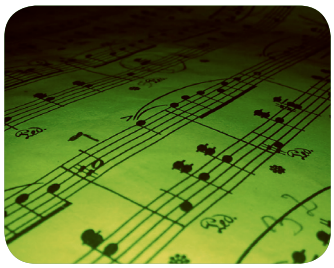
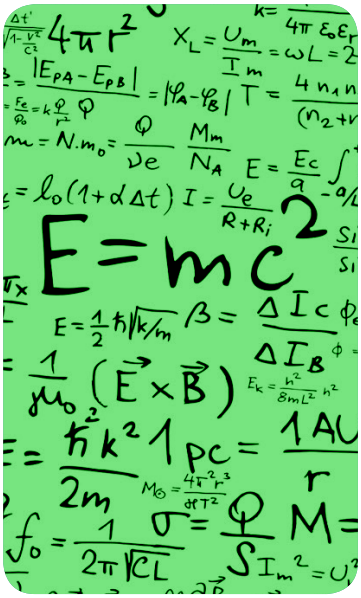




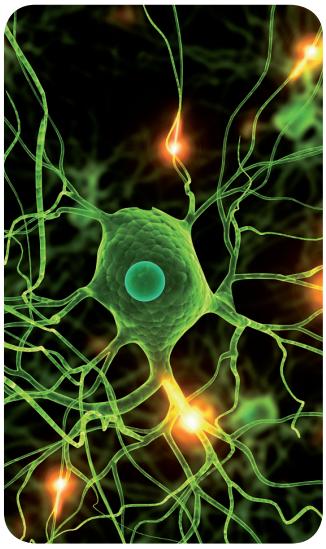
MÁSTERES de la UAM

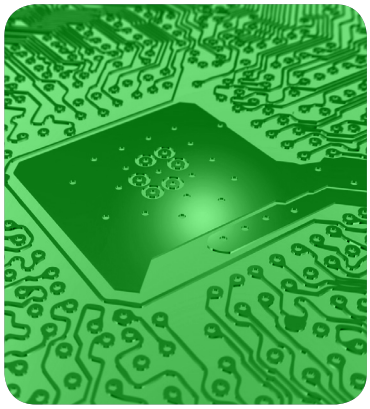
Facultad de Ciencias
/ 15-16

Antropología Física: Evolución y Biodiversidad Humanas

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

Campus Internacional excelencia UAM CSIC+





Influencia de la composición corporal en la morfología sagital de la columna vertebral. Estudio en una población rural de mujeres adultas

Rebeca Saludes Llamas

UAM EDICIONES

Máster Universitario en Antropología Física: Evolución y Biodiversidad Humanas.

Master conjunto de las universidades de Alcalá, Autónoma de Madrid y Complutense de Madrid

INFLUENCIA DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL EN LA MORFOLOGÍA SAGITAL DE LA COLUMNA VERTEBRAL. ESTUDIO EN UNA POBLACIÓN RURAL DE MUJERES ADULTAS

REBECA SALUDES LLAMAS

TRABAJO DE FIN DE MÁSTER

Septiembre 2016

Dirigido por:

Dra. Dª Paula Acevedo Cantero

Universidad de Alcalá

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

UAM UNIVERSIDAD AUTONOMA DE MADRID

Dª **Paula Acevedo Cantero**

INFORMA:

Que el trabajo titulado **"Influencia de la composición corporal en la disposición sagital del raquis. Estudio en una población rural de mujeres adultas"**, que ha sido realizado bajo mi dirección, por **Dª Rebeca Saludes Llamas**, queda autorizado para su presentación y defensa pública por la estudiante.

En Madrid, a 12 de Septiembre de 2016.

Fdo.: Paula Acevedo Cantero

RESUMEN 1
1. INTRODUCCIÓN 2
1.1 Anatomía de la columna vertebral y la pelvis 2
1.2 Etiología y factores de riesgo en las lesiones músculo-esqueléticas 3
1.3 La postura y el morfotipo postural 4
1.4 Hipótesis 7
1.5 Objetivo general y objetivos específicos 7
2. MATERIAL Y MÉTODOS 8
2.1 Población analizada 8
2.2 Variables estudiadas 9
2.3 Variables posturales 9
2.4 Variables de composición corporal 12
2.5 Variables referentes a la flexibilidad 13
2.6 Variables referentes a la percepción de dolor y/o discapacidad 13
2.7 Análisis de datos 14
3. RESULTADOS 15
3.1 Características descriptivas de la población analizada 15
3.2 Asociación entre las diferentes variables 18
4. DISCUSIÓN 27
5. CONCLUSIÓN 33
6. Referencias bibliográficas 35
Índice de figuras 41

RESUMEN

Objetivos

Se evaluaron los grados de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral en el plano sagital y la cantidad y distribución de grasa corporal para comprobar si existe una relación y si esta justifica la presencia de sintomatología dolorosa músculo-esquelética.

Materiales y métodos

Consistió en un estudio descriptivo y transversal mediante una valoración antropométrica y un análisis postural por medio de fotogrametría 2D.

Resultados

La muestra estuvo compuesta por 69 mujeres con una edad media de 40,4 (sd=11,8) años. Los valores medios obtenidos de composición corporal y actividad física, se encontraron en la franja límite, considerados saludables según la Organización Mundial de la Salud (OMS). Se obtuvieron relaciones significativas entre los grados de las curvas fisiológicas de la columna vertebral y la composición corporal.

Discusión

El porcentaje de grasa corporal y los índices cintura-cadera y cintura-talla, se han visto por lo general mejor relacionados que el índice de masa corporal (IMC), con la disposición sagital del morfotipo postural. Todas las regiones de la columna vertebral se vieron afectadas por la edad, excepto el ángulo de antepulsión de la cabeza, esta variable a su vez, es la que más se ha visto afectada por la composición corporal, así como la única variable asociada al índice de discapacidad y/o dolor. Por tanto, la composición corporal afecta de diversas maneras a la disposición sagital de la columna vertebral, pero debido a la ausencia de referencias estandarizadas, las contribuciones científicas a nivel poblacional se encuentran menos extendidas.

PALABRAS CLAVE: curvas fisiológicas, obesidad central, morfotipo postural, fotogrametría 2D.

1. INTRODUCCIÓN

Las patologías músculo-esqueléticas relacionadas con la postura, como los procesos inflamatorios y/o degenerativos de articulaciones, tendones y ligamentos, están clasificadas dentro de los padecimientos que más afectan a la población adulta. En concreto, el dolor de la columna lumbar es un problema que afecta en torno a un 80% de la población general en algún momento de su vida. Asimismo, la dolencia lumbar tiene alrededor de un 85% de origen inespecífico o inclasificable y es uno de los principales responsables de incapacidad y de absentismo laboral, lo que deriva en un elevado coste socio-económico y un deterioro en la calidad de vida para quienes lo sufren (Casado et al., 2008). Se considera que el manejo adecuado de los factores de riesgo de los trastornos musculo-esqueléticos beneficia no solo la salud sino también la calidad de vida de las personas (Arenas-Ortiz y Cantú-Gómez, 2013).

De forma general, el deterioro osteo-articular provoca una importante incapacidad para afrontar tareas de la vida cotidiana y puede perturbar la autonomía de las personas que lo sufren.

1.1 Anatomía de la columna vertebral y la pelvis

La columna vertebral o raquis (Fig. 1), está compuesta por veinticuatro vértebras articuladas y de ocho a nueve fusionadas. En el plano sagital estas vértebras se disponen en una serie de curvas de naturaleza fisiológica, denominadas lordosis cervical (C1-C7), cifosis dorsal o torácica (D1-D12), lordosis lumbar (L1-L5), cifosis sacra (S1-S5) y el coxis (Co1-Co4, inconstantes). De estas, la cervical y lumbar son las que tienen mayor rango de movilidad.

La pelvis humana, se localiza en la región caudal de la columna vertebral y a nivel biomecánico contribuye a su estabilización, además de transferir el peso corporal entre el tronco y el miembro inferior durante la locomoción, por lo tanto, la cintura pelviana, compuesta por los dos huesos coxales y el sacro, debe responder a funciones estáticas y dinámicas. En el caso de la pelvis de la mujer, a parte de los requisitos biomecánicos también los requiere a nivel obstétrico. El estudio de la pelvis y la columna vertebral, es comúnmente evaluado a nivel postural mediante mediciones angulares que en el caso de la pelvis indican el grado de inclinación respecto a la columna vertebral. Como se puede ver en la figura 2, esta inclinación en un plano sagital, puede ser anterior o posterior, denominadas anteversión o retroversión respectivamente.

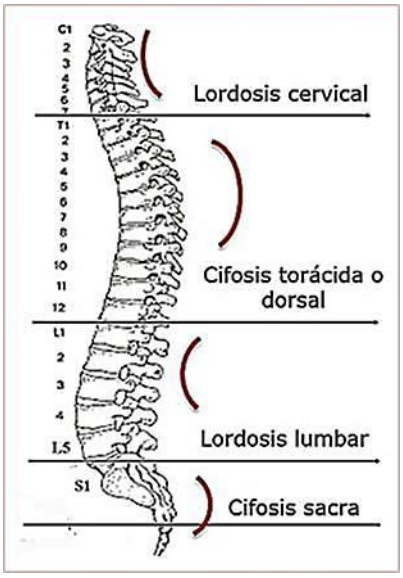


Figura 1 *Columna vertebral junto a las curvas fisiológicas en plano sagital*

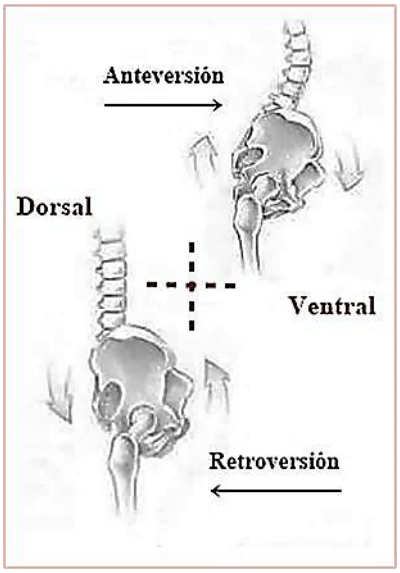


Figura 2 *Pelvis junto a su mecánica articular en plano sagital*

1.2 Etiología y factores de riesgo en las lesiones músculo-esqueléticas

Entre las teorías sobre la etiología de patologías músculo-esqueléticas, se han propuesto diversas causas que pueden explicar los mecanismos inmediatos de formación de lesiones. La interacción simultánea de estas causas puede modular las lesiones en diversos grados (Kumar, 2001). Entre los factores de riesgo que se han pospuesto se encuentran:

-Teoría de la carga acumulada; es el factor que precipita una lesión debido a la exposición repetida y que supera el umbral máximo de carga, durante un largo período de tiempo.

-Teoría de la fatiga diferencial; producida por el desequilibrio entre factores cinéticos y cinemáticos.

-Teoría del esfuerzo excesivo; causada por el esfuerzo que exceda el límite de la tolerancia muscular.

-Teoría de la interacción multivariante. Dentro de esta teoría, todos los factores de riesgo se pueden situar en otras cuatro categorías: rasgos genéticos, factores biomecánicos, perfil psicológico y características morfológicas. De estas características morfológicas, tanto a nivel postural como de composición corporal, son de las que trataremos principalmente en el presente estudio.

La flexibilidad es una cualidad del sistema músculo-esquelético que proporciona capacidad de movimiento. La flexibilidad se traduce en amplitud articular y es imprescindible en el estudio postural ya que tanto un defecto (rigidez articular), como un exceso (híper-laxitud articular), producen desequilibrios en la columna vertebral que pueden favorecer la precipitación de lesiones. La movilidad articular puede medirse mediante pruebas físicas activas de una forma objetiva y sencilla. Algunas de estas pruebas son: el signo de Ott que determina la movilidad de la región dorsal de la columna vertebral, esta prueba fue descrita por primera vez por el reumatólogo Víctor Rudolf Ott, este test es ampliamente reconocido y utilizado para la valoración de la movilidad de la región dorsal (Buckup et al., 2008). El signo de Shober determina la movilidad de la columna vertebral lumbar, fue referida por el reumatólogo Paul Schober, también es ampliamente reconocida y utilizada (Buckup et al., 2008). Los signos de Ott y Shober son utilizados para valorar la rigidez articular de la columna, por otra parte, la escala de Beighton es una prueba para valorar el exceso de movilidad articular general de una persona, esta prueba ha sido validada por Smits-Engelsman et al. (2011).

La edad contribuye a un mayor cúmulo de enfermedades, entre ellas, musculo-esqueléticas y forma parte de los factores que influyen en el número de accidentes por caídas. Estas caídas se deben, entre otras causas, a una inestabilidad producida por la pérdida progresiva de la función sensorio-motora (Castro, 2006). Las caídas en personas de avanzada edad pueden ser el inicio en la pérdida de la autonomía. Según indican estudios de género y envejecimiento, las patologías vertebrales y del sistema locomotor relacionadas con la movilidad y discapacidad son más frecuentes en el sexo femenino (Acevedo y López, 2013).

1.3 La postura y el morfotipo postural

La postura se define como cada uno de los gestos que adopta el cuerpo y la disposición de sus segmentos en los planos del espacio en determinadas situaciones. De este modo, las posibilidades posturales son muy diversas, pero, dependiendo del estilo de vida, encontramos que algunas de ellas son más frecuentes.

La postura se puede estudiar en estática o en dinámica. En el caso del estudio postural estático, debemos tener en cuenta que en bipedestación la unidad neuro-músculo-esquelética no se encuentra en reposo, sino en un estado de mínimo esfuerzo y, para ello, el centro de gravedad debe hallarse dentro del área de estabilidad o base de sustentación.

Para que el centro de gravedad se localice dentro de dicha área, obedecerá a un equilibrio de tensión miofascial, donde el control de la estabilidad postural será dependiente del sistema tónico postural, constituido por la información que llega a través de los órganos visuales, el aparato vestibular y un conjunto de células especializadas y procedentes de diferentes órganos y tejidos. Estos, denominados receptores sensoriales, generan impulsos y sensaciones que son conducidos hasta el sistema nervioso central, compuesto por el encéfalo y la médula espinal, donde son procesados dando una respuesta motora. El sistema tónico postural es responsable del manejo mecánico de los diferentes segmentos corporales, así como de la disposición de estos, tanto a nivel interno como externo, integrando la unidad tónica postural y, por ende, el esquema corporal.

El centro de gravedad del ser humano, ha sido estudiado por grandes personalidades de la historia, entre los que se pueden destacar Leonardo Da Vinci, Giovanni Alfonso Borelli y Étienne Jules Marey. El centro de gravedad (CDG) en bipedestación se proyecta en un eje que, en edad adulta y en condiciones ideales, va desde el orificio occipital, que en vista lateral coincide con el meato auditivo (Fig. 3, punto 1) pasa por delante de los cuerpos vertebrales de la columna cervical (Fig. 3, punto 2), por delante de la vértebra S2 (Fig. 3, punto 3), por detrás de la articulación coxo-femoral (Fig. 3, punto 4) y por delante de la articulación de la rodilla (Fig. 3, punto 5), hasta el centro de la base de sustentación (Fig. 4), que en vista lateral corresponde con la línea de Chopart (Fig. 3, punto 6) (Busquet, 1995; Miralles y Puig, 1998).

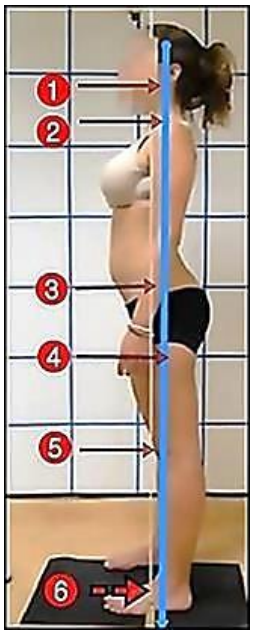


Figura 3 *Proyección del eje de gravedad en bipedestación y estática.*

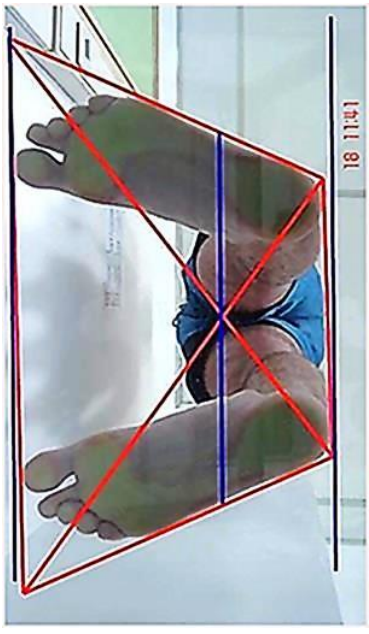


Figura 4 *Polígono de sustentación en bipedestación y estática.*

El morfotipo postural es el resultado del sistema tónico postural y se clasifica en relación a la disposición espacial del cuerpo, y en especial la columna vertebral, en posición anatómica. Para el estudio del morfotipo postural se recurre al examen estático en bipedestación, y no se valorarán segmentos aislados, sino agrupaciones musculares, articulares, fasciales, etc., denominadas "cadenas cinemáticas". Toda disfunción o discordancia de dichas cadenas, terminará en un trastorno del tono de la postura (Bricot, 2008). En el caso concreto de la columna vertebral, cuando se superan los márgenes fisiológicos de sus curvas se consideran anormalidades del raquis. Según Miralles y Rull (2001), dichas alteraciones podrán darse por incremento, disminución, abolición e incluso inversión de las curvas fisiológicas.

Se ha hallado un autor, Busquet (1995) que relaciona y clasifica los morfotipos citados según las principales cadenas posturales miofasciales. Este autor afirma que "Todo forzamiento permanente de una cadena miofascial, modificará la estática y ulteriormente causará deformaciones". En el tratado sobre cadenas musculares de Leopold Busquet, las desviaciones se equilibran y reorganizan en dos tipos, despliegue visceral y repliegue visceral. Estas actúan sobre alguna de las tres cavidades anatómicas principales: torácica, abdominal y/o pélvica, pudiéndose dar un despliegue o repliegue en alguno de los tres compartimentos.

Por tanto, encontramos seis opciones diferentes (Fig. 5): A, despliegue torácico; B, repliegue torácico; C, despliegue abdominal; D, repliegue abdominal; E, despliegue pélvico; y F, repliegue pélvico.

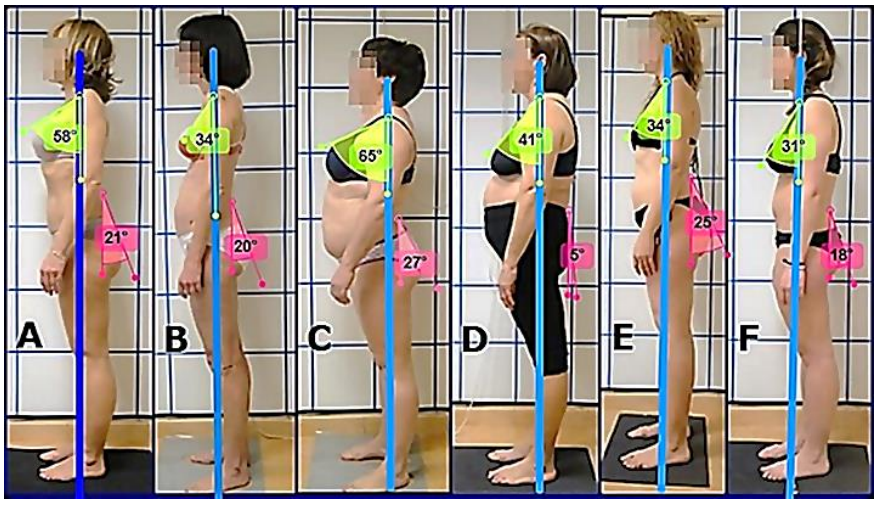


Figura 5 *El papel de las vísceras en el morfotipo de alineamiento postural*

El tejido conjuntivo es el principal constituyente de la función postural del organismo, de modo que posee un papel primordial en la verticalidad (Busquet, 1995).

El tejido adiposo (TA) forma parte de los tipos de tejido conjuntivo que se encuentran en el cuerpo humano. Su distribución regional es muy variada, desde la fascia superficial o hipodermis hasta el TA intraperitoneal. Hoy en día, debido a la alta prevalencia de morbi-mortalidad asociada a la obesidad, existen numerosas fórmulas para cuantificar este tejido en el organismo, así como índices establecidos para discernir entre lo normal y patológico. Encontramos de este modo el índice de masa corporal (IMC) o índice de Quételet. Este es un indicador que relaciona el peso y la talla, utilizándose frecuentemente para identificar el sobrepeso. La relación entre el IMC y el control postural ha sido ampliamente estudiada, demostrándose que un exceso de peso se asocia a un peor control de la postura. En pruebas mediante estabilometría, los individuos obesos presentan más actividad en parámetros relacionados con la eficacia del sistema postural (Menegoni et al., 2011). Otros trabajos asocian la inestabilidad postural con la obesidad abdominovisceral (Hita et al., 2013).

De cualquier modo, los mecanismos que producen los cambios en el desequilibrio postural en el caso de la obesidad, no se han esclarecido.

1.4 Hipótesis

La hipótesis de partida es que la distribución y cantidad de grasa afecta al morfotipo postural, de tal manera que las curvas fisiológicas de la columna vertebral dependen en cierto grado de la cantidad y distribución de tejido adiposo.

1.5 Objetivo general y objetivos específicos

El objetivo general de este trabajo es determinar si la cantidad y la distribución de grasa corporal influyen en los grados de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral. Igualmente, se pretende comprobar si esta relación justifica la presencia de discapacidad y/o de sintomatología dolorosa músculo-esquelética.

1. Evaluar cómo se comportan los grados de las curvaturas fisiológicas de la columna en relación con la edad.
2. Ver la relación entre los grados de las curvaturas fisiológicas con el ICC, ICT, el IMC, el porcentaje de grasa corporal y la circunferencia abdominal.
3. Valorar cada una de las curvas fisiológicas en relación al grado de dolor e incapacidad.

4. Analizar la relación entre cada una de las curvas fisiológicas y la flexibilidad de la columna dorsal y lumbar, así como el grado de hiperlaxitud ligamentosa.
5. Valorar si hay algún tipo de relación entre el morfotipo postural del raquis con la cantidad y distribución de grasa y el índice de discapacidad y/o dolor.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

2.1 Población analizada

Se trata de un estudio descriptivo y transversal que se llevó a cabo en una clínica de rehabilitación física de Camarena; esta población que se localiza en el ámbito rural de la provincia de Toledo (Castilla-La Mancha), cuenta con una economía tradicionalmente de base agraria, cuyo número de trabajadores ha ido disminuyendo en los últimos años para estar ahora dedicados a los sectores industrial y servicios. Estas personas, jóvenes y de mediana edad, son, generalmente, migrantes pendulares, es decir, residen en el municipio, pero se desplazan diariamente a su lugar de trabajo en Toledo, Madrid, los polígonos del sur de la capital o Fuensalida, mayoritariamente.

La muestra inicial estuvo constituida por 107 mujeres mayores de 18 años. Fueron excluidas las mujeres con intervenciones quirúrgicas en la columna vertebral y cadera, y quienes emplearan ayudas técnicas para caminar, como alzas, bastones, muletas o andadores (7 mujeres). También se excluyó a aquellas mujeres que no completaron el estudio (31). Por tanto, la muestra analizada ha sido de 69 mujeres, de 18 a 61 años. La edad media de la muestra ha sido de 40,4 (sd=11,8) años.

La muestra se obtuvo a través de una campaña de captación de personas sanas en Camarena. El estudio ha consistido en la elaboración de un cuestionario con los datos de interés para el estudio, que se detallan más adelante, cumplimentado en todos los casos por la misma investigadora.

Todas las participantes colaboraron de forma voluntaria firmando una hoja de consentimiento informado donde se explicaba el objetivo e interés del trabajo, y se garantizaba su anonimato. El estudio no ha implicado riesgos en la población, ya que se han utilizado técnicas no invasivas que incorporan los principios de no-maleficencia y beneficencia. A lo largo de todo el estudio se ha cumplido con los requisitos del Código de

Núremberg, el Informe Belmont, y la Declaración de Helsinki (World Medical Association, 2000).

2.2 Variables estudiadas

El cuestionario de datos recogía, además de la edad de cada participante en el momento del análisis, si la persona practicaba ejercicio físico con regularidad y que tipo de ejercicio realizaba, así como las horas semanales del mismo. También se han recogido variables relativas a la composición corporal, flexibilidad y la percepción de dolor y/o discapacidad. Para estudiar las variables posturales se realizó una fotografía de perfil con ropa ligera, en caso de presentar inconformidad se le colocaron marcadores reflectantes en los principales puntos de referencia para realizar las medidas pertinentes.

2.3 Variables posturales

Actualmente no hay un examen postural no invasivo reconocido como *Gold Standard*, pero existe una amplia variabilidad de índices topográficos, técnicas y dispositivos que tratan de valorar parámetros de la columna vertebral, la cadera y las extremidades mediante diferentes métodos. El problema radica en que cada uno de ellos se cuantifica con unos índices diferentes, por lo que muchas veces no son comparables entre sí. Tampoco existe un consenso en cuanto a cuál debería ser el valor crítico a considerar para que estas variables fueran útiles y universales en el diagnóstico, es decir, no hay referencias estándar.

Para la recogida de datos posturales, este estudio ha recurrido a la fotogrametría 2D. La reproducibilidad intra e inter-observador en la identificación de la posición de marcadores posturales han demostrado la validación de los ángulos torácico y lumbar. Este procedimiento constituye una herramienta sencilla, práctica, objetiva y de bajo coste para la evaluación no invasiva del análisis postural de la columna vertebral (Quirino et al., 2015). A fin de que los resultados sean válidos y reproductibles, es necesario que el sujeto a estudio presente posiciones anatómicas estandarizadas, con calidad y nitidez en la fotografía y referencias externas para la reproducción del eje de gravedad.

2.3.1 Puntos de referencia para las mediciones con fotogrametría 2D: Estas medidas se han recogido en el plano sagital y del lado derecho. Para ello se ha utilizado una plomada de 100 gr, una pantalla milimetrada de 1×1,80m., una cámara fotográfica digital marca Sony® modelo DSC-HX1, colocada a dos metros de distancia y el software de acceso libre Kinovea© 0.8.15., esta instrumentación permitirá comprobar la relación entre los grados de las curvaturas de la columna vertebral y otras variables de interés.

Se situó al sujeto en bipedestación sobre una plantilla de 40×60 cm. La posición de la cabeza fue la indicada según los criterios de Rodríguez (2013), para la cual, a parte de protocolizar la posición de los pies con una serie de características de las que vamos a prescindir por considerar que pueden falsear la postura natural, se emplazó a las personas frente a un espejo con el objetivo de mirarse a los ojos y la posición témporo-mandibular fue de contacto dentario.

Se han evaluado cinco medidas: ángulo de antepulsión de la cabeza, ángulo cérvico-dorsal, ángulo lumbo-sacro, inclinación pélvica y ángulo de proyección del centro de gravedad. También se ha llevado a cabo una descripción del morfotipo postural (Fig. 6).

-Antepulsión de la cabeza (punto 1 de la figura): Mide el ángulo que forma la desviación sagital de la columna cervical en relación al eje de gravedad. El vértice se ubicará en la porción más convexa de la curvatura cifótica de la columna dorsal, de manera que un lado partirá en paralelo a la línea de proyección de gravedad y el segundo lado pasará por detrás del pabellón auricular.

-Ángulo dorso-cervical (punto 2 de la figura): Este ángulo mide la cifosis torácica. Para evaluarlo se coloca el vértice en el punto más convexo de dicha región, el primer lado irá por detrás del pabellón auricular, mientras que el segundo se situará en dirección caudal hasta cortar con el punto más cóncavo de la curva de la lordosis lumbar.

-Ángulo lumbo-sacro (punto 3 de la figura): Mide la lordosis lumbar. Se sitúa el vértice en el punto más cóncavo de la región lumbar. Uno de los lados seguirá la línea que va hacia la convexidad de la curvatura de la columna dorsal y el otro lado irá paralelo al hueso sacro.

-Inclinación pélvica (punto 4 de la figura): Mide el ángulo que forma la inclinación de la meseta superior del sacro, respecto al eje de gravedad. Se ubica el vértice en el punto más convexo de la lordosis lumbar; el primer lado irá paralelo a la línea de gravedad y el segundo lado en dirección caudal paralelo a la línea que recorre el hueso sacro.

-Ángulo de proyección del eje de gravedad (CDG); (punto 5 de la figura), Se trazará con el vértice en un punto de la línea de proyección del centro de gravedad (punto 6 de la figura), a la altura de la interlinea de la rodilla, mientras que uno de los lados irá paralelo a la línea vertical coincidiendo con el eje de gravedad, el otro lado cortará con el maléolo peroneal.

En condiciones normales, como mencionábamos en apartados anteriores, la proyección del eje de gravedad, se sitúa en visión lateral a la altura de la línea de Chopart, pero ya que esta línea no es objetiva en un análisis de fotogrametría, utilizaremos como punto de corte el maléolo externo o peroneal.

-El ángulo de proyección del eje de gravedad (CDG) (punto 6 de la figura), se utilizará también para la evaluación del morfotipo postural (punto 7 de la figura), colocándolo en la parte más convexa de la curvatura dorsal y se valorará si se alinea (morfotipo normal), queda anterior o posterior (escapular anterior y posterior) con la parte más convexa de la cifosis sacra. Este último no se valorará cuantitativamente, pero si se anotará si existe proximidad, alejamiento o queda adherida dicha línea a la concavidad lumbar (morfotipo normal, aumento de las curvas y rectificación), dando como resultado los 5 morfotipos posturales asignados.

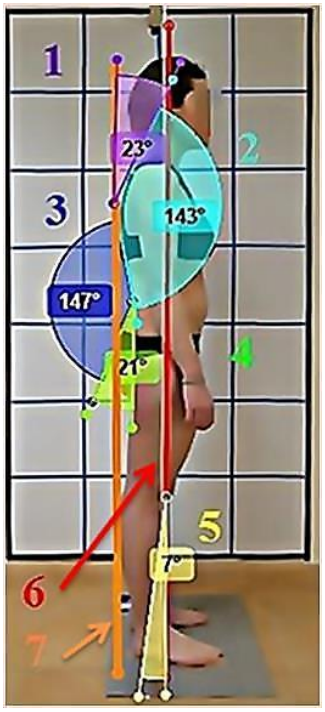


Figura 6 *Referencias posturales en plano sagital*

El morfotipo postural se define como la disposición estandarizada (Berthoz et al., sf, citado por Matton, 2016) que adquiere el morfotipo raquídeo en el plano sagital (Fig. 7). Se clasifica en; la postura A. que es considerada normal, y el resto se trata de los cuatro trastornos estáticos principales: B, plano escapular y glúteo alineados con aumento de las curvas fisiológicas de la columna vertebral (cifo-lordosis); C, plano escapular posterior

(híper-cifosis); D, plano escapular anterior (híper-lordosis); y E, planos escapular y glúteo alineados con disminución de las curvas fisiológicas de la columna vertebral (rectificación).

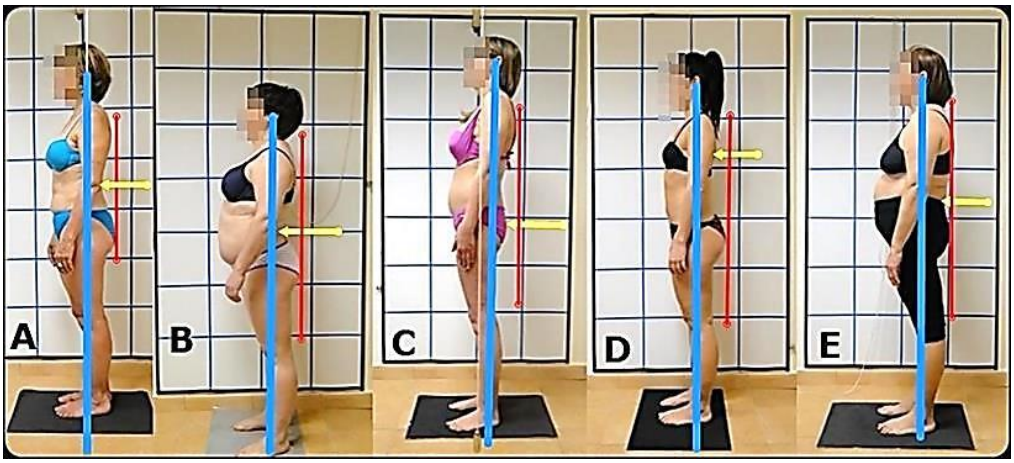


Figura 7 *Morfotipo de alineamiento postural en plano sagital*

2.4 Variables de composición corporal

Se han utilizado las siguientes medidas: la talla (cm), mediante un antropómetro homologado mientras el sujeto permanecía de pie, descalzo, completamente estirado y colocando los pies con los talones juntos. La cabeza se mantendrá cómodamente erguida con el borde orbitario inferior en el mismo plano horizontal que el conducto auditivo externo (Plano de Frankfurt). El peso (Kg), se midió con la persona en ropa ligera utilizando una báscula de la marca Tanita© BF 350. El índice de masa corporal (IMC) que relaciona el peso (kg) dividido entre la talla (m^2). La OMS (2016_A), clasifica los valores de IMC por debajo de 18,5 kg/m^2 como bajo peso, y los valores por encima a 24,9 kg/m^2 como sobrepeso. El índice cintura-cadera (ICC) e índice cintura-talla (ICT), se evaluaron mediante los puntos de referencia recomendados por la OMS, la cual dice que el punto de partida para tomar la medición de la circunferencia de la cintura (CC) será el punto medio comprendido entre el borde inferior de la última costilla palpable y la parte superior de la cresta ilíaca; para la cadera se procederá a tomar la medida desde la parte más ancha de la misma. Ambas con una cinta métrica de la marca Seca®. Por último el porcentaje de grasa corporal se halló mediante los pliegues de grasa subcutánea (mm) por medio de un plicómetro Holtain homologado y en el lado izquierdo. Se tomaron los pliegues; tricipital, subescapular, supra-iliaco y el de la pantorrilla, siguiendo las normas de Lohman et al. (1991), y se utilizaron las fórmulas de densidad corporal de Durnin, y Womersley, (1974). Una vez calculada la densidad se estimó el porcentaje de grasa a partir de la ecuación de Siri (1961).

2.5 Variables referentes a la flexibilidad

También, se han realizado una serie de test específicos para valorar la flexibilidad del raquis. Entre ellos se encuentran las pruebas de Ott y de Shober que miden la capacidad de flexión activa de la columna dorsal y lumbar respectivamente.

Para el caso de la flexibilidad dorsal se toman como puntos de referencia la vértebra C7 y otro punto 30 cm en dirección caudal en postura anatómica. Posteriormente, se anotará la medida entre esos dos puntos realizando una flexión del tronco, el resultado será la diferencia entre ambas. En cuanto a la flexibilidad lumbar, tendrá como punto de referencia la vértebra localizada a la altura de la S1 y otro punto 10 cm en dirección cefálica; también se tomará esa medida realizando una flexión del tronco y el resultado será la diferencia entre ambas (Buckup, 2007).

El tercer test que se utilizó para valorar la laxitud musculo-esquelética es la escala de Beighton, Como se puede observar en la Figura 8, se evalúa la presencia o ausencia de híper-extensión articular en diferentes regiones: dedo pulgar junto a la muñeca y meñique de ambas manos (puntos 1 y 2 de la figura), codos y rodillas en ambos miembros (puntos 3 y 4 de la figura) y cadera (punto 5 de la figura). El sumatorio de los puntos mencionados en caso de presentar híper-extensión será igual a nueve (Haro et al., 2014).

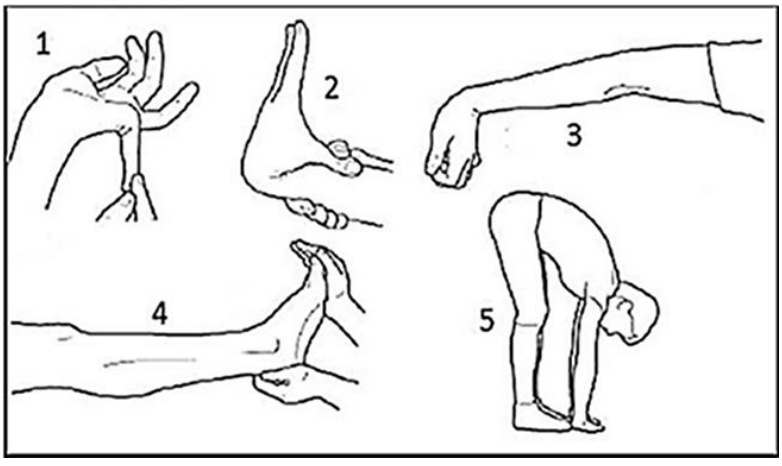


Figura 8 *Escala de Beighton*

2.6 Variables referentes a la percepción de dolor y/o discapacidad

Para la percepción del dolor, en primer lugar se le preguntó a la persona si padecía en el presente algún tipo de dolor de espalda y se anotó la respuesta en una variable: Si/No.

Por último, se valoró la percepción de dolor y/o discapacidad crónica (IDC) en actividades diarias, para ello se empleó el índice que sugiere Waddel (1998), con la Escala Visual Analógica (EVA). Las preguntas que sugiere Waddel están encaminadas a valorar el grado de incapacidad en las lesiones de la columna lumbar y son las siguientes: Levantar un objeto pesado, sentarse media hora, viajar media hora, permanecer de pie media hora, caminar media hora, trastorno del sueño, restricción de la vida social, restricción de la vida sexual y ayuda con el calzado (Miralles y Rull, 2001). La escala visual analógica es el instrumento más utilizado para obtener valoraciones auto-informadas de la percepción de la intensidad del dolor. Tiene una valoración de cero a diez, pasando por diferentes intensidades de dolor o incapacidad (Capilla y González, 2009). Se sumaron cada una de las puntuaciones asignadas para las preguntas formuladas y se halló la media.

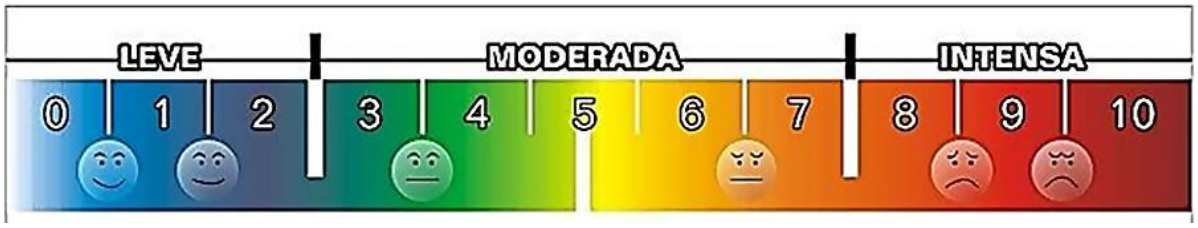


Figura 9 *Escala Visual Analógica*

2.7 Análisis de datos

Los datos se han procesado con el programa estadístico SPSS versión 22.0. Con el fin de evaluar la relación entre las curvas fisiológicas de la columna vertebral y la composición corporal, así como determinar su asociación con la edad, la proyección del eje de gravedad (CDG) y el índice de discapacidad crónico (IDC), se ha realizado la prueba de correlación de Spearman.

Con objeto de valorar el efecto de las variables mencionadas anteriormente, junto a las horas semanales de deporte y la flexibilidad, a las curvas fisiológicas de la espalda, se han realizado análisis multivariados de regresión lineal.

La prueba de Kruskal Wallis (K), ha sido utilizada para ver si existe una asociación entre los diferentes morfotipos posturales con las variables de composición corporal y la auto-percepción de dolor crónico (IDC).

El test de U de Mann Whitney (U), ha sido empleado para ver la asociación entre el dolor (Si/No) con las variables de composición corporal y los tipos de actividad física.

Por último la prueba χ^2 de Pearson se ha utilizado para evaluar el dolor (Si/No) con el morfotipo de alineamiento postural.

3. RESULTADOS

3.1 Características descriptivas de la población analizada

A continuación se detalla la información sobre la media y desviación estándar de cada una de las variables estudiadas.

Los valores medios de los ángulos de las curvas fisiológicas en plano sagital de la columna vertebral se encuentran muy proporcionados, es decir, los valores que hay entre cifosis y lordosis, así como los que hay entre antepulsión de la cabeza y basculación pélvica son muy parecidos. A pesar de esto, se encuentra más variabilidad en el ángulo de lordosis lumbar y la basculación pélvica. No es posible definir si los valores medios encontrados para estos ángulos se encuentra en situación de normalidad, híper o hipo curvatura, al no existir medidas estándar de referencia, aunque, en el caso del ángulo lumbo-sacro y de antepulsión de la cabeza, coinciden con los valores descritos como normales en estudios similares.

En el caso del ángulo lumbo-sacro se ha encontrado que se encuentran entre 125º y 150º (Giménez et al., 1996), y el ángulo de antepulsión de la cabeza que se encuentra dentro del rango del valor 23º (±17º) (Gore et al., 1986, citado por Scheer et al., 2013).

Por otro lado, el ángulo que forma la proyección del CDG tampoco se puede contrastar con nuestros datos debido a la metodología empleada. Sin embargo, sí existen medidas estandarizadas para población española (Baydal-Bertomeu et al., 2004).

En cuanto a la cantidad y distribución de grasa, en relación a los estándares de la OMS (2016_A), las mujeres analizadas se encuentran en el valor límite de normalidad, con IMC de 24,9 kg/m^2 (sd=4,4). No obstante, están aquellas que se localizan en el rango de sobrepeso (10,1 %) y en los rangos de obesidad (23,19%).

Para el índice cintura-cadera (ICC) encontramos valores de normalidad (Huxley et al., 2010), con una media de 0,81 (sd=0,06). El índice cintura-talla (ICT) se encuentra por encima de los valores saludables (Hsieh y Yoshinaga, 1995), siendo de 0,51 (sd=0,06). Por último,

los valores medios del porcentaje de grasa corporal se encuentran dentro de la clasificación de sobrepeso según (Lohman, 1992, citado por Camacho et al., 2010).

En los test de flexibilidad, como la prueba de flexibilidad dorsal, con una media de 3,1 (sd=1,18), y el test flexibilidad lumbar, con una media de 5,7 (sd=1,61), encontramos que los parámetros son normales (Buckup, 2007 y Martín et al., 2013). En el caso del test de híper-extensión articular, la media se encuentra en el punto 3,2 según la escala de Beighton, por lo que no habría híper-movilidad articular en la media de esta muestra.

Según el índice de Waddel medido con EVA, la media nos muestra una percepción del dolor y/o discapacidad leve (1,3). En cambio el 66,7% de las personas del estudio manifestaron tener dolor de espalda en el presente.

En cuanto al nivel de ejercicio físico, se encuentra un promedio de 150 minutos (2,9 horas semanales), dentro de los valores adecuados según la OMS (2016_B), no obstante, la desviación estándar (sd=3,6) señala una gran variabilidad, ya que el 37,7% de la muestra no practica ejercicio físico con regularidad.

Se reorganizaron las contestaciones en referencia al tipo de actividad física que realizaban las personas en una clasificación que dio como resultado que el 20,3% iba a andar; el 21,7% realizaba actividades cíclicas como correr, bicicleta o natación; el 1,4% practicaba deportes reglados; el 11,6% iban a clases de danza; el 37,7% se preparaban físicamente en gimnasios mediante actividades del tipo pilates, yoga o musculación, y por último el 7,2% practicaban algún tipo de deporte al aire libre como escalada o senderismo.

Por último, de los cinco morfotipos asignados (Diagrama sectorial, fig.10), hemos encontrado que la mayoría de la muestra corresponde al de “escapular anterior”. En segundo lugar, hallamos las personas clasificadas con un alineamiento del raquis “normal”. En tercer lugar, encontramos los casos con una “rectificación” de la columna. Por último, se sitúan con los mismos resultados en porcentaje, tanto los casos de “aumento de las curvaturas”, como “escapular posterior”.

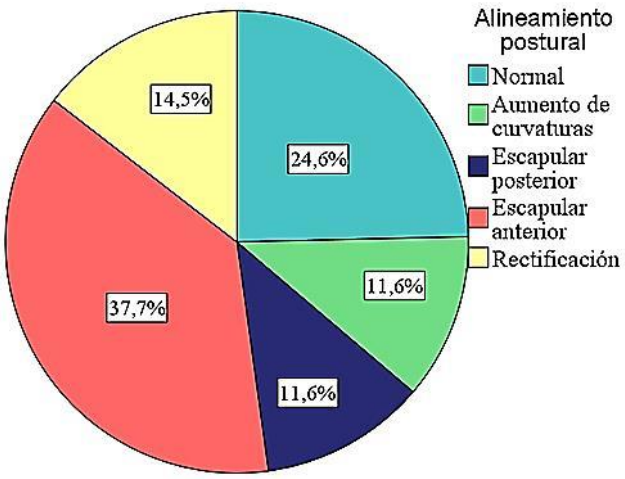


Figura 10 *Diagrama sectorial del morfotipo de alineamiento del raquis en plano sagital*

En la tabla 1 se observan las variables analizadas. Estas nos proporcionan información sobre la media y desviación estándar de los ángulos utilizados para describir las curvas fisiológicas de la columna vertebral; el ángulo de proyección del centro de gravedad; las variables de composición corporal; las variables de flexibilidad; el índice de discapacidad y el ejercicio físico.

Tabla 1 *Características descriptivas de la población de estudio*

Variables	$\bar{X}$	sd
Ángulo de antepulsión de la cabeza (grados)	22,3	4,7
Ángulo cérvico-dorsal (grados)	145,9	4,7
Ángulo lumbo-sacro (grados)	145,6	7,4
Ángulo de inclinación pélvica (grados)	22,5	6,2
Ángulo de proyección del centro de gravedad (grados)	7,8	3,9
Circunferencia de la cintura (cm)	81,8	10,8
Circunferencia de la cadera (cm)	99,9	9,6
IMC (kg/m2)	24,9	4,4
Grasa corporal (%)	27,7	8,9
ICC (Índice cintura-cadera)	0,80	0,06
ICT (Índice cintura-talla)	0,51	0,06
Flexibilidad en flexión dorsal (cm)	3,2	1,2
Flexibilidad en flexión lumbar (cm)	5,7	1,5
Híper-movilidad articular (escala de Beighton)	3,2	2,3
Percepción del dolor y la limitación (con EVA)	1,3	1,4
Ejercicio físico (horas semanales)	2,9	3,6

Nota: EVA: Escala Visual Analógica.

3.2 Asociación entre las diferentes variables

Con el fin de evaluar si existe una relación entre la edad de las mujeres de la muestra y el grado de curvaturas del raquis, la proyección del centro de gravedad (CDG), las variables de cantidad y distribución de grasa y los indicadores de dolor y/o discapacidad (IDC), se ha realizado un análisis de correlaciones, cuyos resultados se muestran en la tabla 2.

Observamos una correlación positiva de la edad con la curvatura de la cifosis dorsal y lumbar, y negativa con la inclinación pélvica. Asimismo, se obtiene una relación positiva entre la edad y la circunferencia de la cintura (CC), el índice cintura-cadera (ICC) y el índice cintura-talla (ICT). También se obtiene que a mayor edad, mayor IDC.

En la Tabla 2 también se analiza cómo se asocian las variables antropométricas con las de alineamiento postural; se percibe que los grados de antepulsión de la cabeza tienen una relación positiva con la circunferencia de la cintura, el IMC, el % GC y el ICT. Para la antepulsión de la cabeza también se encuentra una relación positiva con el CDG y con el IDC. En el caso de la cifosis dorsal se encuentra una asociación positiva con el ICC y el ICT. La cifosis dorsal también se encuentra relacionada de forma negativa con el CDG. La lordosis no se encuentra correlacionada con ninguna variable antropométrica. En cuanto al ángulo de inclinación pélvica se halla relación positiva y únicamente con el IMC.

Por último, el ángulo de CDG, se encuentra relacionado de forma negativa con el ICC.

Tabla 2 *Coeficiente de correlación ρ(rho) entre la edad, los ángulos de las curvaturas de la columna, las variables de composición corporal, el ángulo de proyección del centro de gravedad y el índice de discapacidad y/o dolor crónico de Waddel (1998)*

	edad	antepulsión cabeza	cifosis dorsal	lordosis lumbar	inclinación pélvica	CDG	IDC
edad	--	,006	**,272***	**,249***	**-,275***	-,042	**,317****
CC	**,249***	**,335****	,219	,071	,142	,071	,061
IMC	,180	**,321****	,172	-,108	**,281***	,148	,062
% GC	,142	**,321****	,194	,048	,232	,160	,017
ICC	**,272***	-,004	**,305***	,181	-,021	**-,258***	,012
ICT	**,307****	**,333****	**,267***	,059	,156	,084	,122
CDG	-,042	**,550****	**-,262***	,006	,134	---	,089
IDC	**,317****	**,257***	-,099	,076	-,125	,089	---

Nota: CC: circunferencia de la cintura

*p <0,05. **p <0,01.

Así, de forma general y teniendo en cuenta los datos anteriores, podemos decir que en esta población, a mayor edad hay un mayor aplanamiento de la cifosis dorsal y lumbar, del mismo modo que una mayor retroversión de cadera y un mayor índice de discapacidad y/o dolor. Con la edad también aumenta el índice ICC y el ICT.

En cuanto a los grados de antepulsión de la cabeza, según aumenta la CC, el IMC, el % GC y el ICT, sufre una inclinación anterior del centro de gravedad y un grado más elevado de discapacidad y/o dolor. En el caso de la cifosis torácica, se ve más aplanada cuando aumenta el ICC y el ICT. La inclinación pélvica sufre una anteversión conforme aumenta el IMC.

Por último, el CDG es menor conforme aumenta el ICC, es decir, a valores más altos de cintura-cadera, se produce una inclinación posterior del eje de gravedad.

Se constata, por tanto, que existe una relación entre la cantidad y distribución de la adiposidad corporal y la disposición de la columna vertebral en el plano sagital.

Para profundizar en las relaciones encontradas, se han realizado análisis de regresión lineal para cada una de las curvaturas vertebrales y la proyección del eje de gravedad. Estos análisis permiten predecir el grado de las curvaturas vertebrales y el desplazamiento en el eje de gravedad, en función de las variables independientes consideradas, entre las que se encuentran el efecto de la edad y el ejercicio físico.

En todos los análisis realizados (Tablas: 3, 4, 5, 6 y 7) se encontró asociación de cada uno de los segmentos del raquis con los segmentos adyacentes. Pero sólo en el modelo elaborado para la curvatura lumbar (Tabla 5) se ha encontrado asociación negativa con el porcentaje de grasa corporal. El resto de las variables de composición corporal no han resultado ser predictivas de las variables dependientes analizadas.

En el modelo correspondiente al índice de discapacidad y dolor crónico no se ha obtenido ningún resultado significativo. Por tanto, los resultados no muestran ninguna variable que actúe de manera predictiva para el dolor o discapacidad.

En cuanto a la flexibilidad de la columna, se observa una asociación positiva entre la laxitud articular y la lordosis lumbar.

Tabla 3 *Test de regresión lineal entre el ángulo de* ***antepulsión de la cabeza*** *y la composición corporal, así como el resto de segmentos de la columna vertebral, el índice de discapacidad y dolor crónico y los test de flexibilidad, ajustando edad y ejercicio físico*

Variables	β	IC 95%	
Edad	-0,023	-0,091	0,073
Ejercicio físico	-0,032	-0,262	0,179
Circunferencia de la cintura	0,263	-0,146	0,376
IMC	0,391	-0,100	0,934
% de grasa corporal	-0,269	-0,360	0,071
ICC	-0,168	-34,511	11,442
ICT	0,195	-37,548	65,887
Cifosis dorsal	**-0,382****	**-0,603**	**-0,168**
Lordosis lumbar	**0,406***	**0,051**	**0,471**
Inclinación pélvica	0,086	-0,175	0,307
Centro de gravedad (CDG)	**0,401****	**0,253**	**0,723**
Índice de discapacidad (IDC)	0,078	-0,319	0,838
Flexibilidad dorsal	-0,042	-0,825	0,507
Flexibilidad lumbar	0,107	-0,179	0,832
Laxitud articular (Beihgton)	-0,083	-0,550	0,208

*p <0,05. **p <0,01.

Tabla 4: *Test de regresión lineal entre el ángulo de* ***cifosis dorsal*** *y la composición corporal, así como el resto de segmentos de la columna vertebral, el índice de discapacidad y dolor crónico y los test de flexibilidad, ajustando edad y ejercicio físico*

Variables	β	IC 95%	
Edad	0,172	-0,023	0,160
Ejercicio físico	0,057	-0,177	0,324
Circunferencia de la cintura	0,052	-0,277	0,322
IMC	0,497	-0,060	1,110
% de grasa corporal	-0,216	-0,363	0,133
ICC	0,105	-19,221	33,446
ICT	-0,124	-67,963	50,024
Antepulsión de la cabeza	**-0,504****	**-0,781**	**-0,218**
Lordosis lumbar	**0,861****	**0,345**	**0,751**
Inclinación pélvica	**0,494***	**0,121**	**0,631**
Centro de gravedad (CDG)	-0,023	-0,336	0,281
Índice de discapacidad (IDC)	-0,087	-0,946	0,371
Flexibilidad dorsal	0,100	-0,379	1,127
Flexibilidad lumbar	0,131	-0,180	0,969
Laxitud articular (Beihgton)	-0,100	-0,634	0,228

*p <0,05. **p <0,01.

Tabla 5: *Test de regresión lineal entre el ángulo de **lordosis lumbar** y la composición corporal, así como el resto de segmentos de la columna vertebral, el índice de discapacidad y dolor crónico y los test de flexibilidad, ajustando edad y ejercicio físico*

Variables	β	IC 95%	
Edad	-,041	-,127	,076
Ejercicio físico	-,084	-,440	,099
Circunferencia de la cintura	-,300	-,526	,116
IMC	-,322	-1,174	,104
% de grasa corporal	**,338***	**,022**	**,543**
ICC	,041	-24,319	33,113
ICT	,204	-40,803	87,096
Antepulsión de la cabeza	**,257***	**,078**	**,724**
Cifosis dorsal	**,413****	**,408**	**,890**
Inclinación pélvica	**-,724****	**-1,048**	**-,686**
Centro de gravedad (CDG)	,037	-,266	,404
Índice de discapacidad (IDC)	-,015	-,798	,645
Flexibilidad dorsal	-,062	-1,186	,457
Flexibilidad lumbar	-,059	-,910	,352
Laxitud articular (Beihgton)	**,144***	**,005**	**,917**

*p <0,05. **p <0,01.

Tabla 6: *Test de regresión lineal entre el ángulo de **inclinación pélvica** y la composición corporal, así como el resto de segmentos de la columna vertebral, el índice de discapacidad y dolor crónico y los test de flexibilidad, ajustando edad y ejercicio físico*

Variables	β	IC 95%	
Edad	-,105	-,148	,037
Ejercicio físico	-,115	-,442	,051
Circunferencia de la cintura	-,428	-,536	,048
ICM	-,201	-,877	,319
% de grasa corporal	,287	-,044	,444
ICC	-,039	-29,919	22,917
ICT	,507	-9,531	105,684
Antepulsión de la cabeza	,066	-,227	,399
Cifosis dorsal	**,287***	**,121**	**,632**
Lordosis lumbar	**-,878****	**-,886**	**-,580**
Centro de gravedad (CDG)	,111	-,128	,481
Índice de discapacidad (IDC)	-,002	-,672	,656
Flexibilidad dorsal	-,022	-,870	,651
Flexibilidad lumbar	-,038	-,735	,432
Laxitud articular (Beihgton)	,153	-,012	,829

*p <0,05. **p <0,01.

Tabla 7: *Test de regresión lineal entre el ángulo de **proyección del eje de gravedad (CDG)** y la composición corporal, así como el resto de segmentos de la columna vertebral, el índice de discapacidad y dolor crónico y los test de flexibilidad, ajustando edad y ejercicio físico*

Variables	β	IC 95%	
Edad	,026	-,075	,092
Ejercicio físico	-,054	-,282	,167
Circunferencia de la cintura	,005	-,266	,269
IMC	-,497	-,961	,089
% de grasa corporal	,091	-,183	,263
ICC	-,377	-44,091	1,646
ICT	,338	-32,235	72,733
Antepulsión de la cabeza	**,615****	**,262**	**,749**
Cifosis dorsal	-,026	-,268	,224
Lordosis lumbar	,088	-,179	,273
Inclinación pélvica	,222	-,102	,383
Índice de discapacidad (IDC)	-,072	-,789	,392
Flexibilidad dorsal	,051	-,522	,834
Flexibilidad lumbar	-,093	-,752	,285
Laxitud articular (Beihgton)	,120	-,182	,587

*p <0,05. **p <0,01.

Se ha estudiado la relación entre los morfotipos de alineación corporal y los indicadores de distribución y cantidad de grasa corporal; también se ha evaluado como se relaciona dicho morfotipo con la edad, las horas de deporte semanales, los test de flexibilidad y el índice de discapacidad y/o dolor crónico.

De ello, se obtuvo que la alineación corporal presenta una relación significativa con la edad (K=13,4. p<0,01). También se obtuvo una relación con cada una de las categorías cualitativas de cantidad y distribución de grasa excepto para el IMC, siendo para la circunferencia de la cintura, (K=10,4. p<0,05); para el índice cintura-talla, (K=11,1. p<0,05); el índice cintura-cadera, (K=14,8. p<0,01); el porcentaje de grasa corporal, (K=11,7. p<0,05). No obstante, no se encontró una relación significativa con las horas semanales de deporte, con las pruebas de flexibilidad ni con el índice de discapacidad y dolor crónico.

Para comprobar dichas asociaciones, se realizaron diagramas de cajas para los diferentes morfotipos de alineación postural junto al índice cintura-cadera (Fig.11), índice cintura-talla (Fig. 12) y para el porcentaje de grasa corporal (Fig. 13).

En la figura 11 se observa que los percentiles y media del índice cintura-cadera son más elevados en los morfotipos que corresponden a “escapular posterior” y “rectificación”. Por otra parte, una media inferior pertenece al morfotipo de curvatura “normal”, mientras que los morfotipos “escapular anterior” y “aumento de curvaturas” poseen valores promedio intermedios. La mayor variabilidad se encuentra en el morfotipo “escapular anterior”.

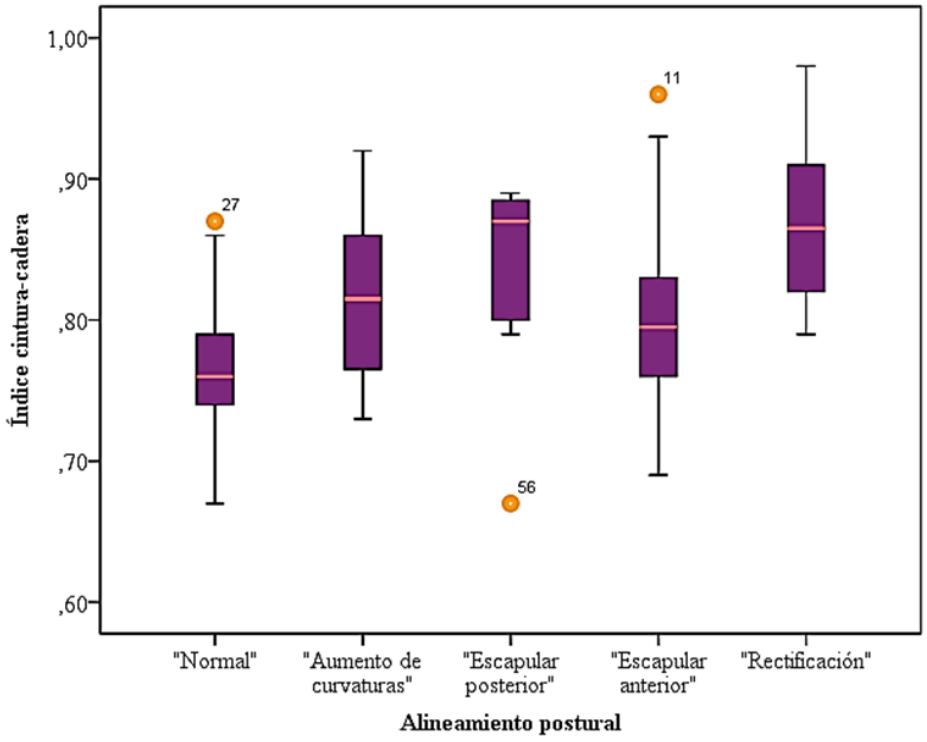


Figura 11 *Diagrama de cajas del alineamiento postural y el índice cintura-cadera*

Para el índice cintura-talla (Fig. 12), encontramos que los 4 principales trastornos de la postura, es decir todos los morfotipos excepto el de “curvatura normal” se encuentran con valores medios más altos.

En el caso del porcentaje de grasa corporal, se muestra también por medio de un diagrama de cajas (Fig. 13), como los valores son más homogéneos que en los ejemplos anteriores. Aun así se puede apreciar que los valores más elevados se encuentran en los morfotipos de “aumento de curvas” y “escapular posterior”, estos también poseen la media más elevada seguida de “escapular anterior”. En el caso de “escapular anterior” se encuentra en valores medios con una media perceptiblemente más alta que la curvatura normal pero más baja que la del resto de morfotipos del raquis.

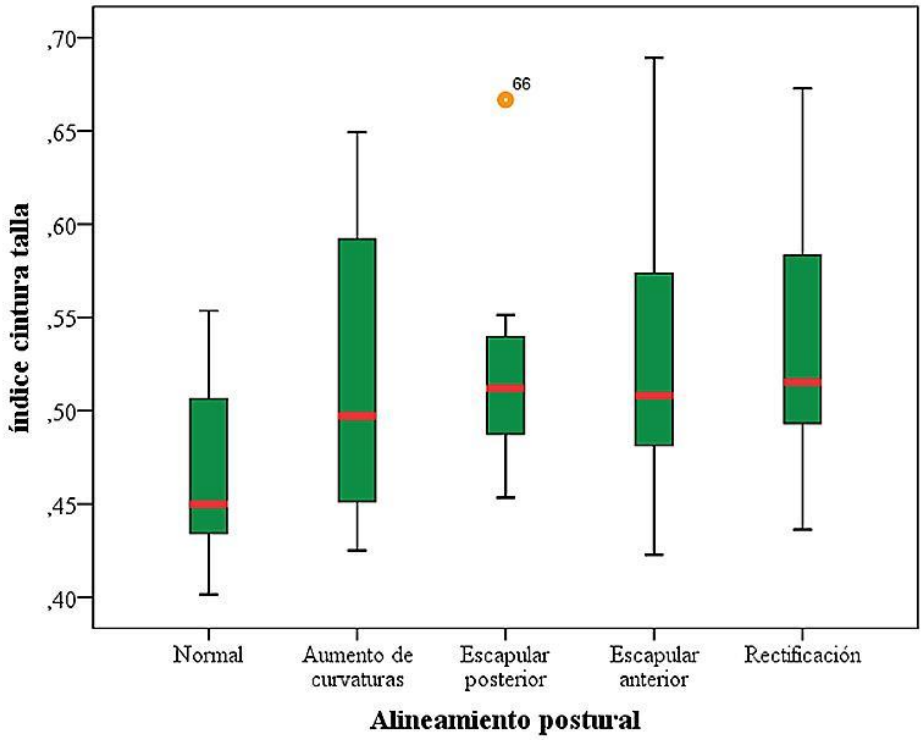


Figura 12 *Diagrama de cajas del alineamiento postural y el índice cintura-talla.*

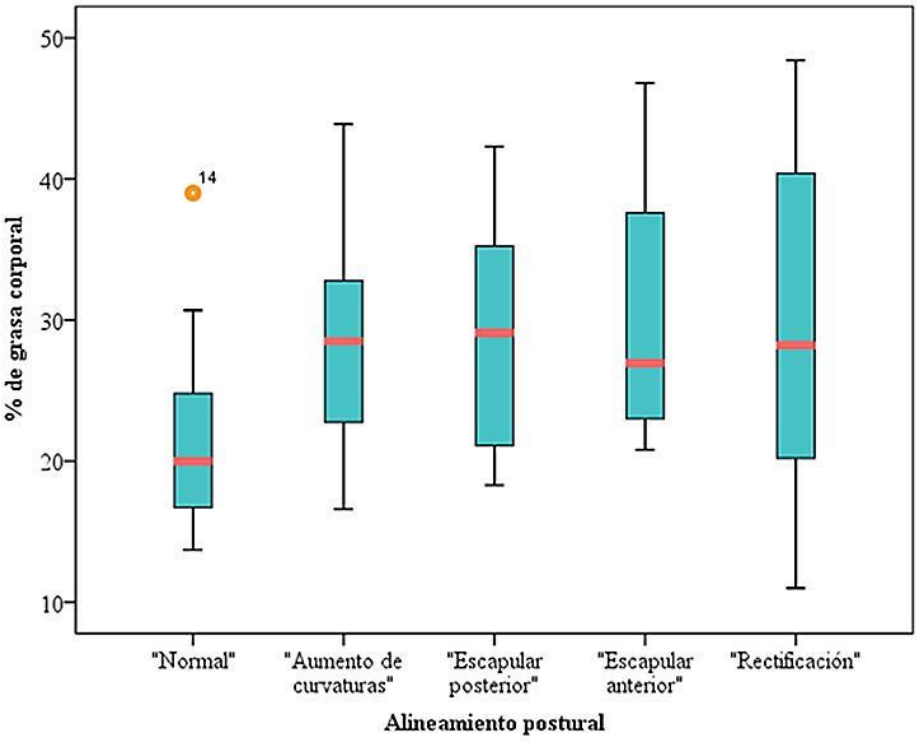


Figura 13 *Diagrama de cajas del alineamiento postural y el porcentaje de grasa corporal.*

Se comprueba también si el dolor de espalda (si/no) está relacionado con las variables correspondientes a la composición corporal. Encontramos una asociación con el ICC y el ICT (U=371 p<0,05) y (U=363 p<0,05) correspondientemente. Optamos de nuevo por un diagrama de cajas (Figs. 14 y 15) con cada una de las variables que ha presentado asociación.

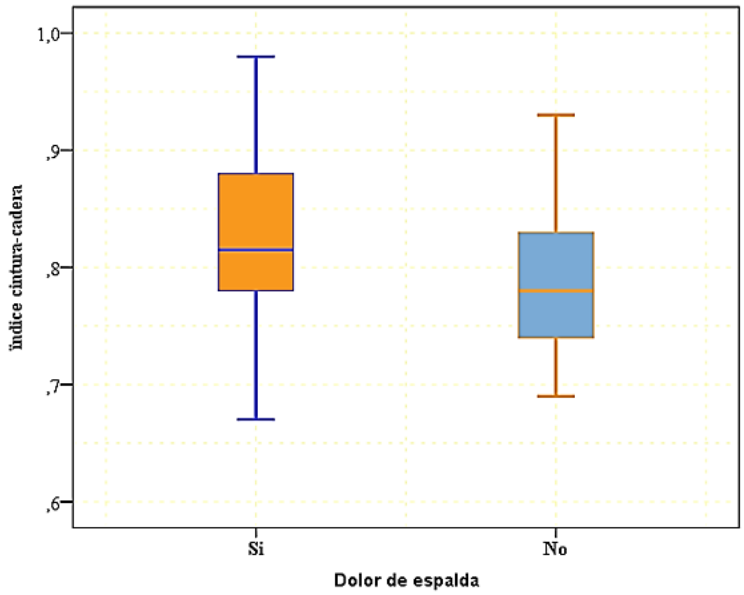


Figura 14 *Diagrama de cajas de índice cintura-cadera y dolor de espalda*

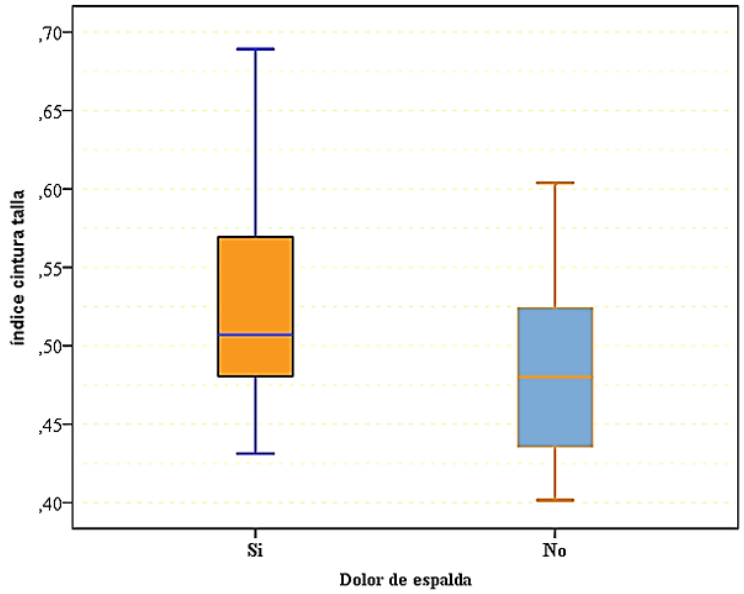


Figura 15 *Diagrama de cajas de índice cintura-talla y dolor de espalda*

En cuanto a los tipos de ejercicio físico y la presencia de dolor de espalda, podemos observar en la figura 16 como las personas que realizan preparación física y van a andar son las que más dolor de espalda refieren, mientras que las que realizan actividades cíclicas y danza son las que menos dolor refieren.

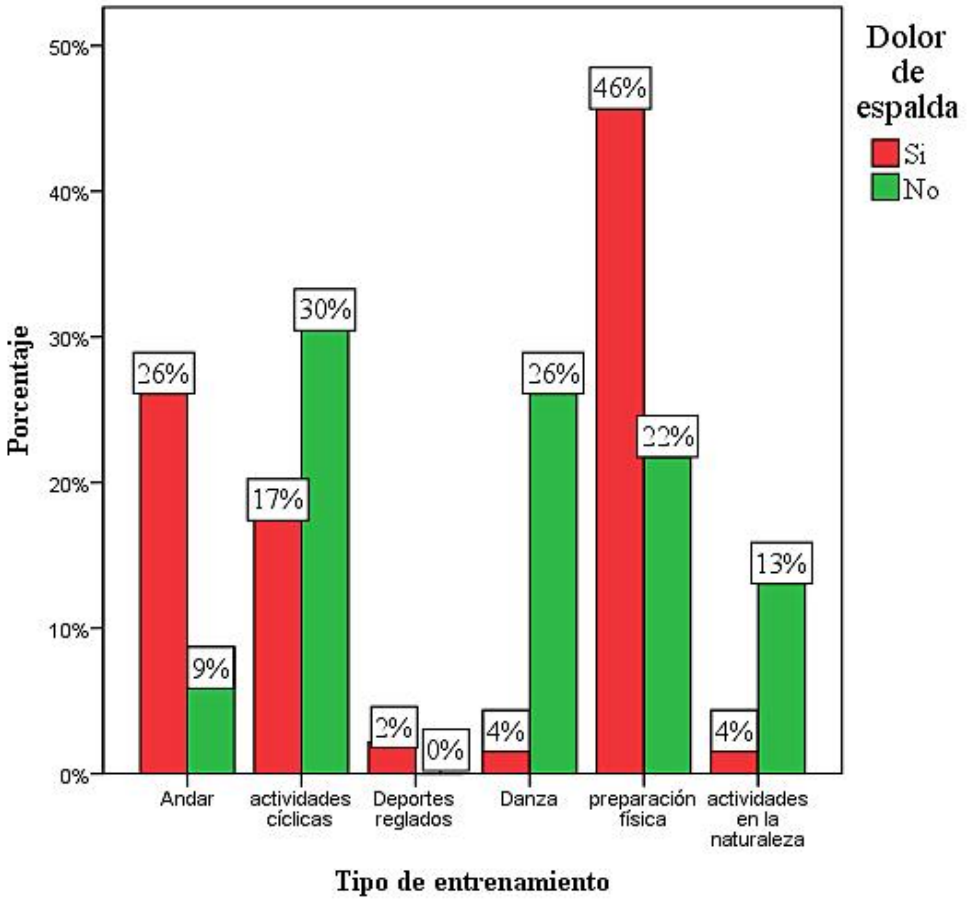


Figura 16 *Gráfico de barras de los tipos de ejercicio físico y el dolor de espalda*

Por último se realizó el test $\chi 2$ de Pearson para comprobar si el dolor de espalda se asocia al morfotipo de alineamiento postural. No se obtuvo una asociación significativa entre dichas variables.

4. DISCUSIÓN

Este trabajo ha pretendido evaluar los grados de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral en el plano sagital para ver qué comportamiento tienen con la edad y con la cantidad y distribución de grasa corporal. Del mismo modo, se ha buscado comprobar si esta relación justifica la presencia de discapacidad y de sintomatología dolorosa músculo-esquelética y se asocia con la práctica de deporte y la flexibilidad.

La muestra analizada puede considerarse dentro de los rangos de normalidad fisiológica de las curvaturas del raquis, comparando los resultados obtenidos en las mediciones, con la bibliografía consultada en este sentido (Giménez, et al., 1996 y Scheer, et al., 2013). No obstante, no existe una referencia estándar de normalidad o desviación de las curvaturas vertebrales y dado que el objetivo general en este ámbito, es prevenir la progresión de las deformidades vertebrales, recuperar la flexibilidad de la columna vertebral y el balance del cuerpo, sería conveniente ampliar el número de estudios que permitan contrastar datos, con el fin de proporcionar referencias para el desarrollo de programas preventivos en las políticas sanitarias.

En cuanto al desplazamiento angular antero-posterior del eje de gravedad (CDG), encontramos que los valores (7,8º±3,9), no se encuentran dentro de los rangos considerados normales (1,8º-2,4º) con goma-espuma y ojos abiertos, por Baydal-Bertomeu et al. (2004), ya que la fórmula que proponen estos autores utilizando el desplazamiento del centro de presiones en milímetros con nuestra instrumentalización no es posible. Sería interesante tomar esta medida en estudios posteriores con plataformas informatizadas de presiones.

Poniendo la atención en cómo la edad afecta a la morfología de la columna en el plano sagital, se ha encontrado que la cifosis dorsal y la lordosis lumbar en esta muestra, presentan curvas más abiertas y la basculación pélvica presenta una retroversión, mientras que la antepulsión de la cabeza no presenta una relación. Sin embargo, Scheer et al. (2013) defienden que la curva fisiológica del raquis cervical, está relacionada de forma positiva con la edad pero no en el caso de la inclinación pélvica. Según estos autores, la deformidad cervical conduce a un plegamiento de la médula espinal contra los cuerpos vertebrales, lo que lleva a una compresión medular con aumento de la tensión de las raíces nerviosas que puede provocar pérdida neuronal causando mielopatía. El origen de dicha patología ha sido tradicionalmente explicado como un resultado de la espondilosis multinivel con un alto grado de incidencia en personas mayores de 55 años (Scheer et al., 2013).

Como indica Montes-Castillo et al. (2000), con la edad se incrementa la combinación de patologías, siendo difícil examinar ciertos efectos fisiológicos. En el caso del control del sistema tónico postural, los individuos poseen diferentes combinaciones de organización postural que adquieren diferentes modelos y estrategias.

Las estrategias de organización postural, se explican mediante asociaciones que han sido encontradas en estudios anteriores (Giménez et al., 1996; Tapia, 2011 y Scheer et al., 2013) y se expone, principalmente mediante estudios radiográficos, cómo la morfometría vertebral, la orientación de las carillas vertebrales, especialmente C1-2 y L5-S1, y el estado de los discos, pueden variar y relacionarse con morfologías del raquis. La articulación L5-S1, a su vez, se asocia a diferentes morfotipos posturales, como es el caso de un cierre mayor en el ángulo lumbo-sacro en la mujer, que en ocasiones producen patologías como la espondilolistesis (retrolistesis), ístmica (Vital y Pedram, 2005), o cuando se da una mayor apertura de dicho ángulo, con espondilolistesis (anterolistesis) degenerativa (Almeida, 2010).

Vaz et al. (2002) llegan a la conclusión de que "la pendiente del sacro se equilibra mediante la relación entre la lordosis lumbar y la inclinación de la pelvis, que a su vez se equilibran con la cifosis torácica y la posición de rodillas, además si alguno de los parámetros es patológico, se convierte en una variable fija fuera de sus límites normales", y en tal caso, actuará sobre los parámetros vecinos en una sola dirección obligando al resto de segmentos a adaptarse al parámetro bloqueado. Este es el principal problema en el caso de intervenciones quirúrgicas destinadas a la fusión vertebral.

Volviendo al comportamiento de apertura o cierre de las curvaturas podría deberse a que con la edad se produce un desequilibrio anterior favorecido por limitaciones cognitivas, que de no poderse compensar con una estrategia de tobillo se establece una estrategia de compensación de cadera, produciéndose en ésta una retropulsión (Horak, 2006). Este factor contribuye a que la curva raquídea forme una cifosis general con el fin de mantener la línea de gravedad relativamente estable dentro de la base de soporte. Sin embargo, en ningún momento bajo nuestros resultados podemos afirmar que en el segmento cérvico-dorsal y como medimos la curvatura cifótica, se cierre con la edad como sugiere Tapia (2011), ya que nuestra población muestra una correlación positiva de la edad con la apertura de dicha curva, en lo que si coincidimos es en la asociación entre la edad y la apertura angular de la región lumbar. Finalmente al realizar análisis multivariado, no se obtuvo ninguna relación de las curvas fisiológicas con la edad, por lo que coincidimos nuevamente con los resultados de

Tapia (2011), pudiéndose dar entre otras razones a que la media de la edad de la muestra no es muy elevada.

Cada una de las regiones de la columna vertebral (pelvis, lumbar, torácica, y cervical) no son independientes entre sí, por ello, es posible afirmar que cada uno de los segmentos vertebrales afecta a los segmentos adyacentes y además, permiten predecir el comportamiento de los mismos, tal como se ha visto en el afecto de la columna lumbar, por la cifosis dorsal y la basculación pélvica.

En cuanto a nuestro objetivo central; la relación existente entre los grados de las curvaturas fisiológicas y la cantidad y distribución de grasa, se encuentran discrepancias en la literatura. Gran parte de los estudios se basan en una única variable de composición corporal, relacionan el IMC con las curvaturas raquídeas, observado que se produce una migración progresiva del eje de gravedad, alejándose de la parte anterior del raquis y aumentando la lordosis conforme aumenta el IMC (Tüzün et al., 1999). En otros trabajos (Murrie et al., 2003 y Tapia, 2011), no se llega a ninguna conclusión clara, ya que se detecta que un aumento del IMC comporta en unos casos una disminución de la curvatura de la lordosis y en otros un aumento. Nuestros datos muestran una tendencia a una inclinación anterior mayor de la antepulsión de la cabeza y una tendencia a la anteversión de cadera conforme aumenta el IMC, lo que podría traducirse en un aumento de la lordosis, pero los resultados no son significativos.

En cuanto a la investigación realizada con otras variables de composición corporal relacionadas con la distribución regional del tejido adiposo, encontramos que Abaraogu y Ugwa (2016), mediante la técnica de flexicurva, y utilizando una gran variedad de índices antropométricos, no observan relación entre las curvaturas dorsal y lumbar de la columna vertebral y el ICC e ICT. Este estudio fue realizado en adolescentes, pero apoya en parte nuestros resultados, ya que sí encuentran una asociación con otros segmentos del raquis, como la relación negativa entre el ángulo de la curvatura de la región dorsal de la columna y la resistencia de los músculos flexores del tronco y de estos con el control del balance muscular, por lo que podría decirse que resulta un aplanamiento de la columna dorsal cuando hay hipotonía de la musculatura flexora del tronco, esta, en edades más avanzadas se asocia a un peor estado físico y una mayor obesidad abdominovisceral (Garcés et al., 2013).

En el estudio presente se ha obtenido que existe una relación entre los grados de algunas de las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral y los parámetros de grasa

corporal general y central, pero cuando incluimos las variables de edad, horas de deporte semanales, composición corporal, etc., se observa que solo el porcentaje de grasa corporal es predictiva de la lordosis. No obstante, esta asociación no se observa de forma significativa en el *test* ρ(rho), por lo que nuestros resultados apuntan a que las variables utilizadas en los modelos de regresión pueden estar influyendo, además, la discrepancia encontrada puede ser debida a otros factores; que el tejido adiposo subcutáneo falsee los grados de las variables posturales al afectar sobre los contornos y sesgue el estudio, por lo que se debería tener en cuenta los pliegues de grasa subcutánea en estudios similares posteriores; que la morfología de la columna se vea influenciada por otro tipo de variables que no se han tenido en cuenta y que también sesgue el estudio. Y por último, que se produzcan dos tipos de compensaciones, de modo que pueda darse un aumento o una disminución de las curvas. Según la teoría de los compartimentos viscerales (Busquet, 1995), se producen compensaciones internas que producen un despliegue o repliegue visceral. En nuestro caso, hemos comprobado que los diferentes morfotipos del raquis se relacionan mejor con la disposición central de TA. Esto se ve reflejado cuando analizamos el ICC, el ICT y la circunferencia abdominal, ya que se obtiene una asociación más fuerte del morfotipo de alineamiento postural con el ICC e ICT que para el porcentaje de grasa corporal y el IMC. Este hecho debería tenerse en cuenta en estudios posteriores, ya que en gran parte de la literatura, los estudios que evalúan la influencia de la obesidad en la columna vertebral, se centran en la relación entre los ángulos vertebrales y el IMC, no dando importancia a otros indicadores antropométricos de composición corporal.

A través de una valoración entre el morfotipo postural y la cantidad y distribución de grasa, se ha podido comprobar mediante los diagramas de cajas que de forma general un ICC e ICT superiores se representan en los morfotipos pertenecientes a las curvas lordóticas más abiertas, junto a las curvas lordóticas más cerradas. De este modo, suponen morfotipos en los que las curvas son antagonistas y poseen altos índices de grasa corporal. Azevedo (2012), muestra en su trabajo con morfotipos raquídeos resultados similares, ya que encuentra una relación entre la grasa central y el morfotipo escapular posterior. Ultimando este apartado, también podemos comprobar que en cada uno de los diagramas de cajas en los que se relaciona la grasa central con la alineación postural, los percentiles más bajos de grasa abdominovisceral corresponden al morfotipo que de curvatura “normal”.

Tanto el aumento como la ausencia de curvas están asociados a deformidades del balance sagital del raquis, estas anormalidades han sido documentadas como enfermedades

discales degenerativas que producen dolor e incapacidad. En la evaluación de este parámetro hemos obtenido una correlación positiva de los grados de antepulsión de la cabeza con el grado de dolor. Estos datos apoyan los de Scheer et al. (2013), ya que estos autores asocian el dolor y discapacidad con la presencia de un mayor ángulo de antepulsión de la cabeza, y explican como este aumento obliga a una híper-lordosis cervical para el mantenimiento de la mirada horizontal.

La prueba de presencia o no de percepción de dolor de espalda junto a las variables de cantidad y distribución de grasa corporal resultó significativa, y lo podemos observar en los diagramas de cajas, donde la presencia de dolor se corresponde con mayores índices de ICC e ICT corroborando los resultados de otros estudios como el caso de Chou et al., (2016). Este estudio demostró que la obesidad se asocia con altos niveles de dolor lumbar y discapacidad.

Otro de los objetivos de este trabajo era evaluar la relación de cada una de las curvas fisiológicas con la flexibilidad e híper-movilidad articular. Con ello hemos comprobado que la híper-movilidad articular es predictiva de la curvatura de la región lumbar. El síndrome de hiperlaxitud articular (de 5 a 9 en la escala Beighton) se asocia con dolor de espalda, híper-lordosis lumbar, discopatías o hernia del núcleo pulposo a temprana edad. En una estudio realizado por Zurita et al., (2010) en niños de una población de Granada se refleja una mayor prevalencia de casos de híper-movilidad en mujeres que en varones, y una disminución de la frecuencia de los individuos híper-laxos conforme aumentan con edad.

Por último, las horas semanales de ejercicio físico no se han visto relacionadas con ninguna variable postural, esto puede ser debido a que, una media de 3 horas semanales y un 37,7% de personas que no realizan ningún tipo de ejercicio físico, son valores que aparte de no aportar información sobre la intensidad del ejercicio, son bastante bajos. Con el objetivo de valorar la actividad física habitual realizada por sujetos adultos, estudios anteriores han comprobado que el sedentarismo influye en cambios de la composición corporal, tales como la pérdida de masa muscular y el aumento de masa grasa.

El problema es que para validar la actividad física mediante la media de horas semanales, el individuo debe ser activo, es decir, realizar 5 o más días de ejercicio físico por semana, por lo que no podemos encontrar una validez en este estudio ya que nuestra media no es suficiente para poder encontrar relaciones significativas. Sugerimos para estudios posteriores el uso de otra metodología que aporte datos de validez, como son los acelerómetros (Prochaska et al., 2001).

Sin embargo, encontramos que a pesar de no relacionarse con ninguna variable, nos proporciona información, ya que la media de horas semanales de ejercicio físico, se encuentra dentro de la aconsejada por la OMS. No obstante, hay un 37,7% de la muestra que no realiza ningún tipo de ejercicio físico en su vida diaria. Según la OMS (2016_B), la falta de actividad física es el cuarto factor de riesgo para la mortalidad en el mundo y se asocia a la predisposición de padecer cáncer de mama, colon, diabetes y cardiopatía isquémica. En el caso de la salud postural, el ejercicio físico tiene la capacidad de influir sobre el sistema músculo esquelético y revertir el riesgo de fractura por osteoporosis, así como de mejorar diversas funciones motrices relacionadas con el riesgo de caídas (Márquez et al., 2006). En cuanto al tipo de actividad, se ha percibido que las personas que padecen dolor de espalda, realizan actividades más relacionadas con la musculación y aparte de andar, ningún tipo de actividad al aire libre, deportes recreativos o reglados. La educación para el ocio y el tiempo libre es una asignatura pendiente, ya que la mayoría de la población reduce estos momentos a fines de semana y fiestas vacacionales, cortos periodos donde el desconocimiento en el propio potencial recreativo termina por producir aburrimiento y conductas negativas para la salud (Salas, 1997).

Se ha de tener en cuenta que es esta línea de investigación, desde el conjunto de los tejidos en un sistema de equilibrio en la tensión miofascial junto al resto de variables, lo que se propone para poder llegar a desarrollar modelos predictivos a nivel epidemiológico donde se tenga en cuenta la bio-complejidad del cuerpo humano. Una mala actitud postural (aumento o disminución de las curvas fisiológicas del raquis) puede ofrecer, en función de múltiples factores (morfología vertebral, edad, sexo, adiposidad, carga mecánica, etc.), diferentes posibilidades.

Igualmente, debemos señalar que la fotogrametría 2D no deja de ser la observación de los contornos del cuerpo, y que el número de mujeres que representan esta muestra tienen una consistencia baja y características homogéneas, no siendo un estudio con fiabilidad a nivel epidemiológico. Además la principal limitación en una investigación de estas características, es que no se puede determinar si existe una asociación entre las variables a nivel individual, ya que no podemos olvidar que son los estudios longitudinales los que en este campo de investigación pueden darnos datos realmente fiables, por lo que sería interesante evaluar la disposición sagital del raquis con una metodología estándar no invasiva, en estudios de cohortes y con mayor número de personas, así como incluir ambos sexos para que realmente fuera una muestra representativa de la población. Esto último llevaría a que los índices

pudieran ser comparables tanto con estudios radiológicos encaminados a la cirugía, como estudios de los contornos encaminados a la prevención, y así poder tener en cuenta datos antropométricos como los pliegues de grasa subcutánea e índices de proporcionalidad más relacionados con la biomecánica, como entre otros, el índice ponderal, el índice córmico o el índice relativo de los miembros inferiores.

En el caso de las sociedades occidentales, encontramos rasgos característicos como la sobreingesta de alimentos procesados, el estrés frente a las obligaciones laborales y la exposición en la vida diaria a numerosos productos químicos industriales y a corrientes electromagnéticas generadas por el hombre, todos ellos factores externos que pueden ser susceptibles de provocar procesos degenerativos en la actitud postural. Estrategias centradas en promover la reducción de los índices de grasa central incluyendo la salud postural, son probablemente factores determinantes en el impacto que sufren las personas en cuanto al dolor y calidad de vida.

5. CONCLUSIÓN

A favor de la hipótesis de partida, podemos afirmar que existe una relación positiva entre la cantidad y distribución de grasa y las curvas fisiológicas del raquis en el plano sagital, de modo que a mayor cantidad de grasa, mayor desequilibrio o desviación de la columna, produciéndose en algunos casos una apertura y en otros un cierre de los ángulos.

Hay una asociación entre la edad y las curvas fisiológicas de la columna vertebral excepto para el ángulo de antepulsión de la cabeza, es este mismo ángulo el que se relaciona en la muestra con el índice de discapacidad y/o dolor. La desviación producida de la antepulsión de la cabeza se traduce en una inclinación en dirección postero-anterior, conforme aumenta el índice cintura-talla, el porcentaje de grasa corporal y el índice de masa corporal.

El índice cintura-cadera y el índice cintura-talla se asocian a la desviación producida en la columna dorsal, con una apertura de dicha curvatura conforme aumentan dichos índices.

En cuanto a la región lumbar no se ha encontrado una asociación con ninguna variable de composición corporal, excepto con el porcentaje de grasa corporal, que resulta predictivo en el modelo de regresión lineal establecido.

En el caso de la inclinación pélvica se produce una anteversión conforme aumenta el índice de masa corporal.

El ángulo de proyección del eje de gravedad se desvía en dirección antero-posterior conforme aumenta el índice cintura-cadera.

En la valoración entre las curvas fisiológicas y la flexibilidad, la híper-movilidad articular ha mostrado junto al resto de variables asociadas en los modelos de análisis multivariados, ser un parámetro predictivo de la lordosis lumbar.

El morfotipo postural del raquis y la cantidad y distribución de grasa han mostrado relación en todos los casos, excepto para el IMC. También se ha encontrado una relación entre el morfotipo postural y la edad.

Por último, hay una asociación entre la obesidad abdominovisceral y la presencia de dolor de espalda.

6. Referencias bibliográficas

Abaraogu, UO. y Ugwa, WO. (2016). Selected anthropometrics, spinal posture, and trunk muscle endurance as correlated factors of static balance among adolescent and young adult males. Turk J Phys Med Rehab, 62(1), 9-15.

Acevedo, P. y López, MR. (2013). Percepción del estado de salud en mujeres y hombres de edad avanzada En Folguera, P; Maquieira, V; Matilla, MJ; Montero, P. y Vara, MJ (Eds.), Género y Envejecimiento (pp. 362-376). Madrid: Ediciones de la Universidad Autónoma de Madrid.

Almeida, C. (2010). Incidencia de patologías músculos esqueléticas, en pacientes adultos que asistieron por primera vez al servicio de medicina física y rehabilitación del Hospital Carlos Andrade Marín, durante el mes de julio del 2009, guía educativa (Tesis de Grado). Pontificia Universidad Católica de Ecuador, Quito. <http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/4014/TPUCE3273.pdf?sequence=1>.[Fecha de consulta: 05 / 09/ 2016].

Arenas-Ortiz, L. y Cantú-Gómez, O. (2013). Factores de riesgo de trastornos músculo-esqueléticos crónicos laborales. Med Int Mex, 29(4), 370-379.

Azevedo, F. (2012). Sagittal standing posture in the general adult population: subective outcomes and determinants (Tesis de Maestría). Universidade do Porto, Oporto. <http://hdl.handle.net/10216/72967>. [Fecha de consulta: 05/09/ 2016].

Baydal-Bertomeu, J. M., Guillem, R. B. I., Soler-Gracia, C., De Moya, M. P., Prat, J. M. y De Guzmán, R. B. (2004). Determinación de los patrones de comportamiento postural en población sana española. Acta Otorrinolaringológica Española, 55(6), 260-269.

Berthoz, A., Gagey, P., Semon, A., Van Tichelen, P., y Marucchi, E. Les troubles de l'équilibre Ed. Frison-Roche. ISBN 2-87671-113-3.

Bricot, B. (2008). Postura normal y posturas patológicas. Revista IPP, 2(11), 1-13. <http://www.ub.edu/revistaipp>. [Fecha de consulta: 05/09/2016].

Buckup, K. (2007). Pruebas clínicas para patología ósea, articular y muscular. Barcelona: Masson.

Buckup, K., Grossman, J., Michaelis, D. y Junghähnel, B. (2008). Clinical tests for the musculoskeletal system: examinations, signs, phenomena. JAMA, 303(15), 167-195.

Busquet, L. (1995). Les chaînes musculaires, tome II, Lordoses-Cyphoses-Scolioses et Deformations thoraciques. Paris: Frison Roche.

Camacho, EJ., Garrido, Escoto, MC., Martín, C. y Díaz, R. (2010). Correlatos antropométricos de la obsesión por la musculatura. Mexican Journal of Eating Disorders, 1(2), 125-131.

Capilla, P. y González, H. (2009). Protocolo para la detección de la simulación del dolor en la práctica clínica: Estudio de casos. Trauma, 4(20), 255-263.

Casado, M., Moix, J. y Vidal, J. (2008). Etiología, cronificación y tratamiento del dolor lumbar. Clínica y Salud, 19(3), 379-392.

Castro, E. (2006). Prevalencia de caídas en ancianos de la comunidad: factores asociados (Tesis Doctoral). Universidad de Córdoba, Córdoba. <http://helvia.uco.es/xmlui/bitstream/handle/10396/326/13219108.pdf>. [Fecha de consulta: 04/09/2016].

Chou, L., Brady, S., Urquhart, D., Teichtahl, A., Cicuttini, F. M., Pasco, J. y Wluka, A. (2016). The Association Between Obesity and Low Back Pain and Disability Is Affected by Mood Disorders: A Population-Based, Cross-Sectional Study of Men. Medicine Balt, 95(15), 1-7.

Durnin, JV. y Womersley, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. Br J Nutr, 32(01), 77-97.

Garcés, A., Nieto, G. y Suarez, S. (2013). Efectos de un programa deportivo sobre la calidad de vida relacionada con la salud (CVRS), índices bioquímicos, adiposidad y capacidad aeróbica, en usuarias con hipotiroidismo del Servicio de Salud de la Universidad del Valle (Tesis de Grado). Universidad del Valle, Santiago de Quito. <http://bibliotecadigital.univalle.edu.co/handle/10893/4367>. [Fecha de consulta: 02/08/2016].

Giménez, L., Villarroya, A., Puertolas, V. y Marco, C. (1996). Indicativos biomecánicos en el dolor vertebral. Biomecánica, 6(4), 25-29. <http://upcommons.upc.edu/handle/2099/6768>. [Fecha de consulta: 05/07/2016].

Gore, R., Sepic, B. y Gardner, G. (1986). Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people. Spine (Phila Pa 1976), 11(6), 521-524.

Haro, D., Morante, R. y Lillo, S. (2014). Síndrome de hiperlaxitud articular benigno en el niño. Rev. Med Clin Condes, 25(2), 255-264.

Hita, F., Martínez, A., Lomas, R., Álvarez, P., Mendoza, N., Romero, N. y Aránega, A. (2013). Relationship of body mass index and body fat distribution with postural balance and risk of falls in Spanish postmenopausal women. Menopause, 20(2), 202-208.

Horak, FB. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing, 35(2), 7-11.

Hsieh, S. y Yoshinaga, H. (1995). Waist/height ratio as a simple and useful predictor of coronary heart disease risk factors in women. Intern Med, 34(12), 1147-1152.

Huxley, R., Mendis, S., Zheleznyakov, E., Reddy, S. y Chan, J. (2010). Body mass index, waist circumference and waist: hip ratio as predictors of cardiovascular risk a review of the literature. Eur J Clin Nutr, 64(1), 16-22.

Kumar, S. (2001). Theories of musculoskeletal injury causation. Int J Occup Saf Ergon, 44(1), 17-47.

Lohman TG, Roche AF, Martorell R (eds.). (1991). Anthropometric standardization reference manual. Human Kinetics Books. Illinois, USA.

Márquez, R., Rodríguez, J. y Abajo, S. (2006). Sedentarismo y salud: efectos beneficiosos de la actividad física. Apuntes, 83. <http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/afs2011/lecturas/083_012-024ES.pdf>. [Fecha de consulta: 05/07/2016].

Martín, R., Perera, A., Novo, J., Méndez, B. y García, A. (2013). Clinimetría en las espondiloartritis y sus índices de medidas. Rev Cub de Reu, 15(1), 6-17.

Matton, S. (2016). Diferentes posturas en el plano sagital. En Matton, S. Posturología aplicada a ortopodología. Simposio organizado por el Colegio Oficial de Podólogos de la Comunidad de Madrid, Madrid.

Menegoni, F., Tacchini, E., Bigoni, M., Vismara, L., Priano, L., Galli, M. y Capodaglio, P. (2011). Mechanisms underlying center of pressure displacements in obese subjects during quiet stance. J Neuroeng Rehabil, 8(1), 2-6.

Miralles, R. y Puig, C. (1998). Biomecánica clínica del aparato locomotor. Barcelona: Masson.

Miralles, R. y Rull, M. (2001). Valoración de los resultados del tratamiento del dolor lumbar y de las secuelas. Rev Soc Esp Dolor, 8(2), 131-139.

Montes-Castillo, ML., Pérez, B., Díaz-Barriga, AS. y Vázquez, J. (2000). El balance y las caídas en la tercera edad: consecuencias, evaluación y tratamiento. Rev Mex Med Fís Rehab, 12(1), 16-20.

Murrie, V., Dixon, A., Hollingworth, W., Wilson, H. y Doyle, T. (2003). Lumbar lordosis: study of patients with and without low back pain. Clin Anat, 16(2), 144-147.

Organización Mundial de la Salud, (2016_A). Obesidad y sobrepeso. <http://apps.who .int/bmi/index.jsp?introPage=intro_3.html>. [Fecha de consulta: 01/09/2016].

Organización Mundial de la Salud, (2016_B). Actividad física. <http://www.who.int/m ediacentre/factsheets/fs385/es/>. [Fecha de consulta: 01/09/2016].

Prochaska, J., Sallis, J. y Long, B. (2001). A physical activity screening measure for use with adolescents in primary care. JAMA Pediatr, 155(5), 554-559.

Quirino, C., Beggiato, A., Secco, B., Achour, A., Souza, C. y Alves, VH. (2015). Reprodutibilidade intra avaliador e interavaliadores na identificação digital da posição dos marcadores de referência na avaliação postural de fotogrametría. R Bras Ci e Mov, 23(3), 143-150.

Rodríguez, T. (2013). Estudio clínico de la posición natural de la cabeza mediante análisis fotométrico del perfil facial. (Tesis Doctoral) Universidad Complutense de Madrid, Madrid. <http://eprints.ucm.es/22423/1/T34682.pdf>. [Fecha de consulta: 06/08/2016]

Salas, C. (1997). Educación para el uso del tiempo libre. Revista Educación, 21(2), 51-63.

Scheer, J., Tang, J., Smith, J., Acosta JR., Protopsaltis, T., Blondel, B. y Schwab, F. (2013). Cervical spine alignment, sagittal deformity, and clinical implications: a review. J Neurosurg, 19(2), 141-159.

Siri, WE. (1961). Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. Techniques for measuring body composition, 61, 223-44. < https://books.google.es>. [Fecha de consulta: 04/04/2016].

Smits-Engelsman, B., Klerks, M. y Kirby, A. (2011). Beighton score: a valid measure for generalized hypermobility in children. J Pediatr, 158(1), 119-123.

Tapia, M. (2011). Estudio de la cifosis torácica y la lordosis lumbar mediante un dispositivo electro-mecánico computerizado no-invasivo (Spinalmouse®): influencia del género, edad y masa corporal. (Tesis Doctoral) Universidad de Granada, Granada. <http://hera.ugr.es/tesisugr/19710859.pdf>. [Fecha de consulta: 12/09/2016].

Tüzün, C., Yorulmaz, I., Cindaş, A. y Vatan, S. (1999). Low back pain and posture. Clin Rheumatol, 18(4), 308-312.

Vaz, G., Roussouly, P., Berthonnaud, E. y Dimnet, J. (2002). Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. Eur Spine J, 11(1), 80-87.

Vital, J. y Pedram, M. (2005). Espondilolistesis ístmica lítica. EMC-Aparato Locomotor, 38(3), 1-20.

Waddel, G. (1998). The back pain revolution. Churchill Livingstone. Edinburgh, London, New York, Philadelphia, Sidney.

World Medical Association (2000). Ethical principles for medical research involving human subjects. Helsinki: Helsinki Declaration. JAMA, 284, 3045-6.

Zurita, F., Ruiz, L., Martínez, A., Fernández, M., Rodríguez, C. y López, R. (2010). Hiperlaxitud ligamentosa (test de Beighton) en la población escolar de 8 a 12 años de la provincia de Granada. Reumatol Clin, 6(1), 5-10.

Índice de figuras

Figura 1. Columna vertebral junto a las curvas fisiológicas en plano sagital. ……..……3

Imagen modificada. <http://www.profesorenlinea.cl/imagenciencias/SistemOseo15.gif>. [Fecha de consulta: 08/08/2016].

Figura 2. Pelvis junto a su mecánica articular en plano sagital. ……..…3

Imagen modificada. <http://www.centrosanti.com.ar/articulos/ver/retroverison-y-anteversion-de-la-pelvis>. [Fecha de consulta: 15/08/2016].

Figura 3. Proyección del eje de gravedad en bipedestación y estática. …… 5

Elaboración propia

Figura 4. Polígono de sustentación en bipedestación y estática. ……5

(Copyright 2013 por Universidad de Barcelona). Reimpreso con permiso.

Figura 5. El papel de las vísceras en el morfotipo de alineamiento postural…… ..…..6

Elaboración propia

Figura 6. Referencias posturales en plano sagital…….11

Elaboración propia.

Figura 7. Morfotipo de alineamiento postural en plano sagital……...….12

Elaboración propia.

Figura 8. Escala de Beighton……13

<http://www.physio-pedia.com/Beighton_score>. [Fecha de consulta: 20/05/2016].

Figura 9. Escala Visual Analógica……14

<http:/estudiantesmedicina.com.ve/dolor-alicia-dr/>. [Fecha de consulta: 25/01/2016].

Figura 10. Diagrama sectorial del morfotipo de alineamiento del raquis en plano sagital…….….17

Figura 11. Diagrama de cajas del alineamiento postural y el índice cintura-cadera……...…..23

Figura 12. Diagrama de cajas del alineamiento postural y el índice cintura-talla.……...24

Figura 13. Diagrama de cajas del alineamiento postural y el porcentaje de grasa corporal…….24

Figura 14. Diagrama de cajas de índice cintura-cadera y dolor de espalda……..25

Figura 15. Diagrama de cajas de índice cintura-talla y dolor de espalda. ……25

Figura 16. Gráfica de barras de los tipos de ejercicio físico y el dolor de espalda……...26