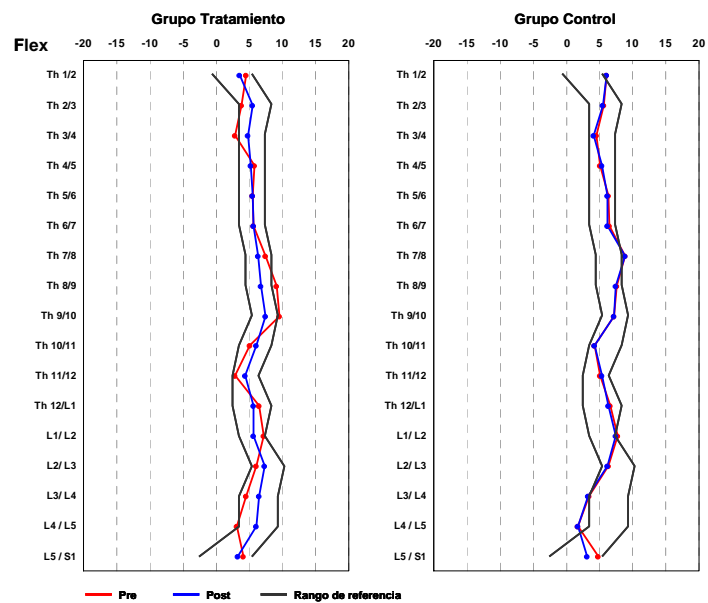


Fig.49. Valor medio de cada segmento, pre y post, en posición: Flex.

Gráficos de los resultados obtenidos con el Spinal Mouse (Tablas 18-20)

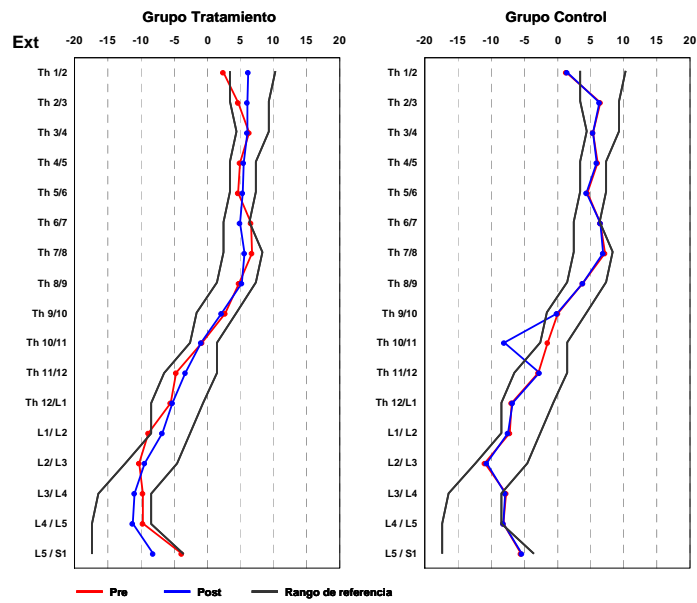


Fig. 50. Valor medio de cada segmento, pre y post, en posición: Ext.

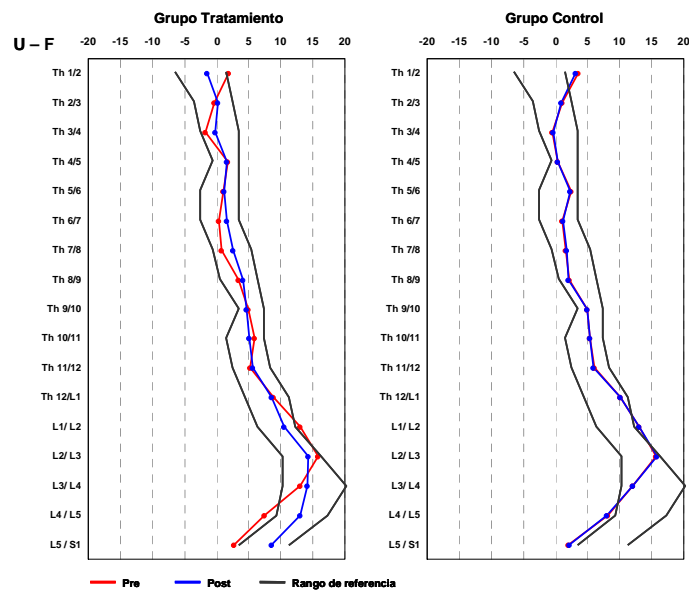


Fig. 51. Valor medio de cada segmento, pre y post, en posición: U-F

Gráficos de los resultados obtenidos con el Spinal Mouse (Tablas 18-20)

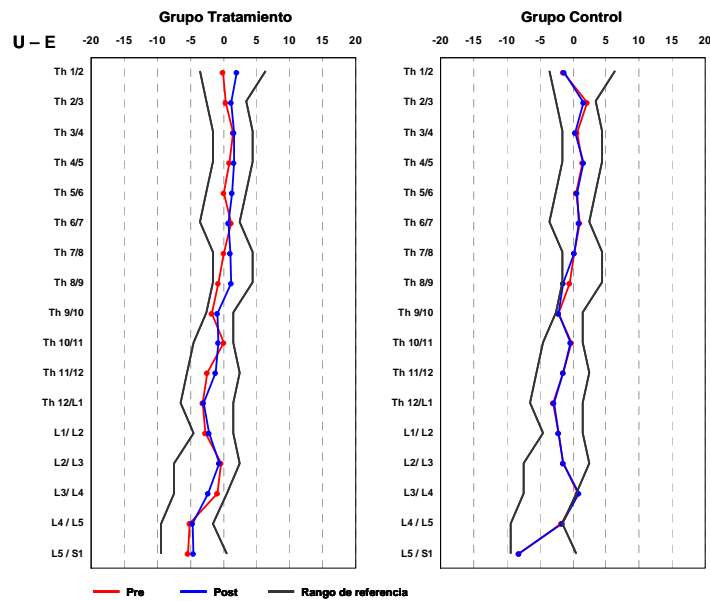


Fig. 52. Valor medio de cada segmento, pre y post, en posición: U-E.

5.2.4.4. Comparación entre e intragrupo de tratamiento (GT/GC) en la prueba Spinal Mouse, pre y post, variables Sac/Hip, Th spine, L Spine, Incl.

Los resultados de las comparaciones entre grupos al inicio del estudio (pre) no muestran diferencias estadísticamente significativas entre el GT y el GC ($p > 0.05$).

En cambio post estudio se observan diferencias estadísticamente significativas entre grupos de tratamiento en el ángulo de inclinación sacra, posición: Flex ($p = 0.011$), Ext ($p = 0.006$), U-F ($p = 0.003$) y U-E ($p = 0.018$), en la columna dorsal, posición: Flex ($p = 0.003$) y U-F ($p = 0.032$) y en la inclinación anterior de la columna, posición: Flex ($p < 0.001$), Ext ($p = 0.004$), U-F ($p < 0.001$) y U-E ($p = 0.015$).

Los resultados de las comparaciones entre momentos de valoración (pre y post) en el GT muestran diferencias estadísticamente significativas en el ángulo de inclinación sacra, posición: Upr ($p = 0.026$), Ext ($p = 0.005$) y U-E ($p = 0.027$), y en la inclinación anterior de la columna posición: Flex ($p = 0.005$), Ext ($p = 0.027$), U-F ($p = 0.013$) y U-E ($p = 0.024$). En cambio en el GC no se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post. (Tabla 21, fig. 53-57).

Tabla 21. Comparación entre e intragrupo de tratamiento (GT/GC) prueba Spinal Mouse, pre y post estudio, Sac/Hip, Th Spine, L Spine y Incl.

	Entre grupos						Intra grupo	
	Pre			Post			GT (Pre vs Post)	GC (Pre vs Post)
	GT	GC	p (GT vs GC)	GT	GC	p (GT vs GC)		
Sac/Hip J.								
Upr	18.6 ± 4.0	18.0 ± 6.9	0.757	20.9 ± 3.8	18.2 ± 7.1	0.163	0.026*	0.216
Flex	59.7 ± 20.2	50.8 ± 18.6	0.180	63.7 ± 7.6	51.1 ± 18.8	0.011*	0.330	0.206
Ext	7.4 ± 8.4	4.0 ± 10.7	0.298	12.2 ± 5.4	4.1 ± 10.6	0.006*	0.005*	0.773
U-F	41.2 ± 20.2	32.2 ± 18.5	0.177	47.2 ± 7.6	32.5 ± 18.4	0.003*	0.109	0.104
U-E	-11.3 ± 6.6	-14.5 ± 10.7	0.274	-7.6 ± 5.5	-14.5 ± 10.6	0.018*	0.027*	1.000
Thoracic Spine								
Upr	38.9 ± 6.9	39.5 ± 9.2	0.830	39.3 ± 4.5	39.6 ± 9.1	0.891	0.783	0.668
Flex	61.9 ± 10.8	67.4 ± 10.0	0.126	59.1 ± 4.4	67.3 ± 10.2	0.003*	0.184	0.773
Ext	37.8 ± 15.2	37.0 ± 16.7	0.883	35.8 ± 9.8	37.0 ± 17.1	0.801	0.374	1.000
U-F	23.1 ± 13.7	27.8 ± 11.4	0.280	20.6 ± 7.4	27.7 ± 11.3	0.032*	0.309	0.579
U-E	-1.2 ± 13.2	-2.7 ± 15.3	0.747	-3.4 ± 10.0	-2.5 ± 15.7	0.847	0.238	0.332
Lumbar Spine								
Upr	-30.1 ± 5.2	-29.9 ± 8.4	0.941	-28.9 ± 14.7	-30.0 ± 8.5	0.787	0.717	0.608
Flex	30.8 ± 7.2	30.2 ± 9.5	0.829	30.6 ± 4.3	30.4 ± 9.1	0.925	0.889	0.508
Ext	-47.5 ± 10.5	-45.1 ± 15.3	0.581	-48.3 ± 7.5	-45.2 ± 15.5	0.446	0.672	0.484
U-F	60.8 ± 9.4	60.3 ± 10.8	0.872	62.3 ± 7.3	59.9 ± 11.2	0.452	0.384	0.332
U-E	-17.6 ± 10.0	-15.5 ± 14.3	0.609	-17.8 ± 7.0	-15.8 ± 14.4	0.599	0.883	0.083
Incl.								
Upr	4.0 ± 2.4	3.6 ± 2.2	0.598	4.4 ± 0.7	3.8 ± 2.3	0.418	0.654	0.422
Flex	100.9 ± 17.9	92.1 ± 16.7	0.133	111.1 ± 6.8	91.9 ± 16.8	<0.001*	0.005*	0.608
Ext	-24.1 ± 8.6	-25.9 ± 7.6	0.493	-19.6 ± 4.9	-26.0 ± 7.4	0.004*	0.027*	0.773
U-F	97.3 ± 18.3	88.1 ± 16.3	0.125	107.4 ± 7.7	88.1 ± 16.1	<0.001*	0.013*	0.817
U-E	-28.1 ± 8.7	-29.4 ± 8.8	0.658	-23.3 ± 6.4	-29.8 ± 8.8	0.015*	0.024*	0.090

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control. Th: Dorsal; Sac/Hip: Ángulo de inclinación sacra; Th spine: Columna dorsal; L spine: Columna lumbar; Incl: Inclinación anterior de la columna; Upr: Ortostatismo; Flex: Flexión; Ext: Extensión; U-F: Movimiento de flexión; U-E: Movimiento de extensión.

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba Spinal Mouse (Tabla 21)

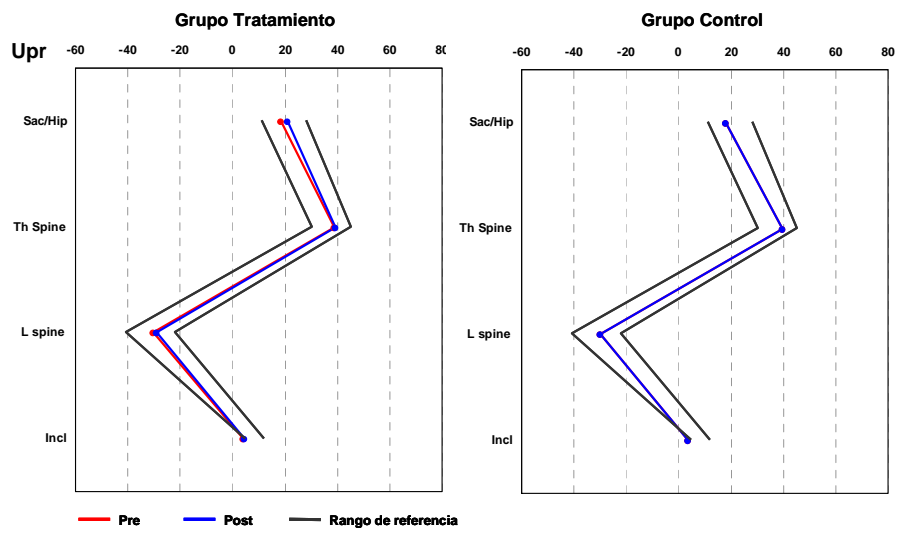


Fig. 53. Valor medio de cada variable, pre y post, en posición: Upr.

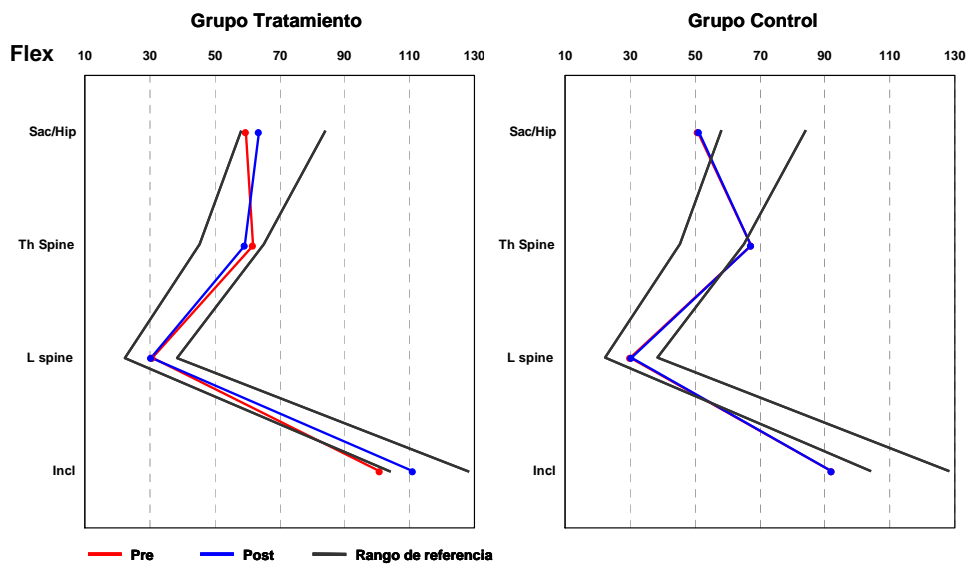


Fig. 54. Valor medio de cada variable, pre y post, en posición: Flex.

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba Spinal Mouse (Tabla 21)

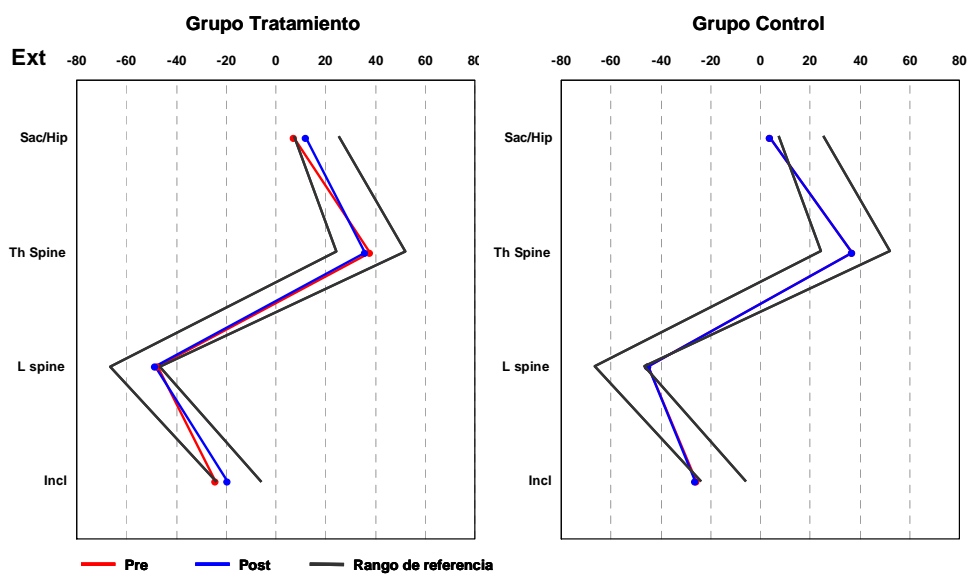


Fig. 55. Valor medio de cada variable, pre y post, en posición: Ext.

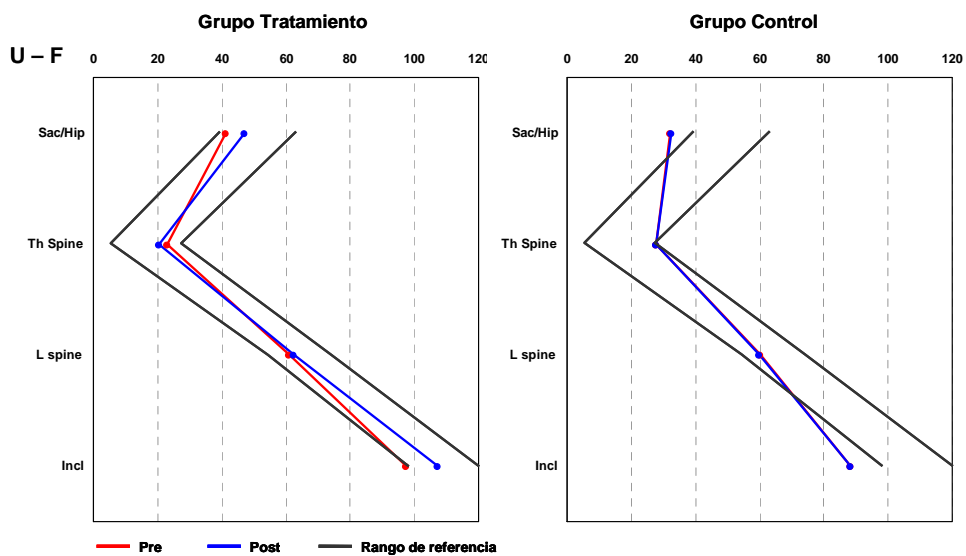


Fig. 56. Valor medio de cada variable, pre y post, en posición: U - F.

Gráficos de los resultados obtenidos en la prueba Spinal Mouse (Tabla 21)

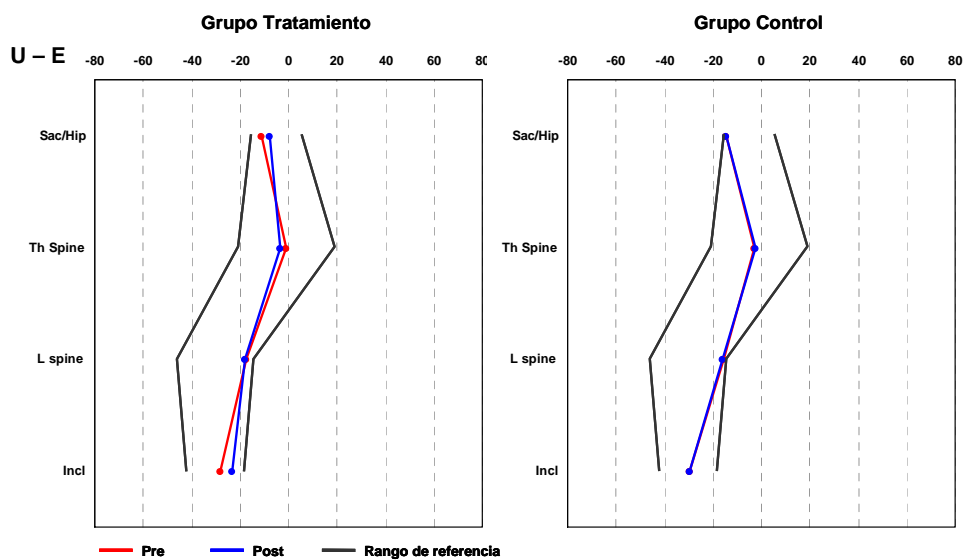


Fig.57. Valor medio de cada variable, pre y post, en posición: U-E.

5.2.5. Pruebas físicas

5.2.5.1. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en las prueba físicas, al inicio (pre) y al final del estudio (post).

En el grupo de hombres, tanto al inicio como al final del estudio, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento en ninguna de las variables ($p > 0.05$). (Tabla 22, fig. 58-60).

En el grupo de mujeres, tanto al inicio como al final del estudio, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento ($p > 0.05$). (Tabla 22, fig. 58).

Tabla 22. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en las pruebas físicas, al inicio (pre) y al final del estudio (post).

Prueba Física	Pre			Post		
	GT	GC	p	GT	GC	p
Hombres	n=11	n=12		n=11	n=12	
Velocidad	4.44 ± 0.2	4.36 ± 0.2	0.271	4.33 ± 0.1	4.25 ± 0.1	0.206
Salt CMJ/cm	42.59 ± 5.1	43.96 ± 4.8	0.512	44.64 ± 4.9	43.76 ± 2.7	0.624
Salt Ablk/cm	48.97 ± 5.2	49.99 ± 3.2	0.572	50.60 ± 5.6	50.24 ± 4.1	0.868
Mujeres	n=19	n=17		n=19	n=17	
Velocidad	4.72 ± 0.1	4.71 ± 0.1	0.652	4.71 ± 0.1	4.70 ± 0.1	0.886

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; * $p < 0.05$. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

5.2.5.2. Comparación intra grupo de tratamiento (GT/GC) en las pruebas físicas, entre el inicio (pre) y el final del estudio (post).

En el grupo de hombres tratados, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en las variables “salto CMJ” y “salto Ablk” pero hay diferencia significativa en la variable Velocidad ($p = 0.031$), siendo la media de velocidad inferior post tratamiento. En cambio en el grupo de hombres control, no se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en ninguna de las variables ($p > 0.05$). (Tabla 23, fig. 58-60).

En el grupo de mujeres tratadas como en el grupo de mujeres control, se observan diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en la variable

Velocidad ($p < 0.001$), siendo la media de velocidad inferior post tratamiento. (Tabla 23, fig. 58).

Tabla 23. Comparación intragrupo de tratamiento (GT/GC), pruebas físicas, entre el inicio (pre) y el final del estudio (post).

Prueba física	GT			GC		
	Pre	Post	p	Pre	Post	p
Hombres	n=11			n=12		
Velocidad	4.44 ± 0.2	4.33 ± 0.1	0.031*	4.36 ± 0.2	4.25 ± 0.1	0.093
Salt CMJ/cm	42.59 ± 5.1	44.64 ± 4.9	0.069	43.96 ± 4.8	43.76 ± 2.7	0.853
Salt Ablk/cm	48.97 ± 5.2	50.60 ± 5.6	0.367	49.99 ± 3.2	50.24 ± 4.1	0.724
Mujeres	n=19			n=17		
Velocidad	4.72 ± 0.1	4.71 ± 0.1	<0.001*	4.71 ± 0.1	4.70 ± 0.1	0.002*

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *: $p < 0.05$. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Gráficos de los resultados obtenidos en las pruebas físicas (Tablas 22-23)

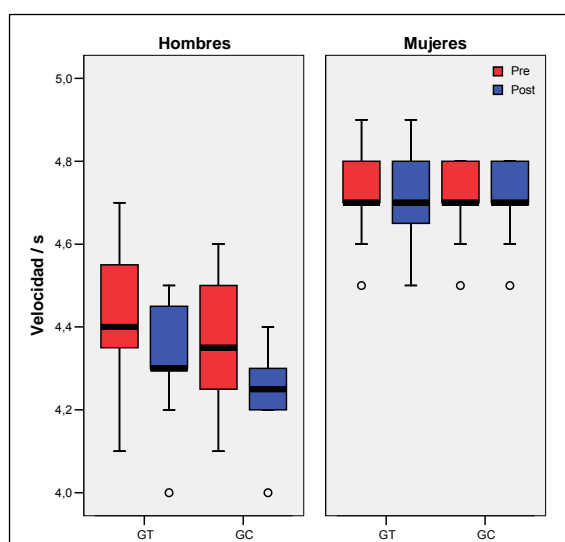


Fig. 58. Pruebas Físicas: Comparación de la variable "Velocidad entre GT/GC y intragrupo, pre/post, en hombres y mujeres

Gráficos de los resultados obtenidos en las pruebas físicas (Tablas 22-23)

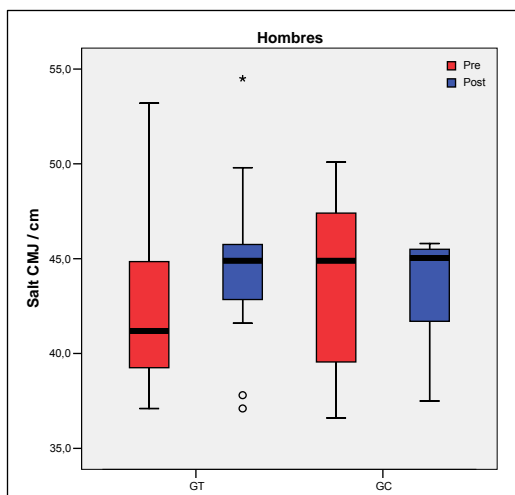


Fig. 59. Pruebas Físicas: Comparación de la variable "Salt CMJ" entre GT/GC y intragrupo, pre/post, en la muestra de hombres

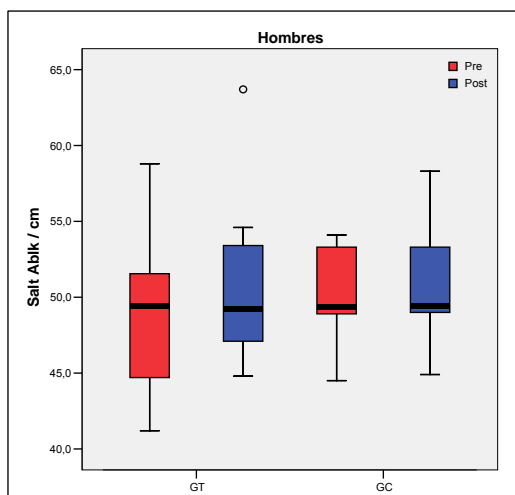


Fig. 60. Pruebas Físicas: Comparación de la variable "Salt Abik" entre GT/GC y intragrupo, pre/post, en la muestra de hombres

5.2.6. Lesiones

5.2.6.1. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en el número de lesiones durante el periodo de estudio

Tanto en el grupo de hombres como en el de mujeres, se observan diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos de tratamiento, GT y GC, en la media del total de lesiones en el periodo de estudio ($p=0.005$), siendo la media de lesiones superior en el GC.

5.2.6.2. Comparación entre grupos de tratamiento (GT/GC) en el número de lesiones durante toda la temporada

En ambas muestras de hombres y mujeres no se observan diferencias significativas entre los grupos, GT y GC, en la media del total de lesiones durante toda la temporada. (Tabla 24, fig. 61)

Tabla 24. Comparación entre GT/GC en lesiones.

Lesiones	GT	GC	p
Hombres	n=22	n=20	
Periodo	0.05 ± 0.2	0.55 ± 0.8	0.005*
Temporada	0.86 ± 0.6	1.25 ± 0.9	0.131
Mujeres	n=19	n=17	
Periodo	0.11 ± 0.3	0.47 ± 0.5	0.016*
Temporada	1.05 ± 0.9	0.82 ± 0.6	0.393

Media ± desviación estándar; p: p valor de la prueba de comparación de medias; *:p<0.05. GT: Grupo tratado; GC: Grupo control.

Gráficos de los resultados obtenidos en la comparación de lesiones (Tabla 24)

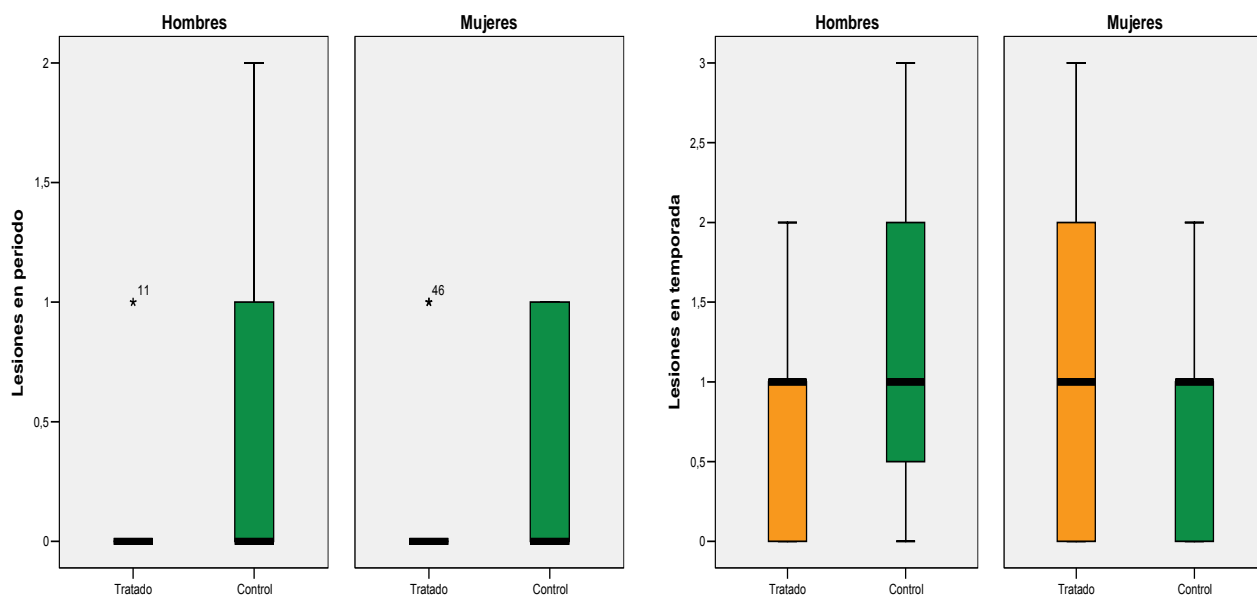


Fig. 61. Comparación del número de lesiones entre GT/GC en la muestra de hombres y en la de mujeres

DISCUSIÓN

Discusión del material

6.1 Discusión del material

6.1.1. Sujetos: ¿Por qué futbolistas?

Las razones por las cuales hemos elegido futbolistas fueron:

La población que practica este deporte es muy numerosa en nuestra sociedad.

La incidencia de lesiones en los futbolistas es muy alta.

Es un deporte asimétrico, que facilita la aparición de alteraciones posturales adquiridas.

¿Por qué el RCD Espanyol?

Porque es un club con jugadores juveniles de alto nivel, siendo, por ejemplo, el campeón actual de la Copa de Campeones Juveniles, de Europa.

Porque la disciplina y organización de este club nos ha permitido llevar a cabo este estudio.

Porque hemos podido contar con el apoyo del servicio médico del club y con la colaboración del departamento de investigación planificación (DEPI).

¿Por qué el tamaño de la muestra es pequeño?

En este estudio participaron 78 futbolistas de 4 equipos de fútbol juvenil de elite (dos equipos de hombres y dos de mujeres). Generalmente cada equipo tiene entre 16 y 22 jugadores.

Nuestro tamaño muestral es de menos de 30 sujetos por grupo estudiado, debido a que el número de individuos practicantes de fútbol juvenil de elite es limitado.

6.1.2. Instrumentos de valoración postural

Al inicio de este trabajo mencionamos que, la postura bípeda del cuerpo es un fenómeno en continuo movimiento y que esto hace difícil su medición. Por lo tanto, los instrumentos que hemos utilizado, nos proporcionan información relativa sobre algunos parámetros posturales.

6.1.2.1. El posturómetro SAM

Este instrumento, a diferencia de otros instrumentos de medición, nos permite una valoración global de la postura erguida del cuerpo. La versión portátil, “Slim Light“, de este instrumento, que hemos usado en nuestro estudio, es fácil de transportar e instalar en cualquier sitio, fácil de usar y tiene un coste relativamente bajo.

Antes de usar el SAM, hemos efectuado un estudio de validación de este instrumento. (139) Según los resultados de este estudio, el posturómetro es fiable para estudios longitudinales, pero solamente intraobservador, ya que los datos obtenidos interobservador mostraron diferencias estadísticamente significativas. No obstante, otro estudio de validación del posturómetro, efectuado con 80 sujetos, en 1983, demostró que este instrumento es fiable tanto intra- como interobservador (138), en el presente estudio hemos utilizado el posturómetro SAM sólo intraobservador.

La desventaja de este instrumento es que la información postural se limita a los contornos musculo-ligamentosos del cuerpo y a la distribución bilateral del peso. Para obtener más información sobre la estabilidad y el control postural hemos usado una plataforma de fuerza portátil.

6.1.2.2. La plataforma de fuerza EPS

Al igual que la versión portátil del SAM, la plataforma EPS es un instrumento fácil de transportar e instalar. También es fácil de usar y tiene un coste relativamente asequible. (130) Como mencionamos anteriormente, las plataformas de fuerza se usan tanto en la clínica como en la investigación biomecánica para medir los parámetros de estabilidad, siendo fiables para estudios longitudinales. (136, 143-148). De hecho, la plataforma de fuerza, que usamos en el presente estudio, es la misma utilizada por el departamento de investigación biomecánica del CAR (Centro de Alto Rendimiento) para medir la estabilidad en los atletas de elite. (142)

La valoración de los parámetros de estabilidad se llevó a cabo por el mismo podólogo, que la usa a diario en su clínica privada y en el CAR.

6.1.2.3. Las radiografías.

Para completar la información sobre la postura del cuerpo, hemos utilizado escoliogramas, que permiten la valoración del sistema óseo axial, alineación de la columna vertebral y de la pelvis. De acuerdo con el responsable del servicio médico del RCD Espanyol, decidimos usar sólo la proyección A/P a fin de minimizar la exposición a rayos X de los sujetos.

Las radiografías, se hicieron en el departamento de radiología de la mutua de los futbolistas, Mutua Montañesa, por el mismo radiólogo, que también hizo las mediciones de la línea trazada por encima de las cabezas femorales.

La desventaja del estudio radiográfico es que la única medición, considerada fiable intra- e interobservador, es la línea que une las cabezas femorales. (164) Por esta razón, la aplicación estadística se limita a la comparación de las diferencias entre la posición de la cabeza femoral izquierda vs. derecha o viceversa. Lógicamente, cuando esta diferencia es cero, no significa que la alineación de la columna y de cada segmento vertebral, es simétrica. Para obtener datos sobre la alineación y movimiento intervertebral hemos utilizado el instrumento Spinal Mouse.

6.1.2.4. El Spinal Mouse

El Spinal Mouse, fabricado en Suiza, es el único instrumento validado (226), que permite la medición de los ángulos de alineación y movimiento intervertebral. Gracias a un sofisticado software, los resultados de medición se pueden ver de manera esquemática, y también tridimensional. Además el software permite la representación gráfica y la comparación con los rangos de movimiento normal.

También es un instrumento fácil de transportar y usar, pero tiene un coste relativamente alto.

Por desgracia el Spinal Mouse no fue disponible en la primera fase de este estudio, que se llevó a cabo con la muestra de futbolistas varones. Lo hemos utilizado sólo en la segunda fase del estudio, con la muestra de futbolistas mujeres.

6.1.3. Tablas de resultados de las pruebas físicas

Para averiguar si el tratamiento quiropráctico pudo repercutir sobre los parámetros de rendimiento físico de la muestra estudiada, hemos utilizado la lista de los resultados de pruebas físicas, facilitada por el departamento de planificación e investigación, del RCD Espanyol.

Hay que decir que las pruebas físicas, tanto para la muestra de hombres (velocidad de aceleración y saltos verticales), como para la muestra de mujeres (velocidad de aceleración) no coincidieron con el periodo de tratamiento. Las pruebas para los hombres se hicieron al inicio de la temporada (4 meses antes) y dos semanas después del periodo de tratamiento. Las pruebas para las mujeres se hicieron al inicio de la temporada (5 meses antes) y después 4 semanas después del periodo de estudio. Por otra parte, muchos jugadores no participaron en estas pruebas. En consecuencia los datos recogidos se deben interpretar con cuidado, ya que pueden estar sesgados.

6.1.4. El registro de lesiones

A diferencia de los datos recogidos en las pruebas físicas, el número de lesiones, verificadas durante el periodo del estudio y durante la temporada entera, es fiable.

El gran control que el servicio médico del club tenía de las de las lesiones deportivas, nos ha permitido tener un registro muy completo de estas lesiones.

6.2. Discusión del método

El planteamiento hipotético inicial era relacionar eventuales cambios en los parámetros posturales de estos jugadores con la intervención quiropráctica y por lo tanto, poder atribuir una relación de causalidad entre las diferencias encontradas entre los parámetros posturales de los dos grupos tratados, el grupo de hombres tratados (GTH) y el grupo de mujeres tratadas (GTM) y los respectivos grupos control, el grupo control de hombres (GCH) y el grupo control de mujeres (GCM).

Al mismo tiempo nos planteamos relacionar con este tratamiento posibles cambios en los parámetros de rendimiento físico y en el número de lesiones de los grupos tratados vs. los grupos control.

Como hemos visto, los parámetros posturales fueron medidos, pre y post estudio, con cuatro instrumentos diferentes: el posturómetro SAM, las radiografías, la plataforma de fuerza EPS y el instrumento Spinal Mouse.

6.2.1. Prueba postural SAM

Mediante esta prueba hemos recogido información sobre la postura global del cuerpo: alineación de la columna vertebral con respecto a la plomada, la alineación de la cabeza en relación con el cuerpo, y la alineación de los hombros y caderas con respecto a la horizontal. Además, gracias a la doble balanza digital del posturómetro hemos obtenido información sobre la tendencia de distribución bilateral del peso corporal de cada sujeto, que sugiere el grado de estabilidad del individuo.

6.2.1.1. Análisis entre grupos. Hombres

Al inicio del estudio, en la muestra de hombres se observó una diferencia significativa entre los dos grupos estudiados, GTH y GCH, en la variable “Peso” (distribución del peso entre los dos lados), siendo la asimetría mayor en el GTH. Después del periodo de tratamiento hubo una mejora significativa en todos los parámetros medidos sólo en el grupo tratado, mientras que en el grupo control no hubo cambio. Este resultado demuestra que, no obstante, debido al azar, había más asimetría en la distribución del peso en el GTH, después del tratamiento, los jugadores del grupo tratado mejoraron significativamente tanto la distribución del peso como todos los otros parámetros medidos con el posturómetro. (Tabla 12, fig. 37- 41)

6.2.1.2. Análisis intragrupo. Hombres

En el grupo de hombres tratados, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en todas las variables ($p < 0.05$), siendo menor la diferencia entre lados, post estudio. Este resultado indica que el tratamiento quiropráctico mejoró la postura global de los jugadores tratados.

En el grupo de hombres control, sólo se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en las variables Mast y Cuerpo ($p < 0.05$), siendo mayor la diferencia entre lados, post estudio. Este resultado nos indica que durante el periodo de estudio hubo un empeoramiento (mayor asimetría) en los jugadores del grupo control. (Tabla 13, fig.37- 41)

Como se mencionó anteriormente, el fútbol es un deporte asimétrico y por lo tanto predispone a alteraciones posturales. Al parecer las técnicas de tratamiento quiropráctico, usadas en este estudio, consiguieron compensar estas alteraciones en el grupo tratado.

6.2.1.3. Análisis entre grupos. Mujeres

En la muestra de mujeres hubo diferencia significativa al inicio del estudio en la variable “Mast” (nivel de los procesos mastoideos). El valor de esta variable resultó mayor en el GTM (más asimetría) que en el GCM.

Después del tratamiento mejoraron significativamente todos los parámetros medidos, observándose menor asimetría en el grupo tratado que en el grupo control. (Tabla 12, fig. 37-41)

Al igual que en la muestra de hombres antes del tratamiento, probablemente debido al azar, en el GTM había más asimetría que en el GCM. Después del periodo de estudio, todos los parámetros medidos con el posturómetro mejoraron significativamente sólo en el grupo tratado. Este resultado indica que el tratamiento quiropráctico tuvo un efecto de mejora sobre todos los parámetros posturales medidos con este instrumento.

6.2.1.4. Análisis intragrupo. Mujeres

En el grupo de mujeres tratadas, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre pre y post en todas las variables ($p < 0.05$), siendo menor la diferencia entre lados, post estudio. En cambio, en el grupo de mujeres control, sólo se observan diferencias significativas entre pre y post en la variable Peso, siendo mayor la diferencia entre lados post estudio. (Tabla 13, fig. 37-41) Esto demuestra que el tratamiento quiropráctico mejoró de manera significativa la simetría postural en las jugadoras del grupo tratado.

Por otro lado, durante el mismo periodo, en el grupo control de mujeres se verificó mayor asimetría en la distribución bilateral del peso, que al inicio del estudio.

Estos resultados concuerdan con los resultados obtenidos en el análisis intragrupo de los hombres y sugieren que la práctica del fútbol predispone a alteraciones posturales y que las técnicas quiroprácticas usadas mejoraron la simetría postural en ambos grupos tratados, GTH y GTM.

6.2.2. Prueba radiológica

La estructura ósea es la base sobre la cual asientan muchas otras estructuras. Por tanto, los hallazgos radiográficos traducen la estructura básica del aparato locomotor y en este sentido se utiliza este método de exploración en este estudio.

En ningún momento, las asimetrías encontradas mediante otros métodos (SAM) se contradicen con el estudio radiográfico, ya que los primeros objetivan actitudes y compensaciones corporales músculo-ligamentosas globales y el segundo objetiva la estructura estática de base.

6.2.2.1. Análisis entre grupos. Hombres

Según los resultados del análisis estadístico entre grupos, en esta prueba, tanto al inicio como al final del estudio, no se observaron diferencias significativas entre los grupos de hombres GTH y GCH. (Tabla 14, fig. 42). Este hecho parece contradecir los resultados obtenidos mediante la prueba SAM. No obstante, el estudio radiográfico refleja sólo la alineación ósea de las cabezas femorales. Por tanto, ambos grupos partían de una estructura ósea homogénea y sin diferencias.

6.2.2.2. Análisis intragrupo. Hombres

En el análisis intragrupo, pre y post estudio, hubo una diferencia significativa sólo en el GTH, donde se observó menor asimetría de las caderas post tratamiento. En el GCH no hubo cambio estadísticamente significativo. (Tabla 15, fig. 42). Esto indica que la asimetría de las caderas disminuyó significativamente sólo en los jugadores tratados. Este hecho prueba que el tratamiento quiropráctico incide a nivel de la estructura ósea de base, objetivo fundamental de este método de tratamiento.

6.2.2.3. Análisis entre grupos. Mujeres

En la muestra de mujeres, al inicio del estudio no se observaron diferencias significativas pero después del estudio, en la comparación entre GTM y GCM

hubo mejora significativa, es decir, una menor asimetría entre las cabezas femorales, sólo en el grupo tratado. (Tablas 14, fig. 42). En base a este resultado se puede afirmar que las técnicas de tratamiento quiropráctico usadas mejoraron la alineación de la estructura ósea de base.

6.2.2.4. Análisis intragrupo. Mujeres

En la muestra de mujeres, al inicio del estudio no se observaron diferencias significativas pero después del estudio hubo mejora significativa, es decir, una menor asimetría entre las cabezas femorales sólo en el GTM. (Tablas 15, fig. 42) También este análisis muestra que el tratamiento quiropráctico incidió a nivel de la estructura ósea de base, mejorando la simetría de las caderas.

6.2.3. Prueba podológica

Ya sabemos que las plataformas de fuerza miden la posición media del CP y CG y su dispersión, lo que significa estabilidad y se define como la propiedad del cuerpo apartado de su equilibrio de regresar a su estado ideal. Como mencionamos anteriormente, en el sentido físico estricto del término, el equilibrio no se puede medir, siendo el estado ideal al que tiende el hombre bípedo. No obstante, si aumenta la estabilidad, el equilibrio del individuo mejora.

En la descripción de la plataforma de fuerza EPS, mencionamos que el valor de la superficie plantar es directamente proporcional a la estabilidad: cuanto mayor es la superficie de apoyo plantar, mayor es la estabilidad. Al mismo tiempo, el valor de oscilación del baricentro es indirectamente proporcional: cuanto menor la elipse de oscilación, mayor es la estabilidad del individuo bípedo.

Al inicio de este trabajo hemos visto que, para mantener el control postural, el sistema nervioso central recoge gran parte de la información propioceptiva por medio de los receptores de presión, ubicados en las plantas de los pies. Por lo

tanto es lógico que una mayor superficie de apoyo asegure mejor estabilidad en bipedestación. (130)

También hemos visto que simultáneamente otra información propioceptiva llega al SNC por medio de mecano-receptores y/o terminaciones nerviosas especializadas, ubicadas en las articulaciones de los miembros inferiores y temporomandibulares.(56) Toda esta información se transmite por medio del fascículo longitudinal medial, que además contiene información propioceptiva vestibular y visual y termina en el núcleo ventral basal del tálamo. Desde allí la información se dirige hasta el centro de equilibrio de la corteza, donde se integra con otra información almacenada en la memoria. (55 - 56)

Cuando la información propioceptiva es asimétrica y/o incompleta es posible que el SNC elabore una respuesta motora menos eficiente. En consecuencia el cuerpo bípedo tendrá menor estabilidad. (51) Dicho de otro modo, la oscilación del cuerpo frente a la gravedad será mayor y posiblemente se objetivara con un aumento de la elipse de oscilación del baricentro, de cada pie y del cuerpo.

Lógicamente el consumo energético global del individuo, para mantener la bipedestación, será también mayor y es posible que esto derive en un cansancio excesivo e hipertonia compensatoria. (62). Según el estudio de Peterka RJ, (50) el cansancio aumenta la rigidez y predispone a lesiones.

Por otro lado Do, et al (100), demostró que una leve pérdida de la actividad aferente del pie, puede provocar cambios importantes en el sistema de control postural y puede retardar la recuperación rápida del equilibrio después de un movimiento brusco.

En síntesis, la lectura que nosotros hacemos de los resultados de la prueba podológica están orientados a la capacidad de equilibrio del sujeto.

6.2.3.1. Análisis entre grupos. Hombres.

En el análisis estadístico de las variables obtenidas con la plataforma EPS, entre los grupos de hombres, GTH y GCH, se observó una diferencia significativa al

inicio del estudio en la variable “Superficie D” (superficie del pie derecho), siendo esta superficie mayor en el GCH. Aunque este hecho puede ser debido al azar, nos indica que el grupo control partía inicialmente con una discreta mayor estabilidad.

Después del estudio hubo diferencia significativa ($p=0.025$) en la variable “BC pie D” (baricentro del pie derecho) sólo en el GTH, mientras que en el GCH no hubo cambio significativo. (Tabla 16, fig. 43-47). Por lo tanto, aunque las diferencias no son muchas, mediante las técnicas quiroprácticas usadas, conseguimos cambiar la tendencia a la estabilidad a favor del grupo tratado que, como hemos dicho en el párrafo anterior partía con desventaja.

6.2.3.2. Análisis intragrupo. Hombres.

El análisis intragrupo, pre y post estudio, mostró diferencias significativas en las variables: “Superficie I”, “Superficie D”, “BC pie I”, “BC pie D” y “BC cuerpo” en el GTH y también mostró diferencias significativas en el GCH, en las variables “BC cuerpo”, “Superficie I”, “Superficie D”. (Tabla 17, fig. 43 -47).

Esto significa que, tanto el GTH como el GCH, mejoraron significativamente varios parámetros de estabilidad durante el periodo de estudio, probablemente debido al factor entrenamiento. No obstante, las variables “BC pie I” y “BC pie D” (estabilidad de cada pie) mejoraron significativamente sólo en el grupo tratado. Por lo tanto, el tratamiento quiropráctico tuvo un efecto limitado dentro de este grupo. Quizás con un periodo de tiempo más largo de tratamiento hubiéramos conseguido mejorar aún más los parámetros de estabilidad.

6.2.3.3. Análisis entre grupos. Mujeres.

En la misma prueba los resultados del análisis entre los grupos de mujeres, GTM y GCM, fueron diferentes. Al inicio del estudio no hubo diferencia significativa en ninguna variable ($p>0.05$). En cambio después del estudio se observaron diferencias significativas en las variables: “Superficie I”, “BC pie I”, “BC pie D” y “BC cuerpo”, siendo los valores de las variables “BC” menores y la “Superficie I” mayor.

Estos resultados reflejan una mejor estabilidad en el grupo tratado que en el grupo control de mujeres al final del tratamiento (Tabla 16, fig. 43-47) y no sólo en una, sino en seis variables.

La mayor respuesta del tratamiento en el grupo de mujeres respecto al de hombres, podría atribuirse a la característica fisiológica de laxitud que posee este sexo (165) y que lo hace más moldeable en el espacio relativamente corto.

6.2.3.4. Análisis intragrupo. Mujeres.

En el análisis intragrupo del GTM se observaron diferencias significativas en las variables: “Presión lateral”, “Superficie pie I”, “Superficie pie D”, “BC pie I”, “BC pie D” y “BC cuerpo”, mientras que en el GCM sólo hubo diferencia significativa en las variables “Superficie I”, “Superficie D” y “BC pie D”. (Tabla 17, fig. 43-47).

Esto indica que, tanto en el GTM como en el GCM, hubo una mejora significativa en algunos parámetros de estabilidad durante el periodo de estudio. Es probable, que al igual que en la muestra de jugadores hombres, esta mejora se deba al efecto del entrenamiento. Sin embargo, en el grupo de mujeres tratado hubo mejora significativa en un número mayor de parámetros de estabilidad que en el grupo control. Este hecho nosotros lo atribuimos al efecto del tratamiento quiropráctico en el aparato locomotor.

En síntesis, en la prueba podológica se observaron diferencias significativas en un número mayor de variables en los grupos tratados de ambas muestras, GTH y GTM. Esto indica que los jugadores y jugadoras que se sometieron al tratamiento, mejoraron la estabilidad más que los jugadores y jugadoras de los respectivos grupos control.

El hecho de también encontrar mejora en ambos grupos control, GCH y GCM debe ser atribuible al entrenamiento técnico diario.

Por tanto, los resultados orientan a que las técnicas quiroprácticas utilizadas ayudan al entrenamiento técnico específico en conseguir mejor equilibrio.

Es interesante observar que, los parámetros de presión plantar, no mejoraron en ninguno de los grupos estudiados a lo largo de las seis semanas de estudio, con excepción del GTM. (Tabla 15). También resulta interesante que en todos los grupos estudiados hubo mejora significativa en ambas superficies de apoyo.

Considerando las características de este deporte, el aumento de la huella plantar es probablemente atribuible al entrenamiento. Por otro lado es sorprendente que la superficie de apoyo izquierda mejoró significativamente más en el GTM.

Visto que en ambos grupos, GTM y GCM, la mayoría de las jugadoras eran diestras, se puede afirmar que en el grupo tratado, la pierna izquierda (estabilizadora) adquirió más estabilidad tras el entrenamiento asociado al tratamiento. (Anexos 5ª y 6ª)

Este resultado sugiere que el tratamiento quiropráctico puede mejorar la estabilidad en la postura unipodal que, según demostró Paillard T, et al (174), caracteriza este tipo de deporte.

Sin embargo, el aumento de la superficie de la pierna estabilizadora se observó sólo en la muestra de mujeres tratadas, mientras que en la muestra de hombres tratados, no se verificó una diferencia significativa en el parámetro "Superficie I". Quizás haya influido el hecho de que en la muestra de hombres había un número mayor de sujetos zurdos que en la muestra de mujeres. (Anexos 5ª y Anexo 6ª) o bien que el factor laxitud, característico de las mujeres, puede haber influido en este resultado.

Rozzi SL, et al. (175), estudió las características neuromusculares en atletas juveniles, practicantes de fútbol y basquetbol, hombres y mujeres. Según sus resultados, las mujeres poseen significativamente más laxitud en las rodillas, pero poseen significativamente más estabilidad unipodal. Los autores concluyen que, al tener más laxitud, las mujeres han desarrollado mecanismos compensatorios para lograr mayor estabilidad articular.

6.2.4. Prueba Spinal Mouse

Como mencionamos antes, esta prueba se llevó a cabo sólo con la muestra de futbolistas mujeres, debido a que el instrumento no estuvo disponible durante el estudio con los hombres.

En la descripción del Spinal Mouse, explicamos que este instrumento mide los ángulos de posición de cada segmento vertebral. Los ángulos positivos indican cifosis, mientras que los negativos indican lordosis. Los rangos de referencia (Anexo 57) fueron establecidos, en base a varios estudios de biomecánica clínica publicados anteriormente (226)

6.2.4.1. Análisis entre grupos. Mujeres.

Los resultados del análisis estadístico entre grupos, mostraron diferencia significativa entre el GTM y el GCM al inicio del estudio, sólo en la alineación del segmento dorsal Th 9/10, en las posiciones Upr y Flex (Tabla 19).

En este caso, según se observa en la tabla 19, antes del tratamiento, el ángulo de posición del segmento dorsal 9/10 (Th9/10), superaba el rango normal, siendo de +4.4° en ortostatismo (Upr), (rango normal: 0 – 4°) y de +9.5°, en flexión (Flex.) (rango normal: 5 - 9°). Esto indica que el GTM partió con desventaja. No obstante, debido al gran número de datos acumulados por individuo mediante Spinal Mouse, podemos considerar que ambos, a pesar de esta pequeña diferencia, eran homogéneos.

En cambio, al final del estudio, se observaron diferencias significativas en el GTM, en seis segmentos dorsales (Th1/2, Th2/3 y Th5/6, Th7/8, Th8/9 y Th10/11) y en cuatro segmentos lumbares (L1/2, L3/4, L4/5, L5/S1), en varias posiciones. (Tablas 18-20, fig. 48-52). Todas estas variaciones se mantuvieron dentro de los rangos de referencia.

Los resultados del análisis entre grupos de las variables “Sac/Hip” (ángulo sacro), “Th spine” (suma de los ángulos de cifosis dorsal) e “Incl” (inclinación anterior de la columna) mostraron también diferencias significativas sólo en el grupo tratado,

mientras que en el grupo control no hubo cambios (Tabla 21, fig. 53-57). Estos resultados indican que las técnicas de tratamiento quiropráctico aplicado mejoran la posición de varios segmentos dorsales y lumbares, así como la posición de los ángulos: sacro, cifosis dorsal e inclinación de la columna en plano sagital. Por tanto, el grupo intervenido modificó de manera significativa la posición de estos parámetros.

6.2.4.2. Análisis intragrupo. Mujeres.

En el análisis de la posición de los segmentos dorsales y lumbares intragrupo, antes y después del estudio, se observaron diferencias significativas tanto en el GTM como en el GCM. No obstante, mientras que en el grupo tratado cambió la posición de 13 segmentos (Th1/2, Th2/3, Th3/4, Th6/7, Th7/8, Th8/9, Th9/10, Th10/11, Th 11/12, L1/2, L2/3, L3/4 y L5/S1), en el grupo control sólo cambió la posición de cuatro segmentos (Th3/4, Th7/8, Th 10/11 y L2/3). Además, todos los segmentos que cambiaron de posición en el grupo tratado, quedaron dentro de los rangos de referencia normales, (Tablas 18-20, fig. 48-52) mientras que dos de los cuatro segmentos que cambiaron en el grupo control (Th10/11 y L2/3), quedaron fuera de los rangos de referencia. (fig. 48, 50)

Al mismo tiempo se observaron diferencias significativas en las variables “Sac/Hip” y “Incl” sólo en el grupo tratado. (Tabla 21, fig. 53-57)

El hecho de que en el GCM, que no recibió tratamiento, también cambió la posición de tres segmentos dorsales y un segmento lumbar, indica que además del tratamiento quiropráctico se dieron otros factores que afectaron la posición de los segmentos vertebrales.

Por otro lado, como mencionamos antes, considerando los rangos de referencia (Anexo 57), y los resultados pre y post estudio, representados gráficamente en las figuras 48-52, observamos que los valores de los segmentos vertebrales (Th 10/11 y L2/3, en posición Upr) que cambiaron significativamente en el GCM, quedan fuera de estos rangos. Al comparar cada uno de estos gráficos (fig.48-52) observamos que todos los valores post estudio, del grupo tratado están dentro de

los rangos de referencia, mientras que algunos valores del grupo control no lo están. Estos resultados sugieren que desde el punto de vista clínico, hubo un cierto empeoramiento (incorrecta alineación de los segmentos Th 10/11 y L2/3 en el grupo control, probablemente debido a la práctica del fútbol en sí misma.

Así pues, podría ser que la práctica del fútbol altere la alineación y movimiento de algunos segmentos vertebrales.

Nuestros resultados intragrupo concuerdan con los resultados del análisis entre grupos, en que las técnicas quiroprácticas utilizadas mejoraron la alineación de varios segmentos vertebrales y también la posición de los ángulos sacro, cifosis dorsal e inclinación sagital de la columna del GTM.

6.2.5. Pruebas físicas

Como veremos a continuación, la valoración de las pruebas físicas y su relación con la técnica quiropráctica carece de valor real debido, entre otras cosas, a la demora en la puesta en marcha del proyecto y el registro de las variables estudiadas. Sólo con esto, los resultados obtenidos han de ponerse en tela de juicio. Por tanto, este apartado debe considerarse prácticamente solo anecdótico, siendo de interés únicamente la propuesta de estudios ulteriores orientados hacia este camino.

6.2.5.1. Análisis entre grupos. Hombres

Tanto al inicio como al final del estudio los resultados del análisis estadístico entre los GTH y GCH no mostraron diferencias significativas. (Tabla 22, fig.58-60). Estos resultados indican que el tratamiento quiropráctico aplicado no cambió los parámetros de rendimiento físico.

6.2.5.2. Análisis intragrupo. Hombres

Los resultados del análisis intragrupo tampoco mostraron cambios significativos en las dos pruebas de salto vertical, CMJ y Abalakov, pero sí mostraron una

mejora significativa en la variable velocidad del GTH. En el grupo control no hubo cambio significativo. (Tabla 23, fig. 58).

6.2.5.3. Análisis entre grupos. Mujeres

Tanto al inicio como al final del estudio los resultados del análisis estadístico entre los grupos de jugadoras, GTM y GCM, no mostraron diferencias significativas. (Tabla 22, fig. 58). Al igual que en la muestra de hombres, estos resultados indican que el tratamiento quiropráctico aplicado no incidió sobre los parámetros de rendimiento físico.

6.2.5.4. Análisis intragrupo. Mujeres

Los resultados del análisis intragrupo de mujeres mostraron una mejora significativa en el parámetro de velocidad, sólo en el grupo tratado. (Tabla 23, fig. 58). Esto sugiere que, al igual que en la muestra de hombres, las técnicas de tratamiento quiropráctico aplicadas han contribuido a mejorar este parámetro.

No obstante, como mencionamos anteriormente, la demora en el registro de las pruebas puede haber alterado este resultado. Además, muchas jugadoras no participaron en estas pruebas.

Como hemos visto, aunque los resultados del análisis intragrupo indican una mejora en el parámetro velocidad en GTH y GTM, es muy probable que esta mejora sea atribuible al programa de entrenamiento técnico diario, más que a la intervención quiropráctica.

6.2.6. Lesiones

Sabemos que los jugadores de fútbol profesional tienen una alta incidencia de lesiones. (42, 116, 118) Muchas de ellas son lesiones de no contacto, cuya etiología se desconoce.

Al igual que los jugadores, las jugadoras de fútbol profesional también tienen una alta incidencia de lesiones. Sin embargo, en este estudio, el número total de lesiones verificadas durante toda la temporada fue menor en la muestra de mujeres. Esto concuerda con otro estudio comparativo sobre la incidencia de lesiones en los futbolistas profesionales mujeres y hombres, efectuado en los EEUU, por Giza E, et al. (230) Según sus resultados, respecto al número de horas de juego, el número de lesiones fue menor en las jugadoras que en los jugadores. Al mismo tiempo los autores evidenciaron que en las jugadoras predominaron las lesiones de rodilla.

Faude O, et al. (231) efectuó otro estudio parecido en Alemania y también detectó que las jugadoras de fútbol profesional tienen una alta incidencia de lesiones de rodilla sobre todo en situaciones de no contacto.

Por otro lado, Vrbanic TS, et al. (240) estudió el control postural en atletas mujeres en Croacia y encontró que las atletas con mayor rendimiento y menor número de lesiones tenían mejor equilibrio.

Varios autores de otros estudios prospectivos sobre los tipos de lesiones de estas atletas indican un alto riesgo de lesiones, sobre todo de sobreuso y lesiones repetitivas. (228-229, 231)

6.2.6.1. Análisis entre grupos. Hombres

Los resultados del análisis entre grupos mostraron una diferencia significativa entre el grupo tratado y el grupo control durante el periodo de tratamiento.

En cambio, en la media del total de lesiones durante toda la temporada no se observaron diferencias significativas entre los dos grupos. (Tabla 24, fig. 61)

Estos resultados indican que, la intervención quiropráctica disminuyó de manera significativa el número de lesiones durante el periodo de tratamiento en el grupo tratado, pero este periodo no fue suficiente para cambiar el número de lesiones durante la temporada entera.

6.2.6.2. Análisis entre grupos. Mujeres

Al igual que en la muestra de hombres, los resultados del análisis entre grupos de mujeres mostraron que, durante el periodo de estudio, la intervención quiropráctica tuvo un efecto sobre el número de lesiones, que disminuyeron significativamente sólo en el grupo tratado. Al mismo tiempo, el análisis entre grupos durante toda la temporada, no mostró cambios significativos. (Tabla 24, fig. 61). Estos resultados concuerdan con los resultados obtenidos en la muestra de hombres y sugieren que el periodo de estudio de seis semanas no fue suficiente para cambiar el número de lesiones durante la temporada entera.

6.2.6.3. ¿Puede el tratamiento quiropráctico disminuir el número de lesiones en un equipo de fútbol?

Según los resultados de nuestro estudio, es posible que recibiendo este tipo de tratamiento de corrección postural, de forma continuada durante toda la temporada, los jugadores pudieran evitar algunas lesiones. Futuros estudios de investigación podrían tener como principal objetivo, comprobar el efecto de la intervención quiropráctica mantenida durante una temporada completa, en la prevención de lesiones deportivas.

6.3. Discusión final

6.3.1. Parámetros posturales.

Como hemos visto, todos los parámetros posturales medidos con el instrumento SAM mejoraron significativamente en los sujetos del GTH y GTM. También mejoraron los parámetros posturales objetivados con el Spinal Mouse. Este instrumento detectó diferencias entre grupo control y tratado al final de la intervención quiropráctica siempre dentro de los rangos de referencia. El estudio radiológico también mostró que el tratamiento quiropráctico mejoraba la alineación de las cabezas femorales. Todos estos resultados indican que la intervención quiropráctica mejora sensiblemente parámetros posturales objetivables.

6.3.2. Parámetros de estabilidad.

También mejoraron significativamente algunos parámetros de estabilidad del cuerpo bípedo medidos con la plataforma estabilométrica EPS. Es interesante observar que, los parámetros de presión plantar, no mejoraron en ninguno de los grupos estudiados a lo largo de las seis semanas, con excepción del GTM (Tabla 15). Por otro lado, resulta interesante que en todos los grupos estudiados hubo mejora significativa en ambas superficies de apoyo. Considerando las características de este deporte, el aumento de la huella plantar es probablemente atribuible al entrenamiento. También los resultados obtenidos en el parámetro Peso (distribución bilateral del peso corporal), obtenido mediante SAM sugieren mejora de la estabilidad en los grupos tratados de hombres y mujeres.

6.3.3. Valor de las pruebas físicas.

Como hemos visto en el apartado específico, carecen de valor práctico para la presente investigación.

6.3.4. Relación del número de lesiones con los otros parámetros.

Durante nuestra intervención quiropráctica de seis semanas, hemos objetivado una mejora en los parámetros posturales que, a nuestro entender, han contribuido a la mejora de la estabilidad de los grupos tratados. Este hecho, creemos es fundamental, a la hora de interpretar los motivos por los cuales los grupos sometidos al tratamiento quiropráctico han disminuido de forma estadísticamente significativa el número de lesiones.

Sabemos que las alteraciones posturales debidas a informaciones sensomotoras erróneas o incompletas, pueden generar tensiones capsulares, ligamentarias, tendinofasciales y musculares asimétricas. (38, 52, 61, 84). Creemos que con la intervención quiropráctica evitamos algunas de estas tensiones, facilitando que los futbolistas tratados mejoren la calidad de su postura y así su estabilidad.

Al inicio de este trabajo, mencionamos que algunos estudios sobre la prevención de lesiones en futbolistas demostraron que la postura es uno de los más importantes factores de predicción de estas lesiones. (39 - 40)

Considerando la complejidad fisiológica de la postura bípeda y, sus implicaciones directas e indirectas para la salud, sería interesante incluir en este tipo de investigación otros factores que contribuyan al control postural como el sistema vestibular, la vista y la oclusión dental. (51-52)

Si tenemos en cuenta que las alteraciones posturales generan estrés mecánico al nivel de la columna vertebral y que esto puede generar disfunciones crónicas del movimiento y de la alineación intervertebral - lo cual es potencialmente ofensivo para el sistema nervioso central (30), - es probable que las intervenciones terapéuticas manuales, como las técnicas quiroprácticas de ajuste vertebral específico, cuyo objetivo es corregir estas disfunciones, sean útiles en la prevención de las mismas. Por lo tanto, nuestra intervención sobre las alteraciones posturales de los grupos de futbolistas juveniles, hombres y mujeres, pueden ser la causa de la disminución temporal de las lesiones.

Al mismo tiempo, un enfoque terapéutico multidisciplinar incluyendo el tratamiento quiropráctico, ejercicios posturales y de rehabilitación propioceptiva, asesoramiento dietético y psicológico, podría ser aún más eficaz. (197, 205, 225) Según algunos autores, no cabe duda de que factores como la nutrición, (178) la hidratación, (179-180) y también el estado mental, (46) influyen tanto sobre el rendimiento deportivo como sobre la postura del cuerpo y sobre la probabilidad de lesiones.

En este sentido, los resultados de varios estudios (211, 222-223) sobre la incidencia y prevención de lesiones en el fútbol profesional, indican la necesidad de programas multidisciplinarios de prevención de lesiones y sugieren que hace falta más investigación para valorar los efectos de las intervenciones preventivas.

Como se mencionó al inicio de este trabajo, los futbolistas profesionales son los más afectados por cambios degenerativos, tanto a nivel de las extremidades como a nivel de la columna vertebral. (11-16)

6.3.5. Valor de la intervención quiropráctica en la prevención de las lesiones.

Creemos que nuestra investigación contribuye a demostrar que la intervención quiropráctica es útil en la prevención de las lesiones deportivas.

La mayoría de trabajos sobre la prevención de lesiones deportivas (40, 42, 78, 116, 118) se limitan a observar, cuantificar y clasificar el tipo de lesiones comunes en este deporte, y concluyen que se necesitan nuevos protocolos de prevención para estos atletas.

Sólo unos pocos valoran la eficacia de algunos métodos de rehabilitación neuromuscular, propioceptiva y postural en futbolistas. (233-236).

Croisier JL, et al (237) hizo un estudio reciente sobre la prevención de lesiones de los músculos isquiotibiales en 462 futbolistas profesionales y concluyó que la valoración isokinética de los isquiotibiales en pretemporada, es una de las maneras más eficaces para predecir este tipo de lesiones, que ocurren con mucha frecuencia en dicha población.

McGuine TA, et al (239) efectuó un estudio sobre la necesidad de prevenir lesiones de tobillo, también frecuentes en los atletas practicantes de fútbol y baloncesto. En este estudio participaron 765 atletas estudiantes, (523 mujeres y 242 varones). 373 de estos atletas fueron asignados aleatoriamente al grupo intervenido con un programa de ejercicios, diseñado para mejorar el equilibrio y el control postural y 392 fueron asignados al grupo control. Los resultados del estudio mostraron que en el grupo intervenido hubo significativamente menor número de lesiones de tobillo, en comparación con el grupo control. Los autores concluyen que mejorando el equilibrio y el control postural disminuye el riesgo de lesiones de tobillo en estos jóvenes atletas.

Hoskins WT, et al (238) presenta el caso de dos futbolistas profesionales con lesiones de isquiotibiales, totalmente resueltas después del tratamiento quiropráctico: manipulación vertebral y normalización de la biomecánica lumbo-pélvica. Los dos atletas fueron tratados preventivamente durante 12 semanas y seguidos durante otras 16 semanas. Durante este periodo no hubo reincidencia. Los autores concluyen que el uso del tratamiento quiropráctico para prevenir y tratar este tipo de lesiones no está bien documentado en la literatura de medicina deportiva y hablan de la necesidad de nuevos estudios prospectivos de investigación sobre la eficacia de este tipo de intervención terapéutica.

Estamos de acuerdo con todos estos autores en que la población practicante de fútbol profesional necesita particular atención y, en base a nuestro estudio, pensamos que el tratamiento quiropráctico puede complementar los actuales protocolos de prevención.



CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

- El tratamiento quiropráctico mejoró los parámetros posturales medidos con el posturómetro SAM, algunos parámetros de estabilidad medidos con la plataforma de fuerza EPS y la alineación de las caderas medida con las radiografías.
- También mejoró significativamente en el grupo tratado de mujeres, la posición de varios segmentos vertebrales, el ángulo de inclinación sacra, las curvas y la inclinación sagital de la columna vertebral, medidos con el instrumento Spinal Mouse.
- El tratamiento quiropráctico mejora de manera significativa la postura y el equilibrio del cuerpo en bipedestación y reduce el número de lesiones durante el periodo de realización de los mismos.
- Nuestra investigación contribuye a demostrar que la intervención quiropráctica es útil en la prevención de lesiones deportivas en el fútbol juvenil de elite.
- Este trabajo apoya el pensamiento de que las revisiones de la postura bípeda y el tratamiento quiropráctico son especialmente aconsejables para la población de futbolistas juveniles de elite, hombres y mujeres, en el periodo de tecnificación.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Eubanks JD, et al. *Prevalence of lumbar facet arthritis and its relationship to age, sex and race: an anatomic study of cadaveric specimens*. Spine. 2007; 32(19): 2058 - 62.
2. Broderick CR, et al. *Sports for special groups*. Med J Aust. 2006; 184(6) 297- 302.
3. Paterson DH, Jones GR, Rice CL. *Ageing and physical activity: evidence to develop exercise recommendations for older adults*. Ca. J Public Health.2007; 98 Suppl 2:S69 -108.
4. Newton RU, Galvao DA. *Exercise in prevention and management of cancer*. Curr treat Options Oncol. 2008; 9(2-3):135 - 46.
5. Bruckner PD, Brown WJ. *Is exercise good for you?* Med J Aust. 2005; 21; 183(10):538 - 41.
6. Ebraheim NA, et al. *Anatomic considerations for uncovertebral involvement in cervical spondylosis*. Clin Orthop Relat Res. 1997; (334):200 - 6.
7. Wei GK, et al. *Influence of cervical curvature change on the nerve root and vertebral artery of patients with cervical spondylosis and clinical observation of manipulation treatment*. Zhong Xi Yi Jie he Xue Bao. 2003; 1(4):259 - 61.
8. Shindo K, et al. *Decreased sympathetic outflow to muscles in patients with cervical spondylosis*. Acta neurol Scan. 1997; 96(4):241- 6.
9. Olszewski J, et al. *The association between positional vertebral and basilar artery flow lesion and the prevalence of vertigo in patients with cervical spondylosis*. Otolaringol head neck Surg. 2006; 134(4):680 - 4.
10. Oztürk A, et al. *Radiographic changes in the lumbar spine in former professional football players: a comparative and matched controlled study*. Eur Spine J. 2008; 17(1):136 - 41.
11. Drawer S, Fuller CW. *Propensity for osteoarthritis and lower limb joint pain in retired professional soccer players*. Br J Sports Med. 2001; 35(6):402 - 8.
12. Schmitt H, et al. *High prevalence of hip arthritis in former elite javelin throwers and high jumpers: 41 athletes examined more than 10 years after retirement from competitive sports*. Acta Orthop Scand. 2004; 75(1):34 - 9.
13. Lindberg H, Roos H, Gärdsell P. *Prevalence of coxarthrosis in former soccer players compared to matched controls* Acta Ortho Scand 1993; 64(2):165-7.

14. Roos H, et al. *The prevalence of gonarthrosis and its relation to meniscectomy in former soccer players*. Am J Sports Med 1994;22(2):219-22.
15. Fuller CW, Hawkis RD. *Developing a health surveillance strategy for professional footballers in compliance with UK health and safety legislation*. Br J Sports Med. 1997; 31(2):148 - 9.
16. Price RJ, et al. *The football association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football*. Br J Sports med. 2004; 38(4):466 - 71.
17. Watson AW. *Sport injuries related to flexibility, posture, acceleration, clinical defects, and previous injury in high level players of body contact sports*. Int J of Sports Med. 2001; 22(3); 222.
18. Watson AW. *Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics*. J Sports Med Phys Fitness. 1995; 35(4); 289.
19. Gagey PM, Weber B, El sistema Postural fino. *En: Posturología – Regulación y alteraciones de la bipedestación*. Barcelona: Masson; 2001. p. 25 - 34.
20. Miralles Marrero R.C., Postura. *En: Biomecánica clínica del Aparato Locomotor*. Barcelona: Masson, SA; 2002; p 218.
21. Nillsdotter AK, Lobmander LS. *Age and waiting time as predictors of outcome after total hip replacement for osteoarthritis*. Rheumatology Oxford; 2002; 41(11):1261 - 7.
22. Ruiz Juan F, et al. *Actividades físico-deportivas realizadas por el alumnado de segundo ciclo de la Universidad de Almería, atendiendo a la frecuencia de práctica*. Rev Digit- Buenos Aires.2001; 7; 39.
23. Goig Llopis R. *El fútbol como ritual festivo. Un análisis referido a la sociedad española*. Andulí. Revista Andaluza de Ciencias Sociales. 2006; 6:115 -132.
24. García Ferrando M. *Veinticinco años de análisis del comportamiento deportivo de la población española (1980-2005)*. Revista Internacional de Sociología (RIS). 2006; LXIV (44):15 - 38.
25. Meeker WC, Hadelman S. *Chiropractic: a profession at the crossroads of mainstream and alternative medicine*. Ann Inter Med. 2002; 136(3): 216-27.
26. Stump JL, Redwood D. *The use and role of Sports chiropractors in the national football league; a short report*. J of Manipulative Physiol Ther 2002; 25(3): E2.

27. Henderson Cn, Cramer GD, Zhang Q, DeVocht JW, Fournier JT. *Introducing the external link model for studying spine fixation and misalignment: part 1 – need, rationale, and applications.* J of manipulative Physiol Ther, 200730(3): 239 - 45.
28. Broome RT. *Técnica quiropráctica de las articulaciones periféricas.* Barcelona: Paidotribo. 2005. p.20 - 26.
29. *Chiropractic Treatment techniques.* Disponible en: http://en.wikipedia.org/wiki/Chiropractic_treatment_techniques#Spinal_adjuatment.
30. Harrison D E, Cailliet R, Harrison D D, Troyanovich S J, Harrison S O. *A review of biomechanics of the central nervous system- Part III: spinal cord stresses from postural loads and their neurological effects.* J of manipulative Physiol Ther. 1999; 22(6): 399 - 410.
31. Dishman, J, Donald DC, Msc, Bulbulian, Ronald PhD. *Spinal reflex attenuation associated with spinal manipulation.* Spine J. 2000; 25(19): 2519 - 2525.
32. Sung, Paul S. PT, DHsc, Kang, Yu-Ming PhD, Pickar, Joel G., DC, PhD. *Effect of spinal manipulation duration on low threshold mechanoreceptors in lumbar paraspinal muscles: A preliminary report.* Spine J.2005; 30(1):115 - 122.
33. Pickar, JG. *Neurophysiological effects of spinal manipulation.* Spine J. 2002; 2(5): 357 - 371.
34. Dishman JD, Burke J. *Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar manipulation: a comparative study.* Spine. 2003; 3(3): 204 - 12.
35. Dishman JD, Ball KA, Burke J. *First Prize: Central motor excitability changes after spinal manipulation: a transcranial magnetic stimulation study.* J Manipulative Physio Ther. 2002; 25(1): 1 - 9.
36. Colloca, CJ, Keller, TS. *Electromyographic Reflex Responses to mechanical force manually assisted spinal manipulative therapy.* Spine J. 2001; 26(10): 1117 - 1124.
37. Colloca CJ, Keller TS, Gunzburg R. *Neuromechanical characterization of in vivo lumbar spinal manipulation: Part II. Neurophysiological response.* J of Manipulative Physiol Ther. 2003; (9): 579 - 591.
38. Troyanovich SJ, Harrison DE, Harrison DD. *Structural rehabilitation of the spine and posture rationale for treatment beyond the resolution of symptoms.* J of Manipulative and Physiol Ther. 1998; 21(1): 37- 50.

39. Watson AW. *Sport injuries related to flexibility, posture, acceleration, clinical defects, and previous injury in high level players of body contact sports*. Int J of Sports Med. 2001; 22(3); 222 - 25.
40. Watson AW. *Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics*. J Sports Med Phys Fitness. 1995; 35(4); 289 - 94.
41. Scott WA. *Maximizing performance and the prevention of injuries in competitive athletes*. Curr Sports Med Rep. 2002; 1(3):184 - 190.
42. Junge A., Dvorak J. *Soccer Injuries: A Review on Incidence and Prevention*. Sports Med. 2004; 34(13): 929 - 938.
43. Tauton JE, McKenzie DC, Clement DB. *The role of biomechanics in the epidemiology of injuries*. Sports Med. 1988; 6(2): 107- 120.
44. Weineck, EJ Fútbol Total. *El entrenamiento físico del Futbolista Vol II*. Barcelona: Paidotribo, 1999. p.9-12.
45. Cometí G. *La preparación física en el fútbol*. Barcelona: Paidotribo. 2002. p. 9 - 42.
46. Weineck EJ. *Fútbol Total. El Entrenamiento físico del Futbolista. Vol I*. Barcelona: Paidotribo. 1999. p.13 -16.
47. Mognoni P, Sirtori M. *La fuerza Muscular del Futbolista*. Revista de Actualización en Ciencias del Deporte. 1996; 4(13).
48. George JD, Fisher GA, Vehrs PR. *Tests y Pruebas físicas*. Barcelona: Paidotribo. 2001. p. 65 - 67.
49. Greesnstein B, Greenstein A. *Control of Posture. En: A. Color Atlas of Neuroscience*. Thieme, editores, Stuttgart-New York: 2000.p 206 - 207.
50. Peterka RJ. *Sensorimotor integration in human postural control*. J of Neurophysiol. 2002; 88(3):1097 - 118.
51. Gagey PM, Weber B. *El sistema Postural fino en: Posturología, Regulación y alteraciones de la bipedestación*. Barcelona: Masson; 2001. p. 83 - 96.
52. Morningstar M W, Pettibon BR, Schlappi H, Schlappi I, Ireland T V. *Reflex control of the spine and Posture: a review of the literature from a chiropractic perspective*. Chiropractic & Osteopathy. 2005; 13 -16. Disponible en: <http://www.chiroandosteo.com/content/13/1/16> .
53. Magnusson M, Johansson R. *Quantification of human postural control reflexive eye movements and development therapies for disturbed balance and dizziness*. Swedish Research Council, 2005 - 2007. Ref. 2004-4656. Disponible en: <http://www.control.lth.se/people/personal/rjdir/vestibular.html> .

54. Wikipedia, the free encyclopedia. *Vestibular system*. Disponible en: http://en.wikipedia.org/wiki/Vestibular_system.
55. Physiology of Balance. *Central Vestibular Pathways #1*. Disponible en: <http://gozips.uakron.edu/~sal/Balance.html> .
56. Guyton A. C. *Sensaciones vestibulares y mantenimiento del equilibrio*. En: *Anatomía y fisiología del sistema nervioso*. Neurociencia básica. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1997. p 252 - 59.
57. Gray H. *Anatomy of the Human Body, The optic nerve*; Disponible en: <http://www.bartleby.com/107/197.html>.
58. Biswas S, Rahana I. *Lo esencial en el sistema músculo- esquelético*. Harcourt Brace editores, Madrid: 1999. pag. 73 - 77.
59. Pearce, E. *Sistema nervioso Cerebroespinal*. En: Manual de Anatomía y Fisiología Elicien, editores. Barcelona: 1981 p.357 - 92.
60. *The monosynaptic Stretch Reflex*. Disponible en: <http://nawrot.psych.ndsu.nodak.edu/Courses/Psych465.S.02/Movement/Reflex.html>.
61. Miralles Marrero R.C. *Postura*. En: *Biomecánica clínica del Aparato Locomotor*. Barcelona: Masson, SA ; 2002, p 295-300.
62. Busquets L. *Las Cadenas Musculares*. Tomo I, 7ª edición, Barcelona: Paidotribo, 2004. p. 19 - 58.
63. Anatomy 530^a. *Functional Neuroanatomy*. Disponible en: <http://instruct.uwo.ca/anatomy/530/350notes.html>.
64. Tingey EM, Buschang PH, Throckmorton GS. *Mandibular rest position: a reliable position influence by head support and body posture*. J Orthod Dentofacial Orthop. 2001; 120(6): 614 - 22.
65. Fink M, Wahling K, Stiesch-Scholtz M, Tschernischek H. *The functional relationship between the cervical spine, and the sacroiliac joint: a preliminary craniomandibular system investigation*. Cranio. 2003; 21(3):202 - 208.
66. Huggare J. *Postural disorders and dentofacial morphology*. Acta Odontol Scand. 1998; 56(6):383 - 86.
67. Nicolakis P, Nicolakis M, Piehslinger E, Ebenbichler G, Vachuda M, Kirtley C, Fialka C, Fialka-Moser V. *Relationship between cranio-mandibular disorders and poor posture*. Cranio. 2000; 18(2):106-112.
68. Milani RS, De Periere DD, Lapeere L, Pourreyon L. *Relationship between dental occlusion and posture*. Cranio. 2000; 18(2):127 - 34.

69. Nashner LM, Woollacott M, Tuma G. *Organization of rapid responses to postural and locomotor-like perturbations of standing man*. Exp. Brain Res. 1979; 136(3):463 - 76.
70. Rothbart BA. *Medial Column Foot Systems. An innovative tool for improving posture*. J of Bodywork and Movement Therapy 6(1):37- 40. Disponible en: <http://www.rothbartsfoot.info/Infoscientific.html>.
71. Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M. *Regulation of bipedal stance: dependency on load receptors*. Exp Brain Res, 1992; 89:229 - 231.
72. Dietz V. *Interaction between central programs and afferent input in the control of posture and locomotion*. J of Biomechanics. 1996; 7:841- 844.
73. Jonathan Riley. *Postural Muscles*. Disponible en: <http://jonathanriley.com/images/postural.jpg>.
74. Imrie D, Barbuto L. *The Back power program*. Stoddart Publishing co ltd, Toronto: 1988. p. 57- 66 y p.176 - 177.
75. Balius Matas R. *Prevención de las Lesiones Musculares*. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte. Murcia 2006.p 34 - 42. Disponible en: <http://www.ucam.edu/catedra/trauma/xvijornadas/index.html>.
76. Ardèvol Cuesta J. *Prevención de las Lesiones en la Musculatura Isquiotibial*. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte. Murcia 2006. p 81- 87. Disponible en: <http://www.ucam.edu/catedra/trauma/xvijornadas/index.html>.
77. Newell M, Grant S, Henry A, Newell J. *Incidence of injury in elite Gaelic footballers*. Iri Med J, 2006; 99(9):269 - 71.
78. Askling C, Karlsson J, Thorstensson A. *Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload*. Scand J Med Sci Sports, 2003; 13(4):244 - 50.
79. Panjabi MM. *The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement*. J of Spinal disorders. 1992; 5(4):383 - 89.
80. Wikipedia, the free encyclopedia. *Erector Spinae*. Disponible en: http://en.wikipedia.org/wiki/Erector_spinae.
81. *Posture normale et posture pathologique*. Disponible en: http://www.posturologie.com/posture_normale.html.
82. Roberts S , Eisenstein SM, Menaje J, Evans EH, AshtonIK. *Mechanoreceptors in intervertebral discs. Morfology, distribution, neuropeptides*. Spine J. 1995; 20:2645 - 265.

83. Fialka-Moser V, Uher EM, Lack W. *Postural disorders in children and adolescents*. Wien Med Wochenschr. 1994; 144(24): 577 - 92.
84. Gallozi Claudio. *Il ruolo dell'equilibrio corporeo nella traumatologia dello sport*. Medicina dello Sport. 2003. 56(4) Disponibile en: http://www.sportmedicina.com/equilibrio_corporeo_e_traumatologia_sportiva.html
85. Deed E. Harrison, Donald D. Harrison, Stephan J. Troyanovich, Stacy Harmon. *A normal spinal position: It's time to accept the evidence*. J of Manipulative and Physiol Ther. 2000; 23(9): 623 – 44.
86. Johnson BD, Saupe KW, Dempsey JA. *Mechanical constraints on exercise hyperpnea in endurance athletes*. J Appl Physiol. 1992;73(3):874 - 86.
87. Harrison DE, Caillet R, Harrison DD, Troyanovich SJ, Harrison SO. *A review of biomechanics of the central nervous system- Part I: spinal canal deformations resulting from changes in posture*. J of Manipulative Physiol Ther. 1999; 22(4):227- 34.
88. Harrison DE, Caillet R, Harrison DD, Troyanovich SJ, Harrison SO. *A review of biomechanics of the central nervous system-Part II: spinal cord strains from postural loads*. J of Manipulative Physiol Ther. 1999; 22 (5): 322 - 32.
89. Sharp JT, Goldberg NB, Druz WS, Danon J. *Relative contributions of rib cage and abdomen to breathing in normal subjects*. J Appl Physiol. 1975; 39(4): 608 - 18.
90. Kiefer A, Shirazi-Adl A, Parnianpour M. *Synergy of the spine in neutral postures*. Eur Spine J. 1998 ; 7(6):471- 79.
91. Le Corre, F, Rageot E. *Manipulaciones Vertebrales*. Barcelona: Masson, SA. 1995. p. 1- 29.
92. Kavounoudias A, Roll JP. *Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation*. J Physiol 2001;532(3):869 - 78.
93. Roll R, Kavounoudias A, Roll JP. *Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness*. Neuroreport. 2002; 13(15):1957-61.
94. Rougier P, Zanders E, Borlet E. *Influence of visual cues on upright postural control: differentiated effects of eyelids closure*. Rev Neuro. 2003; 159(2):180 - 88.
95. Ledin T, Odkvist LM. *Visual influence on postural reactions to sudden antero-posterior support surface movements*. Acta Otolaryngol. 1991; 111(5):813 - 19.

96. Keshner EA. *Influences of perception of self-motion on postural parameters*. Cyberpsychol Behav. 2006; 9(2):163 - 66.
97. Negrín Pérez R. *El pie, su importancia en la función de apoyo y su relación con la actividad física*. Revista digital EF y Deportes. Bueno año 7 –Nº 38 – Julio de 2001. Disponible en: <http://www.efdeportes.com/efd38/pie.html>.
98. Panjabi MM. *The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement*. J of Spinal disorders. 1992; 5(4):383 - 89.
99. Andorlini M. *La Saggezza del corpo: divagazioni sulla postura*. Castello Editore, Milano: 2005. p. 47 - 131 y p.141 - 47.
100. Do MC, Bussel B, Bremiere *Influence of plantar cutaneous afferents on early, compensatory reactions to forward fall*. Exp. Brain Res1990; 79:319- 24.
101. Burke G. *Leg length discrepancy*. Gait & Posture. 2002;15(2): p.195-206.
102. Romero Martínez JL. *Prevención de las Lesiones Ligamentosas de tobillo*. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte. Murcia 2006. p. 90-95.Disponible en: <http://www.ucam.edu/catedra/trauma/xvijornadas/index.html>.
103. Montes-Castillo MI, Pérez Benítez MLI, Díaz-Barriga AS, Vázquez Jasso AJ. *El balance y las caídas en la tercera edad. Consecuencias, evaluación y tratamiento*. Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación 2000; 12:16 - 20.
104. Gibbons P, Philip T. *Manipulación de la columna el tórax y la pelvis. Una perspectiva osteopática*. Madrid: McGraw-Hill-Interam. 2002 p.9 - 16.
105. Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Honegger F. *Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses?* Exp Brain Res. 2000; 130(3):375 - 91.
106. Horak FB, Nashner LM. *Central Programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations*. J of Neurophysiol. 1986; 55(66):1369 - 81.
107. Granata KP, Wilson SE. *Trunk posture and spinal stability*. Clin Biomech. 2001, 16(8): 650 - 59.
108. Baydal-Bertomeu JM, Barberá I Guillem R, Soler-Gracia C, Pedro de Moya MF, Prat JM, Barona de Guzmán R. *Determinación de los patrones de comportamiento Postural en población sana Española*. Acta Otorrinolaringol Esp. 2004; 55:260 - 69.

109. Karisson A, Persson T. *The ankle Strategy for postural control-a comparison between a model-based and a marker-based method*. Comput Methods Programs Biomed. 1997; 52(3):165 - 73.
110. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. *Ankle and hip postural strategies defined by joint torques*. Gait & Posture, 1999; 10(2):161-70.
111. Park s, Horak FB, Kuo AD. *Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing*. Exp Brain Res. 2004; 154:417 - 27.
112. Allum JH, Honegger F. *A postural model of balance-correcting movement*. J of Vestibular Res. 1992; 2(4): 323 - 47.
113. Horak FB, Henry S, Shumway-Cook, A. *Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders*. Physical Therapy. 1997; 77(5), 517- 33.
114. Keshner EA. *Head-trunk coordination in elderly subjects during linear anterior-posterior translations*. Exper Brain Res. 2004; 158(2):213 - 22.
115. Gruneberg C, Bloem BR, Honegger F, Allum JH . *The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man*. Exp Brain Res. 2004; 157(4):472 - 85.
116. Dvorak J, Junge A, Chomiak J, Graf-Baumann T, Peterson L, Rosch D, Hodgson R. *Risk factor analysis for injuries in football players. Possibilities for a prevention program*. Am J Sports Med. 2000; 28(5 Suppl):S69 - 74.
117. Waller AE, Feehan M, Marshall SW, Chalmers DJ. *The New Zealand Rugby Injury and Performance Project:I. Design and methodology of a prospective follow-up study*. Br J Sports Med. 1994; 28(4):223 - 28.
118. St John's Hospital, Livingston, West Lothian. *A three year review of injuries to professional footballers (1995-98) and comparison with previous observations (1990-93)*. Scott Med J. 2000; 45(1):17 - 19.
119. Damore DT, Metzl JD, Ramundo M, Pan S, Van Amerongen R. *Patterns in childhood sports injury*. Pediatr Emerg Care. 2003; 19(2):65 - 67.
120. Dalton SE. *Overuse injuries in adolescent athletes*. Sports Med. 1992; 13(1):58 - 70.
121. Weir MA, Watson AW. *A twelve month study of sports injuries in one Irish School*. Ir J Med Sci. 1996; 165(3):165 - 69.
122. Belechri M, Petridou E, Kedikoglou S, Trichopoulos D. (Sports Injuries European Union Group). *Sports injuries among children in six European union countries*. Eur J Epidemiol. 2001; 17(11):1005 - 12.

123. Parkkari J, Kujala UM, Kannus P. *Is it possible to prevent sports injuries? Review of controlled clinical trials and recommendations for future work.* Sports Med. 2001; 31(14): 985 - 95.
124. Hershman E. *The profile for prevention of musculoskeletal injury.* Clin Sports Med. 1984; 3(1):65 - 84.
125. Smith J, Laskowski ER. *The preparticipation physical examination: Mayo Clinic experience with 2.739 examinations.* Mayo Clin Proc. 1998 May; 73(5):419 - 29.
126. McKeag DB. *Preseason physical examination for the prevention of sports injuries.* Sports Med. 1985; 2(6):413 - 31.
127. Carek PJ, Hunter L. *The preparticipation physical examination for athletics: a critical review of current recommendations.* J Med Liban. 2001 Sep-Oct, 49(5):292 - 97.
128. Samer S. Hasan, Deborah W. Robin, Dennis C. Szurkus, Daniel H. Ashmead, Steven W. Peterson and Richard G. Shiavi. *Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part I: Methods.* Gait&Posture. 1996; 4(1):1 - 10.
129. V. Maynard, A.M.O. Bakheit, J. Oldham, J. Freeman. *Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system.* Gait&Posture. 1997 ; 5(2):178 - 79.
130. Rueda Sánchez M. *Podología. Los desequilibrios del pie.* Barcelona: Paidotribo. 2004. p 9 - 15 y p.181 - 207.
131. Beck A, Killius. J. *Normal posture of spine determined by mathematical and statistical methods.* Aerospace Med. 1973; 44:1277 - 81.
132. Beck A, Killius J. *Analyse par computer de la statistique.* J. Radiol. Electrol Med Nucl. 1975; 56(suppl 2): 402 - 403.
133. Kibler WB, McQueen C, Uhl T. *Fitness evaluations and fitness findings in competitive junior tennis players.* Clin Sports Med. 1988; 7(2):403 - 76.
134. Wedderkopp N, Kalltoft M, Lundgaard B, Rosendahl M, Froberg K. *Prevention of injuries in young female players in European team handball. A prospective intervention study.* Scand J Med Sci Sports. 1999; 9(1):41-47.
135. Ihme N, Gossen D, Olszynska B, Lorani A, Kochs A. *Can an insufficient posture of children and adolescents be verified instrumentally? Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2002; 140(4):415 - 22.
136. Walsh MS, et al. *The validation of a portable force plate for measuring force-time data during jumping and landing tasks.* J Strength Cond Res. 2006; (4):730 - 34.

137. Carroll JP, Freedman W. *Nonstationary properties of postural sway*. J of Biomech. 1993; 26(4-5):409 - 16.
138. Vernon H. *An assessment of the intra- and inter-reliability of the posturometer*. J Manipulative Physiol Ther. 1983; 6(2):57 - 60.
139. Olaru A, Parra Farré J, Badius Matas R. *Estudio de validación de un instrumento de evaluación postural (SAM, spinal analysis machine)* Apunts Medicina de l'Esport vol 41, No 150, Abril –Junio 2006. Disponible en: <http://www.apunts.org>.
140. Watson AW, Mac Donncha C. *A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture*. J of Sports Med Phys Fitness. 2000; 40(3):260 - 70.
141. Willner S. *Spinal pantograph-a noninvasive anthropometric device for describing postures and asymmetries of the trunk*. J Pediatr Orthop. 1983; 3(2):245 - 49.
142. *Plataforma de fuerzas: control del desarrollo de fuerza a partir de la presión ejercitada por pies o manos sobre la plataforma de fuerzas. Servicios del departamento de biomecánica*. Disponible en: <http://www.minorisa.org/car2/?q=ca/servicios/cientificos>.
143. Penelope J. Klein and James J. DeHaven. *Accuracy of a Portable Force Plate in Assessing Force and Center of Pressure Estimates Under Static Loading*. Gait&Posture. 1997; 5(2):178 - 79.
144. Alexander KM, LaPier TL. *Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain*. J Orthop Sports Phys Ther. 1998; 28(6):378 - 83.
145. Hu MH, Hung YC, Huang YL, Peng CD, Shen SS. *Validity of force platform measures for stance stability under varying sensory conditions*. Proc Natl Sei Counc Repub China. 1996; 20(3):78 - 86.
146. Haas BM, Burden AM. *Validity of weight distribution and sway measurements of the Balance Performance Monitor*. Physiother Res Int. 2000; 5(1):19 - 32.
147. Wolff DR, Rose J, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. *Postural balance measurements for children and adolescents*. J Orthop Res. 1998; 16(2):271 - 75.
148. Ekdahl C Jarnio GB, Andersson SI. *Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform*. Scand J Rehabil Med. 1989; 21(4):187 - 95.

149. Hlavacka F, Kundrat J, Krizkova M, Bacova E. *Physiologic range of stabilometry values obtained in the upright posture using a computer.* *Cesk Neuro Neurochir.* 1990; 53(2):107 - 13.
150. Nordahl SH, Aasen T, Dyrkorn BM, Eidsvik S, Molvaer OI. *Static stabilometry and repeated testing in a normal population.* *Clin Biomech.* 2002; 17(9-10): 666 - 77.
151. Nies N, Sinnott PL. *Variations in balance and body sway in middle-age adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction.* *Spine.* 1991; 16(3):325 - 30.
152. Takala EP, Korhonen I, Viikari-Juntura E. *Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, longterm stability, and associations with symptoms of the low back.* *Clin Biomech.* 1997; 12 (7-8):429 - 37.
153. Richmond B, Chan, Janet H, Jhoun, Dudley S. *Childress. A simple equation describing standing balance.* *Gait&Posture.* 1997; 5(2):186.
154. Harrison DD, Janik TJ, Harrison GR, Troyanovich S, Harrison DE, Harrison SO. *Chiropractic biophysics technique: a linear algebra approach to posture in chiropractic.* *J Manipulative Physiol Ther.* 1996; 19(8):525 - 35.
155. Fitzgerald JE, Murray A, Elliott C, Birchall JP. *Comparison of body sway analysis techniques. Assessment with subjects standing on a stable surface.* *Acta Otolaryngol.* 1994; 114(2):115 - 19.
156. Rodacki CL, Fowler NE, Rodacki AL, Birch K. *Technical note: repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures.* *Ergonomics.* 2001; 44(12):1076 - 85.
157. Bedard M, Martin NJ, Krueger P, Brazil K. *Assessing reproducibility of data obtained with instruments based on continuous measurements.* *Exp Aging Res.* 2000; 26(4):353 - 65.
158. Beck JL, Day RW. *Overuse injuries.* *Clin Sports Med.* 1985; 4(3):553-73.
159. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. *Prevention of anterior cruciate ligament injuries.* *Curr Womens Health Rep.* 2001; 1(3):218 - 24.
160. Dalton SE. *Overuse injuries in adolescent athletes.* *Sports Med.* 1992; 13(1):58 - 70.
161. Inklaar H, Bol E, Schmikli SL, Mosterd WL. *Injuries in male soccer players: team risk analysis.* *Int J Sportd Med.* 1996; 17(3):229 - 34.
162. Laskowski ER, Newcomer-Aney K, Smith J. *Proprioception.* *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2000; 11(2):323 - 40.

163. Van Maanen CJ, Zonnenberg AJ, Elvers JW, Oostendorp RA. *Intra/interrater reliability of measurements on body posture photographs.* Cranio. 1996; 14(4):326 - 31.
164. Taylor JA. *Full-spine radiography: a review.* J of Manipulative Physiol Ther. 1993; 16(7): 460 - 74.
165. Wilkerson RD, Mason MA. *Differences in men's and women's mean ankle ligamentous laxity.* Iowa Orthop J. 2000; 20:46 - 8.
166. Fransson PA., Tjernström A., Magnusson M., Johansson R. *Analysis of Short - and Long term Effects of Adaptation in Human Postural Control.* Biological Cybernetics. 2002; 86: 355 - 65.
167. Gross J, Timmermann, J, Kujala J, Dirks M, Schmitz R, Salmelin R., Schnitzler A. *The Neural Basis of Intermittent Motor Control.* PNAS.2001;99(4): 2299-2302. Disponible en: <http://www.pnas.org/cgi/doi/10.1073/pnas.032682099>.
168. Buyruk HM, SnijdersCJ, Vleeming A, Lameris JS, Holland WP, Stam HJ. *The measurements of sacroiliac joint stiffness with colour Doppler imaging: a study on healthy subjects.* Eur J Radiol. 1995;21(2):117 - 21.
169. Waddington G, Seward H, Wrigley T, Lacey N, Adams R. *Comparing wobble board and jump landing training effects on knee and ankle movement discrimination.* J Sci Med Sport. 2000; 3(4):449 - 59.
170. Waddington G, Adams R. *Football boot insoles and sensitivity to extent of ankle inversion movement.* British J of Sports Med. 2003; 37(2):170 - 74.
171. Grimstone, SK, Engsberg JR, Shaw L, Vetane NW. *Rehabilitation prescribed in coordination with prior chiropractic therapy as a treatment for sacroiliac subluxation in female distance runners.* Chiropractic Sports Medicine.1990; 2 - 9.
172. Rocabado M, Iglarsh AZ. *Musculoskeletal Approach to maxillofacial pain,* JB Lippincott Co,editors, Philadelphia: 1991.
173. Muller GC,Drerp B, Osada N, Wetz HH. *The influence of proprioceptive insoles (Bourdiol) on the sagittal curvature and inclination of the trunk.* Orthopäde, 2006;35(11):1131 - 36.
174. Paillard T, Noé F, Rivière T, Marion V, Dupui P. *Postural Performance and Strategy in the Unipedal Soccer Players at Different Levels of Competition.* J of Athletic Training. 2006; 41(2) 172 - 76.
175. Rozzi SI, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. *Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players.* Am J Sports Med. 1999; 27(3):312 - 19.

176. Ingber DE. Tensegrity I. *Cell structures and hierarchical systems biology*. J of Cellular Science. 2003; 116 (Pt 7):1157 - 73.
177. Ingber DE. Tensegrity II. *Cell structures and hierarchical systems biology*. J of Cellular Science. 2003; 116(Pt 8):1397 - 1408.
178. Tumilty D. *Physiological Characteristics of elite soccer players*. Sports Med. 1993; 16 (2):80 - 96.
179. Gauchard GC, Gangloff P, Vouriot A, Mallies JP, Perrin PP. *Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects*. International J of Neuroscience. 2002; 112(10):1191 - 1206.
180. Viru A, Viru M, *Análisis y control del rendimiento deportivo*. Barcelona: Paidotribo. 2001 p. 133 - 37.
181. Dao TV, Labelle FH, Le Blanc R. *Intra-observer variability of measurement of posture with three-dimensional digitization*. Ann Chir.1997; 51(8):848-53.
182. Hennessey L, Watson AW. *Flexibility and posture assessment in relation to hamstring injury*. Br J Sports Med. 1993; 27(4):243 - 46.
183. M. Rabuffetti, M. Ferrarin, P. Mazzoleni, F. Benvenuti. *A Optimised procedure for the calibration of the force platform location*. Gait&Posture. 2003; 17(1):75 - 80.
184. Mayagoitia RE, Lotters JC, Veltink PH, Hermens H. *Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer*. Gait&Posture. 2002; 16(1):55 - 9.
185. Zhang DY, Dai MS, Jin J. *The dynamic measurements of human body's unbalance*. Zhogguo Yi Liao Qi Xei Za Zhi. 2000; 24(4):191 - 93.
186. Chiari L, Cappello A, Lenzi D, della Croce U. *An improved technique stabilograms for the extraction of stochastic parameters from Gait&Posture*. 2000; 12(3):225 - 34.
187. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. *Stabilometric parameters are affected by anthropometry*. Clin Biomech. 2002; 17(9-10): 666 - 77.
188. Amendt LE, Ause-Ellias KL, Eybers JL, Wadsworth CT, Nielsen DH, Weinstein SL. *Validity and reliability testing of the Scoliometer*. Phys Ther. 1990; 70(2):108 - 117.
189. Rogind H, Lykkegaard JJ, Bliddal H, Danneskiold-Samsoe B. *Postural sway in normal subjects aged 20-70 years*. Clin Physiol Funct Imaging. 2003; 23(3):171 - 76.

190. Braun BL, Amundson LR. *Quantitative assessment of head and shoulder posture*. Arch Phys Med Rehabil 1989; 70(4):322 - 29.
191. Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. *The association football medical research program: an audit of injuries in professional football*. Br J Sports Med. 2001; 35 (1):43 - 47.
192. Haheer TR, O'Brien M, Kauffman C, Liao KC. *Biomechanics of the spine in sports*. Clin Sports Med. 1993; 12 (3):449 - 64.
193. Aliveri A, Cala SJ, Duranti R, Ferrigno G, Kenyon CM, Pedotti A, Scano G, Sliwinski P, Macklem PT. *Human Respiratory muscle actions and control during exercise*. J Appl Physiol. 1997; 83(4):1256 - 69.
194. Kibler WB, Safran MR. *Musculoskeletal injuries in the young tennis player*. Clin Sports Med. 2000; 19(4):781 - 92.
195. Henry JC, Kaeding C. *Neuromuscular differences between male and female athletes* Curr Womens Health Rep. 2001;1(3):241 - 44.
196. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. *Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects*. Phys Ther. 1992; 72(6):425 - 31.
197. Ety Griffin LY. *Neuromuscular training and injury prevention in sports*. Clin Orthop. 2003 ;(409):53 - 60.
198. McKeag DB. *Preparticipation screening of the potential athlete*. Clin Sports Med. 1989; 8(3): 373 - 97.
199. Rougier P. *A forward leaning posture affects more the amplitudes of the centre of pressure displacements than those of the centre of gravity*. Ann Readapt Med Phys. 2001; 44(8):533 - 41.
200. Roy AL, Keller TS, Colloca CJ. *Posture-dependent trunk extensor EMG activity during maximum isometrics exertions in normal male and female subjects*. J of Electromyogr Kinesio. 2003; 13(5):469 - 76.
201. González HE, Manns A. *Forward head posture: its structural and functional influence on the stomatognathic*. Cranio. 1996; 14(1):71 - 80.
202. Zonnenberg AJ, Van Maanen CJ, Oostendorp RA, Elvers JW. *Body posture photographs as a diagnostic aid for musculoskeletal disorders related to temporomandibular disorders*. Cranio. 1996; 14(3):225 - 32.
203. Fasciolo A, Cammarota R, Milani R, Ferrari G, Corrado S, Lacilla M, Schellino E, Sartoris A, Benecch A. *Equilibrium and orthognathodontic surgery: correlations in a group of patients undergoing treatment*. Minerva Stomatol. 2000; 49(10):455 - 61.

204. Lee WY, Okeson JP, Kindroth J. *The relationship between forward head posture and temporomandibular disorder*. J Orofac Pain. 1995; 9(2):161-67.
205. Lauro A, Mouch B. *Chiropractic effects on athletic ability*. J of Chiropractic Research and Clinical Investigation. 1991; 6:84 - 87.
206. Kuo AD, Zajac FE, *Human standing Posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints*. Prog Brain Res. 1993; 97:349 - 58.
207. Colloca, CJ, Keller, TS. *Mechanical force spinal manipulation increases trunk muscle strength assessed by electromyography: a comparative clinical trial*. J Manipulative Physio Ther 2000; 23(9):585 - 95.
208. Dishman JD, Bulbulian R. *Comparison of effects of spinal manipulation and massage on motoneuron excitability*. Electromyogr Clin Neurophysiol. 2001; 41(2):97 - 10.
209. Lim TH, Eck JC, An HS, McGrady LM, Harris GF, Haughton VM. *A noninvasive, three dimensional spinal motion analysis methods*. Spine. 1997; 22(17): 1996 - 2000.
210. Proske U, Morgan DL, Brockett CL, Percival P. *Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them*. Clin Exp Pharmacol Physiol. 2004; 31(8): 546 - 50.
211. Rodas G., Til L., Medina D., Solé J., Ardèvol J., *Prevención de lesiones en fútbol. XVI Jornadas Internacionales de Traumatología del Deporte*. Murcia 2006. p 51-62. Disponible en:
<http://www.ucam.edu/catedra/trauma/xvijornadas/index.html>.
212. Robinson P, White LM. *The biomechanics and imaging of soccer injuries*. Seminar of Musculoskeletal Radiology. 2005; 9(4): 397- 420.
213. Lehman GJ, McGill SM. *Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses*. Clin Biomech. 2001; 16(4):293 – 99.
214. de Zoete A., Assendelft WJ., Algra PR., Oberman Wr, Vanderschueren GM., Bezemer PD. *Reliability and validity of lumbosacral spine radiograph reading by chiropractors, chiropractic radiologists, and medical radiologists*. Spine. 2022; 27(17):1926 - 33.
215. Johansson, M., Magnusson P., Fransson A., Karlberg M. Lund Institute of Technology. *Multi-stimulus Multi-response Posturography*. Mathematical Biosciences. 2001; 174: 41 - 59.

216. Fransson P-A. *Analysis of Adaptation in Human Postural Control*. Scripta Academica Lundensia, 2005. Disponible en: <http://theses.lub.lu.se/postgrad>.
217. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. *What is balance?* Clin Rehabil. 2000; 14(4): 402 - 06.
218. Rougier P, Zanders E ; Borlet E. *Influence of visual cues on upright postural control: differentiated effects of eyelids closure*. Rev Neurol. 2003;159(2):180 - 88.
219. Maurer C, Mergner T, Pererka RJ. *Multisensory control of human upright stance*. Exp Brain Res.2006; 171(2):231 - 50.
220. Comin Comin M, Villarroya Aparicio A, Pérez Garcia JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. *Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones*. Meditel Ingeniería Medica: Artículos 2006. Disponible en: <http://www.bitmed.com/articulos/articulos.asp?ruta=/articulos/2/Analisis>.
221. Sperryn P N. *ABC of Sports Medicine: Overuse Injury in Sport*. British Med J. 1994; 308:1430 - 32.
222. Arnaso A, Gudmundsson A, Dahl, HA, Johnansson E. *Soccer injuries in Iceland*. Scand J of Medicine Science and Sports. 1996; (1):40 - 5.
223. Morgan BE, Oberlander MA. *An examination of injuries in major league soccer*. Am J Sports Med. 2001; 29(4):426 - 43.
224. Nikolic A, Baltzer AW, Kramer R, Liebau C. *Injuries specific to ice skating- documentation of the injuries of competitive athletes during a preseason training camp*. Sportverletz Sportschaden.1998; 12(4):142-46.
225. Rougier P. *How mirror feedback improves undisturbed upright stance control*. Ann Readapt Med Phys. 2002; 45(2):77 - 85.
226. Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. *A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature*. European Spine J, 2004; 13 (2): 122 - 36.
227. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. *Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study*. Am J Sports Med.2007; 35(7):1123-30.
228. Tegnander A et al. *Injuries in Norwegian female elite soccer: a prospective one season cohort study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008; 16(2): 194 - 8.
229. Le Gall F et al. *Injuries in young elite female soccer players: an 8 -season prospective study*. Am J Sports Med. 2008; 36(2):276 - 84.

230. Giza E, et al. *Injuries in women's professional soccer*. Br j Sports Med. 2005; 39 (4):212 - 6.
231. Faude O, Junge A, Kindermann W, Dvorak J. *Injuries in females soccer players: a prospective study in the German national league*. Am J Sports med. 2005; 33(11) 1694 - 700.
232. Faude O, et al. *Risk factors for injuries in elite female soccer players*. Br J Sports med. 206; 40(9):785 - 90.
233. Mohammadi F. *Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle sprains in male soccer players*. Am J of Sports Med. 2007; 35(6): 922 - 6.
234. Gilchrist J, et al. *A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players*. Am J Sports Med. 2008; 36(8):1476 - 83.
235. Holme E, et al. *The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain*. Scand J Med Sci Sports. 1999; 9(2):104 - 9.
236. Fredberg U, et al. *Prophylactic training in asymptomatic soccer players with ultrasonographic abnormalities in Achilles and patellar tendons:the Danish Super League Study*. Am J Sports Med. 2008; 36(3):451 - 60.
237. Croisier JL, et al. *Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study*. Am J Sports Medicine. 2008; 36(8):1469 - 75.
238. Hoskins WT, Pollard HP. *Successful management of hamstring injuries in Australian Rules footballers: two case reports*. Chiropractic and Osteopathy 2005; 13(1): 4.
239. McGuine TA, Keene JS. *The effect of balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes*. Am J Sports Med 2006; 34(7):1103-11.
240. Vrbancic TS, et al. *Balance index score as a predictive factor for lower sports results or anterior cruciate ligament knee injuries in Croatian female athletes-preliminary study*. Coll Antropol. 2007; 31(1): 253 - 8.



ANEXOS

ANEXOS
