

DEPARTAMENTO DE FISILOGIA
FACULTAD DE MEDICINA
UNIVERSIDAD DE GRANADA

**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



UNIVERSIDAD DE GRANADA

MORIN LANG TAPIA

2011

Editor: Editorial de la Universidad de Granada
Autor: Moring Lang Tapia
D.L.: GR 2429-2011
ISBN: 978-84-694-2923-5

A mi familia



DEPARTAMENTO DE FISIOLÓGÍA

FACULTAD DE MEDICINA

UNIVERSIDAD DE GRANADA

**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

MORIN LANG TAPIA

DIRECTORES DE TESIS

Dra. Vanesa España Romero
Investigadora Posdoctoral
Universidad de Granada
Doctora en Ciencias del Deporte

Dra. Carmen Moreno Lorenzo
Profesora Titular de Universidad
Universidad de Granada
Doctora en Medicina

Dr. Manuel Castillo Garzón
Catedrático de Universidad
Universidad de Granada
Doctor en Medicina

MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Dr. Ángel Gutiérrez Sainz
Profesor Titular de Universidad
Universidad de Granada
Doctor en Medicina

Dra. María del Carmen García Ríos
Profesora Titular de Universidad
Universidad de Granada
Doctora Universidad de Granada

Dra. Adelaida Castro Sanchez
Profesora Contratada Doctor
Universidad de Almería
Doctora Universidad de Granada

Dr. Francisco Esparza Ros
Profesor Titular de Universidad
U. Católica San Antonio de Murcia
Doctor en Medicina

Dr. David Jiménez Pavón
Investigador Posdoctoral
Universidad de Córdoba
Doctor en Ciencias del Deporte



Prof. Dr. Vanesa ESPAÑA ROMERO
Investigadora Post-Doctoral

VANESA ESPAÑA ROMERO, INVESTIGADORA POST-DOCTORAL DEL MINISTERIO DE EDUCACIÓN Y CIENCIA

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral Titulada “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” que presenta Dña. **MORIN LANG TAPIA** al superior juicio del Tribunal que designe la Universidad de Granada, ha sido realizada bajo mi dirección durante los años 2009-2011, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autora en condiciones tan aventajadas que le hacen merecedora del Título de Doctor, siempre y cuando así lo considere el citado Tribunal.

Fdo. Vanesa España Romero

En Granada, 28 de Enero 2011



Prof. Dra. Carmen Moreno Lorenzo
Profesora Titular de Universidad

Departamento de Fisioterapia
Universidad de Granada

**CARMEN MORENO LORENZO, PROFESORA TITULAR DE
UNIVERSIDAD DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD DE LA
UNIVERSIDAD DE GRANADA**

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral Titulada “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” que presenta Dña. **MORIN LANG TAPIA** al superior juicio del Tribunal que designe la Universidad de Granada, ha sido realizada bajo mi dirección durante los años 2009-2011, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autora en condiciones tan aventajadas que le hacen merecedora del Título de Doctor, siempre y cuando así lo considere el citado Tribunal.

A handwritten signature in blue ink, consisting of several overlapping loops and lines.

Fdo. Carmen Moreno Lorenzo

En Granada, 28 de Enero 2011



Prof. Dr. Manuel J. CASTILLO GARZON
Catedrático de Universidad

Departamento de Fisiología
FACULTAD DE MEDICINA
Universidad de Granada

MANUEL J. CASTILLO GARZÓN, CATEDRÁTICO DE FISIOLOGÍA MÉDICA EN LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA

CERTIFICA:

Que la Tesis Doctoral Titulada “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” que presenta Dña. **MORIN LANG TAPIA** al superior juicio del Tribunal que designe la Universidad de Granada, ha sido realizada bajo mi dirección durante los años 2009-2011, siendo expresión de la capacidad técnica e interpretativa de su autora en condiciones tan aventajadas que le hacen merecedora del Título de Doctor, siempre y cuando así lo considere el citado Tribunal.

Fdo. Manuel J Castillo Garzón

En Granada, 28 de Enero 2011

INDICE

RESUMEN	7
ABREVIATURA	9
INTRODUCCIÓN.....	11
1. La columna vertebral y la postura de bipedestación.....	11
2. Curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital	15
3. Relación de las curvaturas torácica y lumbar con el estado de salud	20
4. Influencia del género, edad y masa corporal	23
4.1. Género	23
4.2. Edad.....	24
4.3. Masa Corporal	27
5. Métodos de evaluación de las curvaturas torácica y lumbar en el plano sagital	29
5.1. Métodos subjetivos	29
5.2. Métodos objetivos.....	30
5.3. Características específicas de los métodos de evaluación	30
5.3.1. Radiografía	30
5.3.2. Fotografía	33
5.3.3. Rasterstereografía o Topografía de Moiré	34
5.3.4. Mediciones manuales	36
5.3.4.1. Goniometría manual	36
5.3.4.2. Regla flexible.....	38
6. Análisis de movimiento usando dispositivos electromagnéticos y acelerómetros de superficie	40
6.1. SpinalMouse®	41
OBJETIVOS.....	47

General ..	47
Específicos ..	47
MATERIAL Y MÉTODO ..	49
1. Sujetos ..	49
2. Aspectos éticos ..	49
3. Confidencialidad de los datos ..	50
4. Variables Independientes ..	50
5. Variables Dependientes ..	52
5.1. Método de estudio y variables analizadas ..	52
5.1.1. Uso del SpinalMouse® ..	52
6. Análisis Estadístico ..	56
RESULTADOS ..	58
1. Características de la muestra ..	58
2. Estudio de la cifosis torácica y la lordosis lumbar mediante el SpinalMouse® ..	61
3. Estudio de la cifosis torácica y la lordosis lumbar en relación con género, edad y masa corporal ..	66
3.1. Curvatura dorso-lumbar y género ..	69
3.2. Curvatura dorso-lumbar y edad ..	69
3.3. Curvatura dorso-lumbar y masa corporal ..	70
4. Comparación entre métodos de evaluación de cifosis toracica y lordosis lumbar ..	71
DISCUSIÓN ..	77
1. Características de la muestra ..	78
2. Estudio de la curvatura dorso-lumbar mediante el SpinalMouse® ..	80
3. Estudio de la curvatura dorso-lumbar en relación con género, edad y masa corporal ..	84
3.1. Curvatura dorso-lumbar y género ..	84

3.2. Curvatura dorso-lumbar y edad	88
3.3. Curvatura dorso-lumbar y masa corporal	91
4. Comparación entre el SpinalMouse® y otros métodos de evaluación de la curvatura dorso-lumbar.....	93
4.1. Grado de cifosis torácica medida mediante SpinalMouse®.....	94
4.2. Grado de lordosis lumbar medida mediante SpinalMouse®.....	94
5. Limitaciones del estudio.....	97
6. Perspectivas de Futuro.....	98
CONCLUSIONES.....	101
REFERENCIAS	104
CURRICULUM VITAE ABREVIADO	122
AGRADECIMIENTOS.....	126
ANEXOS	128
1. ARTÍCULO CIENTÍFICO	128
2. MODELO DE INFORME DE SPINALMOUSE®.....	153

RESUMEN

La evaluación de las curvaturas de la columna vertebral es de notable importancia, dada su relación con numerosas patologías y diferentes indicadores de salud. El género, la edad y la masa corporal se han sugerido como posibles factores de influencia en la curvatura vertebral, particularmente las curvaturas en el plano sagital como son la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Estas dos curvaturas son determinantes de cambios posturales y, por tanto, deberían ser consideradas a la hora de llevar a cabo un diagnóstico fisiológico, ergonómico o clínico de la columna vertebral.

El objetivo general de la presente Tesis Doctoral ha sido medir la curvatura vertebral en una amplia muestra de sujetos asintomáticos, centrándose en el estudio de las curvaturas fisiológicas cifosis torácica y lordosis lumbar en posición de bipedestación, tomando en consideración tres importantes factores de influencia como son género, edad y masa corporal. Para ello se ha utilizado un nuevo dispositivo electro-mecánico, computerizado de carácter no invasivo y fácil uso, comercializado bajo el nombre de SpinalMouse®.

Un total de 659 sujetos asintomáticos, 297 mujeres y 362 hombres, de edades comprendidas entre 20 y 70 años, participaron en este estudio. Los sujetos fueron categorizados de acuerdo a su género, su edad y su índice de masa corporal (kg/m^2), esto último según criterios de la Organización Mundial de la Salud. Se realizó una evaluación en bipedestación de las curvaturas vertebrales, cifosis torácica y lordosis lumbar, en el plano sagital utilizando el dispositivo SpinalMouse®.

Los resultados de esta Tesis Doctoral demuestran: a) La cifosis torácica y lordosis lumbar pueden ser fácil y adecuadamente evaluadas mediante el dispositivo SpinalMouse®, el cual proporciona ángulos globales y segmentarios de la columna vertebral de manera rápida y sencilla. b) Cuando se tienen en cuenta las variables de género, edad y masa corporal, el género parece ser un factor determinante sobre la lordosis lumbar, siendo esta curvatura mayor en mujeres que en hombres. La edad y la masa corporal parecen no ser determinantes en las curvaturas de la columna vertebral. c) Los niveles de curvatura a nivel de columna vertebral, tanto en lo correspondiente a cifosis torácica como a lordosis lumbar, medidos con el dispositivo SpinalMouse® son similares a los publicados en otros estudios que utilizaron tanto dispositivos de superficie no invasivos como métodos radiográficos de evaluación.

En conclusión, el SpinalMouse® se ha revelado como una metodología de utilidad para evaluar la curvatura vertebral, proporcionándose los valores de referencia correspondientes a cifosis torácica y lordosis lumbar para sujetos adultos asintomáticos.

ABREVIATURA

ANOVA	Análisis de la varianza
BMI	Body Mass Index
cm	Centímetros
DE	Desviación estándar
DT	Desviación Típica
DXA	Dual-energy X-ray absorptiometry (absorciometría dual de rayos-X)
EE	Error estándar de medición
ICC	Intraclass correlation coefficient
IMC	Índice de Masa Corporal
kg	Kilogramos
OMS	Organización Mundial de la Salud
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
WHO	World Health Organization



Introducción

INTRODUCCIÓN

1. LA COLUMNA VERTEBRAL Y LA POSTURA DE BIPEDESTACIÓN

La **columna vertebral** humana es una estructura mecánica que durante la evolución se ha adaptado a la bipedestación combinando la rigidez de las vértebras óseas y la elasticidad tanto de los discos intervertebrales como de los ligamentos y estructuras musculo-tendinosas que mantiene ligado y convenientemente alineado todo el sistema (1, 2). Esta singular combinación permite soportar importantes presiones y al mismo tiempo tener una amplia y controlada movilidad en determinados planos de movimiento (3). Tal y como se ha dicho (1, 3, 4), las funciones más importantes de la columna son permitir la postura y movilidad corporal, soportar el peso de sus diversas estructuras, amortiguar la carga y proteger la médula y raíces nerviosas.

La columna vertebral forma un eje articulado integrado por un total de 33 vértebras ligadas entre sí por medio de 23 discos intervertebrales y toda una serie de potentes ligamentos y estructuras músculo-tendinosas. Las vértebras se disponen en cinco regiones que son: región cervical (7 vertebras), región torácica (12 vertebras), región lumbar (5 vértebras), y dos grupos de vértebras soldadas formando el sacro (5 vértebras) y el cóccix (4 vértebras). Para esas regiones podemos considerar la siguiente funcionalidad cinética: Las vértebras cervicales sostienen y proporcionan movilidad al cuello y cabeza; las vértebras dorsales combinan la movilidad con el soporte de cargas; las vértebras lumbares tienen como función principal el soporte de cargas y el reparto de presiones. Para poder caminar sobre nuestras piernas, los primeros primates tuvieron que levantar la columna y equilibrar la pelvis con esfuerzo de la musculatura dorso-lumbar, musculatura abdominal y glúteos, entre otros. Las regiones lumbar y sacra son las que soportan más peso (5). Estas diferencias y la acumulación de peso conforme se desciende por la columna se relaciona con el hecho de que el tamaño de los

cuerpos vertebrales sea mayor de forma gradual hacia el extremo inferior de la columna, para luego hacerse progresivamente más pequeños a nivel del cóccix.

La columna vertebral suele ser observada y estudiada en la **postura de bipedestación** (6-11).

La postura de bipedestación normal u óptima es definida como el estado de equilibrio que requiere el mínimo esfuerzo muscular para ser mantenida (12). Esta postura es el resultado de la correcta disposición en el plano sagital de los segmentos corporales con respecto a las fuerzas gravitacionales (13, 14).

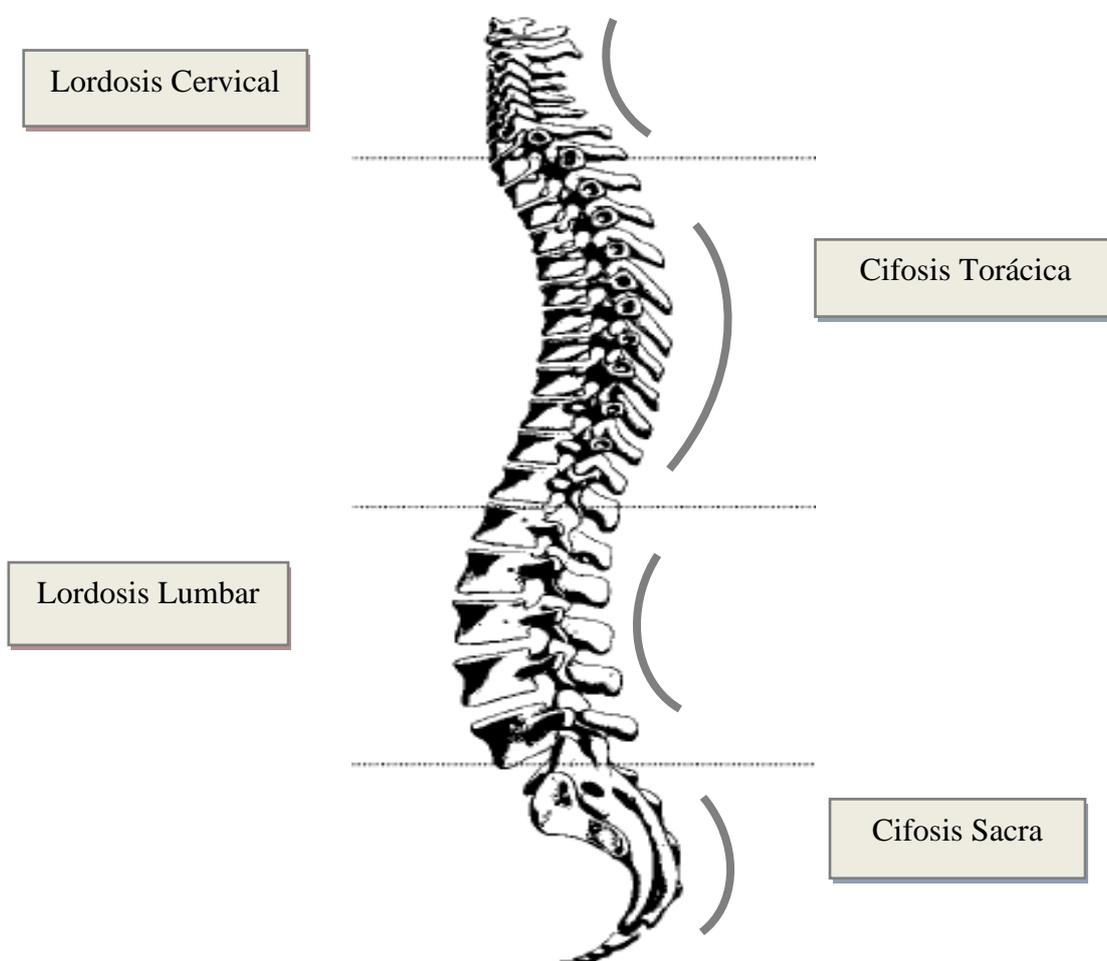


Figura 1. La columna vertebral en el plano sagital (15) .

En postura de bipedestación normal la columna vertebral queda dividida en una serie de **curvaturas** antero posteriores de naturaleza fisiológica (Figura 1). Estas curvaturas son la **lordosis cervical**, curva flexible de concavidad posterior; la **cifosis torácica**, curva flexible de convexidad posterior; la **lordosis lumbar**, curva flexible de concavidad posterior; y la **cifosis sacra**, curva fija a causa de la fusión de las vértebras sacras que presenta convexidad posterior (3, 5). Estas curvaturas permiten una eficiente absorción de las cargas aplicadas a la columna vertebral (2, 3, 16) e incrementan la eficiencia de la musculatura paravertebral (17, 18).

Algunos autores sugieren que las curvaturas de la columna vertebral incrementan también la resistencia de ésta a las fuerzas compresivas axiales (3). Se ha demostrado que la resistencia de una columna curvada es directamente proporcional al cuadrado del número de curvaturas más uno. En otras palabras, si tomamos como referencia una columna con 3 curvaturas flexibles, como es la columna vertebral con sus curvas cervical, torácica y lumbar, tendremos una resistencia igual a 10, es decir, 10 veces la de una columna recta (Figura 2). Por tanto, los cuerpos vertebrales de nuestra columna sirven de soporte y reparto de presiones, mientras que los discos intervertebrales amortiguan las fuerzas y transforman los esfuerzos verticales en esfuerzos horizontales.

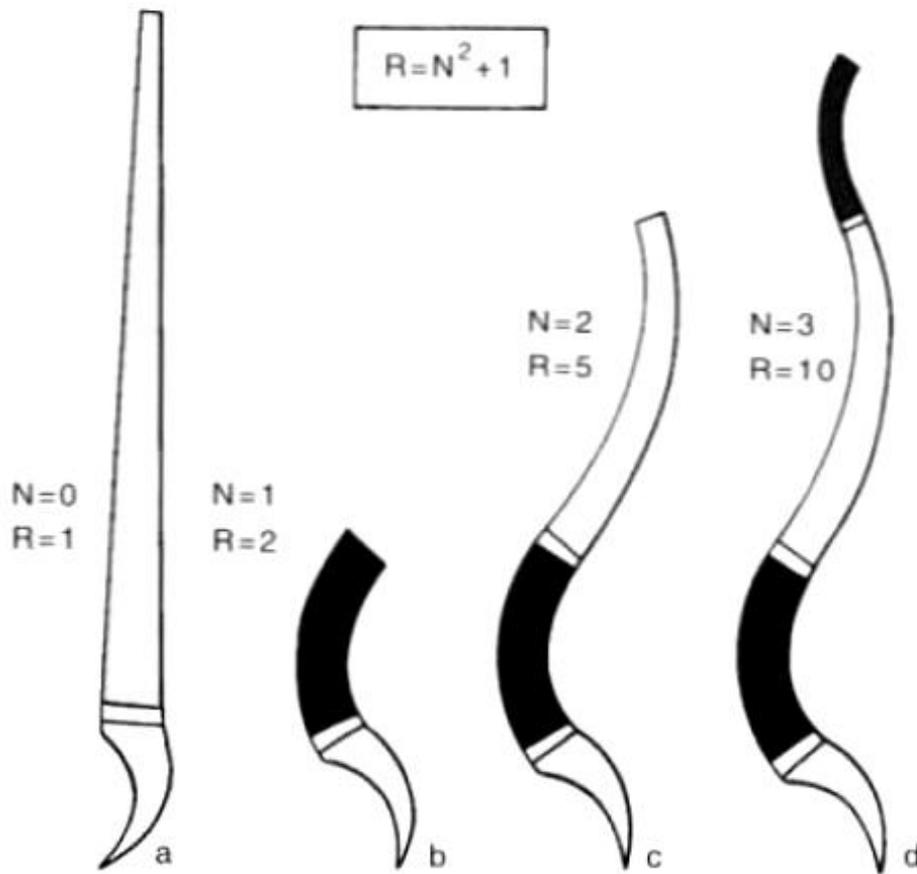


Figura 2. Las curvas raquídeas aumentan la resistencia de la columna vertebral a las fuerzas de compresión axial (3).

2. CURVATURAS DE LA COLUMNA VERTEBRAL EN EL PLANO SAGITAL

En sujetos sanos las curvaturas fisiológicas de la columna vertebral se mantienen dentro de unos rangos normales. Sin embargo, cuando las curvas se acentúan en el plano sagital, o en el plano frontal, o bien la curvatura se pierde (lo que se conoce por rectificación) nos enfrentemos a alteraciones más o menos sintomáticas. Las desviaciones que pueden llegar a ser patológicas de la columna vertebral en el plano sagital pueden ser:

Cifosis

La cifosis es la deformación más frecuente de la columna vertebral. El origen de la palabra *cifosis* procede del griego significando bóveda, convexidad (2). Se presenta, desde la visión morfológica, como una convexidad posterior de uno o varios segmentos del raquis, y alteraciones de las vértebras que adoptan una forma típica en forma de cuña (Figura 3) (19).

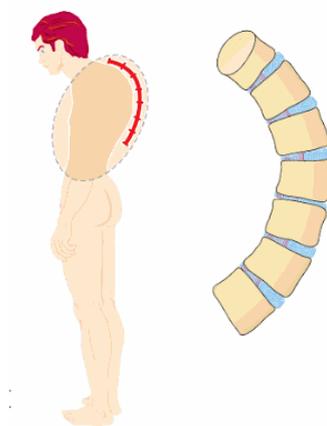


Figura 3. Cifosis desde una visión lateral [20].

Se consideran cifosis dorsales patológicas aquellas que superan una angulación, entre la 5ª vértebra torácica y la 12ª vértebra torácica, de más de 40°, tal y como se indica en la figura 3, aunque es preciso señalar que el rango normal para la cifosis dorsal fisiológica puede ir desde los 20 a los 50°. En consecuencia, se habla de hipercifosis cuando la angulación supera los 50°

(20). La Sociedad de Investigación de la Escoliosis, del inglés *Scoliosis Research Society*, la define como una curvatura de la columna mayor de 45° (21).

En la cifosis el núcleo pulposo del disco intervertebral, se desplaza en sentido posterior, se produce una separación en la parte posterior de los cuerpos vertebrales y una aproximación en la parte anterior. Esta disposición vertebral origina una distribución desigual de la presión intradiscal. Aumenta la presión por centímetro cuadrado en los bordes anteriores tanto de los cuerpos vertebrales como de los discos intervertebrales, y disminuye en los bordes posteriores de los mismos. Al mismo tiempo se distienden los ligamentos, tendones y músculos situados en la convexidad y se retraen o acortan aquellos otros correspondientes al lado cóncavo de la curvatura (Figura 4) (19).

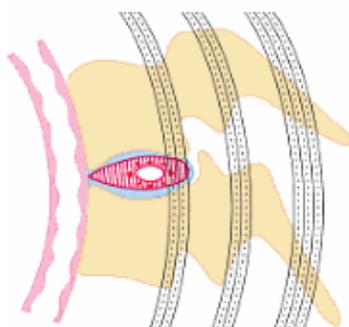


Figura 4. Ejemplo de cifosis en uno de los cuerpos vertebrales de la columna [20].

La cifosis puede originar cuadros álgidos o ser asintomática (22). Las algias, por lo general, se localizan en el vértice más significativo de la deformación. Las presiones anormales pueden llegar a incidir como factor agravante sobre las vértebras y los discos, provocando compresión neurológica y radiculopatía (22). Esta deformación puede aparecer aislada o en combinación con otras deformaciones del raquis, tales como lordosis y escoliosis (23). Para clasificar la cifosis se tiene en cuenta la gravedad, la localización, la dirección y la etiología.

Según la *Scoliosis Research Society* (23) la cifosis puede ser debida a causa:

1. Congénita
2. Postural
3. Enfermedad de Scheuermann
4. Neuromuscular
5. Traumática o quirúrgica
6. Metabólica
7. Irradiación
8. Displasias del raquis
9. Enfermedades del colágeno
10. Tumores
11. Mielomeningocele
12. Otras causas

En el análisis de la curvatura torácica, se pueden encontrar otros dos tipos de deficiencias posturales, la llamada **espalda redonda** y la **espalda plana**. La primera se caracteriza por una amplia curvatura cifótica que compromete la región tanto torácica como lumbar y presenta una reducida inclinación pélvica, menor de 20°, que en ocasiones puede aparecer en posición neutra o retroversión pélvica. La espalda plana se caracteriza por la disminución de las curvas fisiológicas, torácica y lumbar, acompañada de una mínima inclinación pélvica, menor a 20° (24).

Lordosis

La lordosis es una curvatura de convexidad anterior (concavidad posterior) que de manera fisiológica afecta a la región lumbar. Se puede considerar que la lordosis lumbar es compensatoria de la cifosis torácica manteniéndose así la verticalidad de la columna. Se puede decir que es como una cifosis invertida, donde el acúñamiento vertebral ofrece una

altura mayor en la porción anterior de la vertebra y menor en la porción posterior (Figura 5) (19), lo que trae como consecuencia un aumento de presión en los bordes posteriores de los cuerpos vertebrales y discos intervertebrales. Todo ello facilita el desplazamiento del disco hacia delante. El rango normal para la lordosis lumbar va desde los 40 a 60°. Este ángulo se define como el formado entre la primera vértebra lumbar y la primera vértebra sacra.

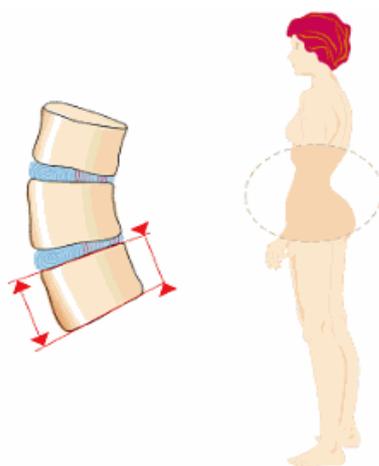


Figura 5. Lordosis desde una visión lateral [20].

La hiperlordosis o lordosis patológica es considerada cuando la angulación antes referida supera los 60°. Esta puede presentarse con un cuadro más o menos álgido o incluso asintomático, localizado, generalmente en la región lumbar y en casos poco frecuentes, en la zona dorsal. La hiperlordosis genera dolor por diversos mecanismos: incremento de la fuerza en las articulaciones interapofisiarias, compresión del disco intervertebral lumbosacro en su parte posterior, estrechamiento del foramen lumbosacro y compresión radicular (16).

La etiología de la lordosis puede ser (19):

1. Congénita
2. Postural
3. Postquirúrgica y traumática

4. Afecciones neuromusculares y neurológicas
5. Deficiente equilibración pélvica
6. Otras causas

Además, en el estudio de la lordosis lumbar se puede presentar el fenómeno opuesto, esto es la pérdida mayor o menor de la curvatura lordótica, aplanamiento o **rectificación lumbar**. La disposición de la lordosis lumbar hacia la hiperlordosis o aplanamiento se ve influenciada principalmente por la posición de la pelvis. Es así que la anteversión pélvica agudiza la lordosis lumbar y tiende a flexionar la articulación coxofemoral; en cambio, la retroversión pélvica tiende a rectificar la columna lumbar y a extender la articulación coxofemoral (24).

La evaluación en bipedestación de las curvaturas de la columna en el plano sagital es esencial para determinar los cambios posturales, establecer diagnósticos, evaluar la evolución de un tratamiento en patologías vertebrales o como parte fundamental de un plan preoperatorio (9, 22, 25, 26). Es por ello que en estas últimas décadas los profesionales de la salud han incrementado su interés hacia la investigación descriptiva y clínica de la postura y las curvaturas de la columna vertebral (8, 27-29).

Muchas de éstas investigaciones consideran el estudio de las alteraciones en la postura y curvaturas de la columna vertebral porque están implicadas en el desarrollo de una serie de trastornos de ésta, como son dolor agudo y crónico (30, 31), degeneración discal (32-36), espondilosis (32, 37), osificación de los ligamentos espinales (38), escoliosis idiopática adolescente (39, 40), cifosis de Scheuermann (41), deterioro en la expansión de la caja torácica (42), osteoartritis precoz y degeneración discal (43), osteoporosis y fracturas por compresión (44, 45) y espondilolistesis (46).

3. RELACIÓN DE LAS CURVATURAS TORÁCICA Y LUMBAR CON EL ESTADO DE SALUD

Son numerosos los estudios que asocian **alteraciones en las curvaturas** de la columna vertebral en el plano sagital con diferentes indicadores de salud (30, 47-55), entre ellos se encuentra el dolor de espalda que es considerado como el más frecuente entre la población adulta. El dolor de espalda es un **síntoma** que puede estar relacionado con las alteraciones en las curvaturas espinales (54, 55). Existen diferentes motivos sobre las causas que provocan el **dolor de espalda** en estos casos. Este podría ser debido a los cambios posturales, ya que estos cambios podrían causar estrés en las articulaciones y tejidos más débiles como son los músculos, ligamentos (49-51) y discos intervertebrales (30). También podrían ser originados a nivel de la columna lumbar. En esta zona aumenta el peso que deben soportar el disco y las articulaciones vertebrales, haciendo que la estabilidad dependa de la correcta ubicación de la línea de gravedad frente a las vértebras lumbares. Por lo tanto, una mala ubicación de ésta puede inducir a un empeoramiento de la inestabilidad y provocar dolor (56).

También se ha observado que el incremento en las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital produce alteraciones de dicha columna tanto a nivel global como segmentario (22, 30, 57, 58). Estas alteraciones ocurren como consecuencia de un desplazamiento anterior del tronco sobre el centro de gravedad (59), lo que asociado al aumento de la carga mecánica sobre la columna y los cambios posturales, puede comprometer la fuerza de la musculatura extensora antigravitacional (60) y la función normal de la musculatura paravertebral (61), todo lo cual agrava la magnitud del estrés compresivo y de cizalla que se suma al incremento determinado por la cifosis torácica o hiper cifosis (62).

Las **alteraciones** en el plano sagital de la columna vertebral **a nivel torácico** se asocian con pérdida de funcionalidad en actividades básicas de la vida diaria (63-66). Kado y cols. afirmaron que la postura hipercifótica aumenta la dificultad para realizar actividades físicas básicas como caminar, subir escaleras, agacharse y/o sentarse en una silla (66). Otros autores estudiaron la relación entre alteraciones de la columna vertebral a nivel torácico y los trastornos de la función pulmonar mediante pruebas de espirometría (67-69). Estos estudios observaron que la cifosis torácica en personas mayores es causa frecuente de disnea y disfunción ventilatoria restrictiva y obstructiva. Por lo tanto, siguiendo estas líneas de investigación, se ha demostrado que un incremento en la cifosis torácica relacionada con la edad, podría ser un factor que influencia negativamente la expectativa de vida (70-72).

Entre las **alteraciones** en el plano sagital de la columna vertebral **a nivel lumbar** se encuentran la hiperlordosis y la hipolordosis también llamada rectificación, como se ha mencionado previamente (16, 73). La hiperlordosis aumenta la carga que soportan las partes blandas de la columna vertebral, generando así mayor esfuerzo de la musculatura paravertebral y por tanto facilitando las contracturas musculares (74). Así también, puede sobrecargar la articulación facetaria, que puede llegar a dañarse y provocar síndrome facetario y dolor (75). La hiperlordosis se asocia a condiciones patológicas como la espondilolistesis (76). En otras palabras, el desplazamiento o luxación de un cuerpo vertebral en relación al cuerpo contiguo, o en el caso de la quinta vértebra lumbar, sobre el sacro. La espondilolistesis puede causar alteraciones en la funcionalidad y en la calidad de vida de los pacientes que la padecen (77, 78).

Por otro lado, la disminución de la curvatura lumbar o hipolordosis se relaciona principalmente con degeneración discal (79, 80) y con dolor lumbar (51), producto de la

compresión nerviosa radicular (53). Además, existen estudios que relacionan la disminución de la lordosis lumbar con la espondilólisis (81) i.e., defecto de dos cuerpos vertebrales contiguos debido a fractura por estrés (82). En esta patología, la incidencia se relaciona con el género, la etnia, la actividad deportiva y patologías degenerativas asociadas (81). La espondilólisis provoca dolor severo de espalda en cualquier edad (83), afectando a la calidad de vida del paciente (83). También hay estudios que sugieren que alteraciones a nivel lumbar en las curvaturas podrían producir prolapso de los órganos pélvicos (84-86).

Se estima que más del 80% de la población tendrá alteraciones en la zona lumbar al menos una vez a lo largo de su vida (87). En España, según la última encuesta Europea de Salud realizada en el año 2009, se estimó que las enfermedades crónicas más diagnosticadas son el dolor lumbar o cervical, con una incidencia del 25% (88).

Numerosos estudios han examinado la relación entre el dolor de espalda y el contexto que provocaron estos síntomas (89-91). Se sabe que el dolor de espalda en un 41% de los casos es de origen desconocido, y el resto se asocia con incidentes en el hogar (31%) o el trabajo (28%), relacionado con el levantamiento de pesos, movimientos de flexión, de inclinación anterior (92), y movimientos de torsión de la columna (93, 94). Por estas razones, es importante el rol de la educación, pues se sabe que muchos de estos episodios tienen como agente causal la falta de hábitos de higiene postural. La intervención educativa de higiene postural ha mostrado beneficios en escolares (95), adultos trabajadores (96, 97) y pacientes que han presentado algún episodio de dolor de espalda o dolor lumbar crónico (98, 99).

Las “Escuelas de la Espalda” o “Escuelas de Columna” son programas de prevención de patologías de la columna vertebral. Consisten en clases teórico-prácticas que tienen por

finalidad dar información adecuada sobre el uso correcto de la columna, concienciando al individuo de la importancia de mantener la columna sana (100). Concretamente en España está la *Escuela Española de la Espalda*, en la que podemos encontrar normas específicas de higiene postural y ergonomía.

4. INFLUENCIA DEL GÉNERO, EDAD Y MASA CORPORAL

La relación que existe entre el género, la edad y la masa corporal con las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital ha sido previamente estudiado por diferentes autores, utilizando diferentes métodos de medida pero sigue siendo un fenómeno controvertido (101-106). Un gran número de los estudios realizados se focalizan en investigar algunas de estas variables de forma aislada, mostrando resultados específicos para diferentes tipos de poblaciones en función de la edad, distintos diseños de investigación, y diferentes instrumentos de evaluación (72, 107-111).

4.1. Género

La mayoría de los estudios sugieren que las mujeres tienen una curvatura mayor en el plano sagital que los hombres, tanto en la cifosis torácica como en lordosis lumbar (47, 72, 101, 106, 111-113). Sin embargo, también podemos encontrar estudios que sugieren que la cifosis torácica no está influenciada por el género (8, 51, 52, 114).

La mayoría de los estudios no encuentran diferencias significativas entre hombres y mujeres en la cifosis torácica (7, 8, 51, 52, 114-117). Sin embargo, los resultados son contradictorios. Algunos estudios indican que los factores que podrían generar diferencias en la cifosis torácica entre hombres y mujeres son también atribuidos a la morfología vertebral y el disco intervertebral (108, 118, 119). En mujeres la morfología del cuerpo y disco intervertebral

podría ser más importante para el desarrollo de la cifosis torácica que para los hombres (118), indicando que el aumento de la cifosis en mujeres suele presentarse en un 7 a 17% de mujeres que tienen pérdida de masa ósea (120). Se necesitan más estudios para concretar la información que tenemos acerca del género y la cifosis torácica.

Un mayor grado de lordosis lumbar en bipedestación en el plano sagital en mujeres podría ser debido a variaciones morfológicas vertebrales, así como a diferencias en factores biomecánicos de las articulaciones intersegmentarias (104, 107, 121). Los embarazos suelen ser una causa común de estas alteraciones (104, 121). Además, algunos estudios han observado que podría haber una asociación entre la longitud y la fuerza de la musculatura abdominal con el ángulo de inclinación pélvica que depende del género (101, 122, 123).

4.2. Edad

Durante la ontogénesis, i.e., el transcurso del desarrollo del individuo, existe una evolución de las curvaturas de la columna vertebral (3) (Figura 6). En el feto, la columna vertebral es una curvatura de concavidad anterior, i.e., una gran cifosis. A partir del nacimiento, el segmento cervical se va enderezando para convertirse progresivamente en una lordosis, mientras que los restantes segmentos siguen formando una única curvatura cifótica.

La lordosis cervical se hace definitiva cuando el lactante empieza a sostener la cabeza, de este modo aumenta la efectividad para mantener la postura de la misma. Más tarde, el segmento lumbar desarrolla una curvatura lordótica que mejora la sustentación de la columna sobre el sacro cuando el niño empieza a sentarse, a ponerse de pie y a caminar. A modo de resumen, la curvatura cervical aparece aproximadamente a los 2 o 3 meses de vida, mientras que la curvatura lumbar aparece aproximadamente al final del primer año (2, 124).

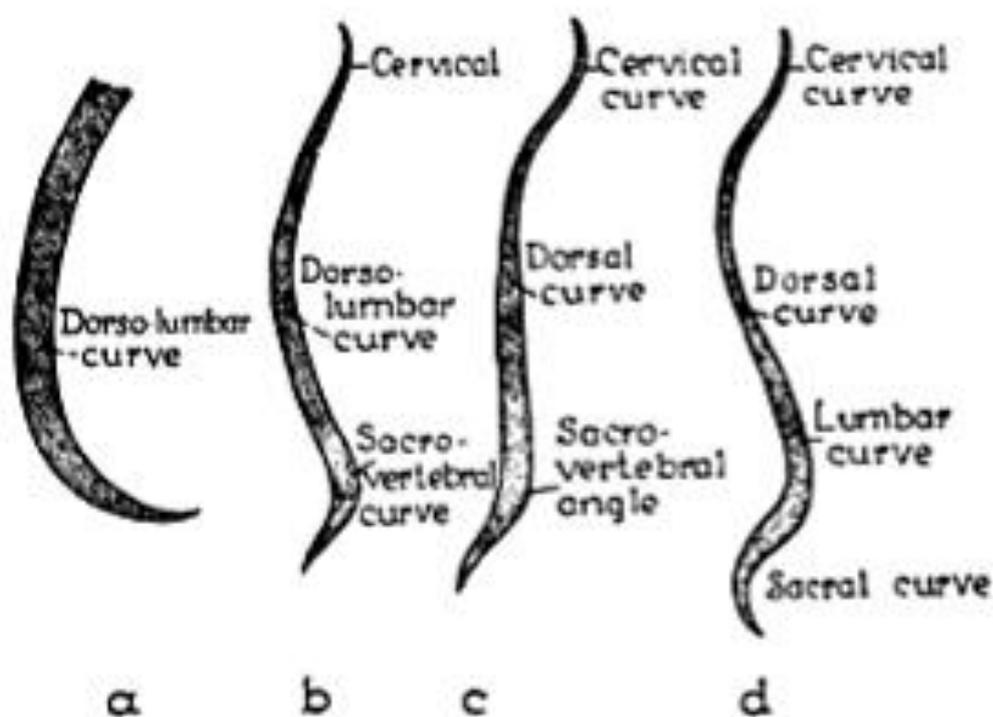


Figura 6. Ontogénesis de la columna vertebral durante el desarrollo. a) sólo una curva dorsolumbar está presente hasta aproximadamente el tercer mes del feto; b) las curvas cervical, dorsolumbar y sacra aparecen a partir del nacimiento; c) aproximadamente a los 3 meses de vida ya existen las curvas cervical, dorsal y sacra; d) aproximadamente al año de vida aparece la curvatura lumbar (125).

Cuando se adopta la postura bípeda hace más de 3 millones de años, se producen otra serie de cambios en la columna vertebral (126). La posición bípeda requiere de una inclinación del sacro entre los huesos pélvicos, aumentando el ángulo sacral y los ajustes en el tamaño de las vértebras y los discos intervertebrales (2). El aumento en el tamaño de los cuerpos vertebrales hacia la parte inferior del cuerpo se produce por el aumento de las presiones impuestas por los segmentos sucesivos. El sacro y el cóccix se funden formando una base sólida en forma de

cuña que transmite la carga axial de la columna vertebral hacia los huesos de la pelvis y las articulaciones de la cadera en las extremidades inferiores (124).

Algunos estudios han observado que durante el envejecimiento se produce aumento en la cifosis torácica y disminución en la lordosis lumbar (111, 121, 127, 128). Esto parece estar relacionado con el desplazamiento del centro de gravedad producido en estas edades, originando un desequilibrio en la columna vertebral en el plano sagital. Sin embargo, los resultados encontrados en los estudios que analizan los efectos de la edad en las curvaturas torácica y lumbar son contradictorios (8, 52, 110, 111, 114, 121).

En cuanto al incremento de la cifosis torácica con la edad, podría ser atribuido a cambios posturales (29), fenómenos de acuñamiento, alteración de los tejidos conectivos, degeneración del disco intervertebral (118, 119, 129, 130), y debilidad muscular (60, 65, 131). A pesar de los análisis que estos estudios realizan, es necesario indagar en la influencia de la edad y sus relaciones con las curvaturas para arrojar luz sobre los resultados contradictorios que actualmente se encuentran en la literatura. La mayoría de estudios sugieren que la disminución de la lordosis lumbar con el envejecimiento podría estar relacionado con modificaciones en los tejidos óseos y ligamentosos, así como con la debilidad de los músculos extensores de la espalda (8, 9, 51, 127, 128, 131-133).

Por otra parte, es importante también conocer y evaluar el progreso normal de las curvaturas vertebrales con el paso de los años, ya que en base a este conocimiento se pueden establecer intervenciones terapéuticas basadas en la ejercitación de los músculos extensores (antigravitacionales) y de soporte de la columna vertebral, con el objetivo de mantener y mejorar el alineamiento vertebral (134-138).

4.3. Masa Corporal

En España, así como en el resto de los países desarrollados, la obesidad es considerada un problema de salud pública (139, 140). De acuerdo a la última encuesta Europea de Salud en España realizada en el año 2009, en la población mayor de 18 años se estimó que existe una prevalencia de obesidad del 17,5% y de sobrepeso del 36,7%. Esta situación es más frecuente en el caso de los hombres (18,6% con obesidad y 44,2% con sobrepeso) que en el de las mujeres (15,6% y 29,2%), y aumenta con la edad para ambos sexos (88).

El sobrepeso y la obesidad pueden ser evaluados como un exceso de grasa corporal total o central usando métodos de referencia tales como la resonancia magnética nuclear o la absorciometría dual de rayos-X (DXA) (141). Sin embargo, existen otros métodos para estimar grasa corporal que son más fáciles de utilizar en campo, a la vez que presentan una alta validez y fiabilidad, como son el perímetro de cintura para estimar la grasa central, o el índice de masa corporal (IMC) para estimar grasa corporal total (142-144).

El IMC es uno de los parámetros más usados para evaluar el estado nutricional de la persona (139, 145, 146). Éste expresa la relación entre el peso corporal, en kilogramos, y la talla, en metros al cuadrado ($IMC = \text{peso corporal (kg)} / \text{talla (m)}^2$). La Organización Mundial de la Salud propone unos valores estandarizados a partir del IMC para clasificar al individuo, según masa corporal, en persona de bajo peso, sin sobrepeso o normopeso, sobrepeso y obeso. De esta forma, una persona con un bajo peso presenta un IMC menor o igual a $18,5 \text{ kg/m}^2$; con normopeso si presenta un IMC entre $18,5 \text{ kg/m}^2$ y $24,9 \text{ kg/m}^2$; sobrepeso con un IMC entre 25 y $29,9 \text{ kg/m}^2$; obesidad con un IMC mayor de 30 kg/m^2 ; y finalmente, obesidad mórbida con un $IMC > 50 \text{ kg/m}^2$ (147).

Algunos estudios han observado que el sobrepeso y la obesidad provocan alteraciones posturales que podrían tener consecuencias sobre las curvaturas torácica y lumbar en el plano sagital (102, 105, 148). Estas alteraciones podrían ser debidas a que cuando el individuo presenta sobrepeso u obesidad, se produce un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo (148) similar a lo que ocurre en las mujeres cuando están embarazadas (149). Más concretamente, cuando el peso del torso aumenta y se expande, se produce un incremento de la carga axial en la columna y una migración progresiva del centro de gravedad, el cual se aleja de la parte anterior de la columna (150). Cuando la posición de la columna se altera y el abdomen se encuentra por delante de la pelvis, la columna esta fuera de su posición neutral y por tanto aumentan las fuerzas que soporta la columna lumbar (151) (Figura 7).

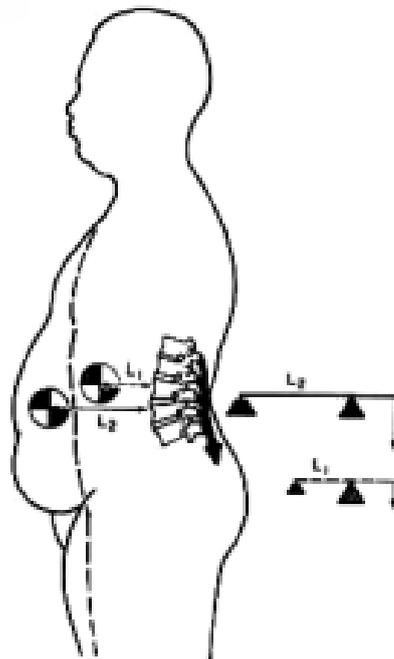


Figura 7. La obesidad incrementa tanto la carga compresiva directa vertical como la carga anterior en posición de bipedestación (151).

En cuanto a la relación del IMC y las curvaturas en el plano sagital se han encontrado diversos resultados (102, 104, 105, 109). Algunos autores consideran que no existe relación entre la lordosis lumbar y el IMC (101), mientras que otros autores indican que un aumento del IMC podría producir una disminución en la lordosis lumbar (102, 104, 148). Esta controversia también se ha encontrado cuando se ha estudiado la relación entre el IMC y la cifosis torácica (109, 112, 152). Por tanto, consideramos necesario realizar investigaciones para esclarecer esta inconsistencia encontrada entre los diferentes estudios de investigación.

5. MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LAS CURVATURAS TORÁCICA Y LUMBAR EN EL PLANO SAGITAL

5.1. Métodos subjetivos

Normalmente el examen clínico de la columna vertebral comienza con la evaluación de la postura corporal, y éste incluye una valoración visual (122, 153). El método más utilizado para la valoración visual de la postural corporal es el descrito por Kendall y McCreary (122). Este método consiste en la observación de la postura en bipedestación utilizando una línea de plomada vertical como línea de referencia. Este sistema, sencillo y de bajo coste, determina las desviaciones de los diferentes puntos de referencia anatómicos, revelando el grado de incorrección del alineamiento de la persona visto desde cuatro posiciones diferentes: frente, espalda, derecha e izquierda (122). A pesar de ser uno de los métodos más utilizados, la validez y fiabilidad, intra e inter observador, de esta técnica es baja (154, 155).

5.2. Métodos objetivos

Estos métodos pueden ser clasificados como métodos inocuos y métodos radiológicos, por tanto con posibles efectos adversos (156-158). De hecho, los métodos radiológicos pueden ocasionar efectos perjudiciales sobre la persona derivados del uso repetido de rayos X (159). Los métodos inocuos pueden caracterizar las curvaturas de la columna vertebral desde el exterior y sin provocar efectos perjudiciales sobre la persona. Los métodos inocuos también llamados no invasivos incluyen 6 categorías, i.e., análisis fotográfico (10); rasterstereografía (160); mediciones manuales como goniometría, electro goniometría y flexicurva (161-164); y análisis de movimiento usando dispositivos ópticos, electromagnéticos y acelerómetros (157, 165-167). A pesar de ser métodos inocuos, la complejidad de uso varía mucho de unos métodos a otros lo que condiciona su utilidad práctica real.

5.3. Características específicas de los métodos de evaluación

5.3.1. Radiografía

La radiografía es un método considerado de referencia o *gold estándar* para evaluar la columna vertebral. Es un método sencillo debido a la facilidad de visualización de las marcas óseas y es considerado válido y fiable (8, 51, 52, 121, 159, 168-173). La radiografía no se considera un método invasivo, pues no utiliza técnicas intervencionistas, como las que requieren el uso de medios de contraste o cualquier tipo de invasión vía catéter o sonda (174). Sin embargo, presenta la contraposición del efecto de la exposición a radiación ionizante a la cual está sometido el individuo en cada evaluación. Esta radiación podría ser perjudicial, por ello se clasifica dentro de los métodos con efectos adversos de evaluación de la columna lumbar (11, 175).

El examen radiográfico básico del plano sagital de la columna vertebral consiste en una telerradiografía lateral de toda la columna vertebral. El examen se realiza desde la base del cráneo hasta el punto inferior de la pelvis completa, de esta forma se valoran las mediciones angulares de las curvaturas cifótica y lordótica. También el ángulo del espacio discal L₅-S₁, el equilibrio del raquis, los segmentos vertebrales y la posible presencia de anomalías en las charnelas. Las charnelas corresponden a los segmentos vertebrales de transición entre la curvatura cervical-torácica, torácico-lumbar y lumbo-sacra. También es posible visualizar la disposición de la pelvis (176).

El método más aceptado para las mediciones angulares radiográficas de las curvaturas de la columna vertebral es el descrito por Cobb (1948) (177). El método de Cobb identifica primero las vértebras que constituyen el límite superior e inferior de la curva, denominadas vértebras límite. Estas vértebras límites son las que más se inclinan hacia la concavidad de la misma, dicho de otra forma, las vértebras más inclinadas con respecto a la horizontal. Seguidamente, se traza una línea imaginaria que prolonga el platillo superior de la vértebra límite superior y otra línea al platillo inferior de la vértebra límite inferior. De esta forma se obtiene el valor angular de la curvatura en la intersección de ambas líneas. Cuando no exista espacio para la intersección, el valor angular de la curvatura se obtiene al trazar perpendiculares de estas líneas (176) (Figura 8). El método de Cobb es el más utilizado para cuantificar la curvatura en el plano coronal y determinar escoliosis (178-180), así como también es utilizado en el plano sagital para medir la lordosis lumbar y la cifosis torácica (8, 52, 170, 181).

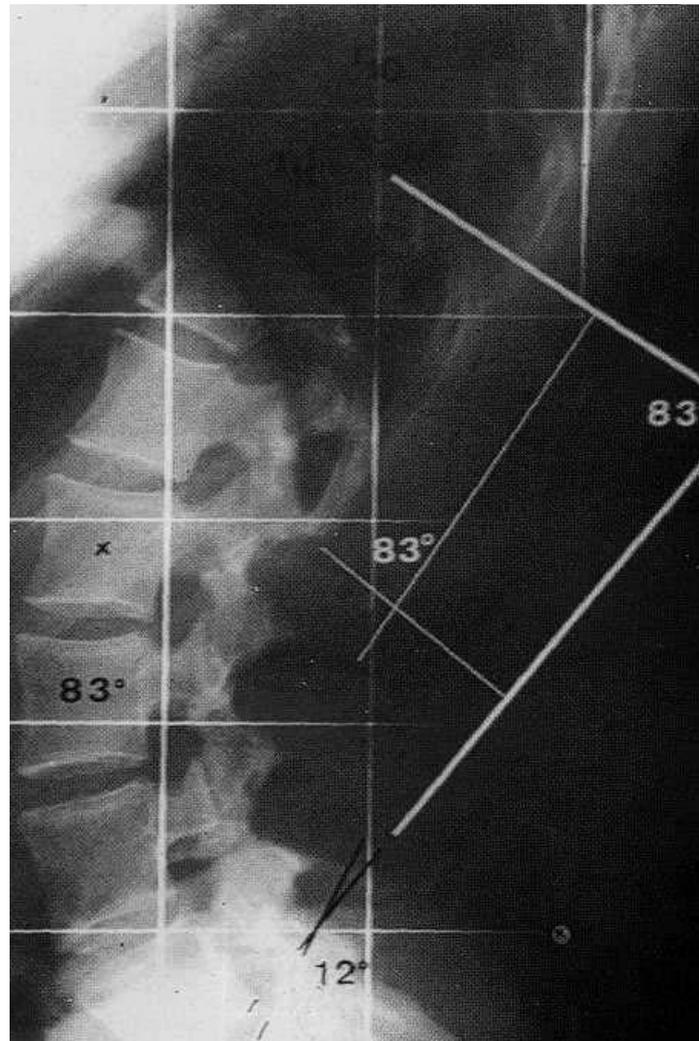


Figura 8. Medición de la lordosis lumbar que se extiende desde T₁₁ a L₅ = 83°. La lordosis lumbosacra va de T₁₁ a S₁ = 83° + 12° (de L₅ a S₁) = 95° (176).

5.3.2. Fotografía

La fotografía es un método no invasivo para analizar las curvaturas en postura estática. Es un método sencillo y de bajo coste. Sencillo debido a que los materiales utilizados son fáciles de transportar y permite medir varios ángulos al mismo tiempo (7, 10, 182, 183). De bajo coste debido a los materiales: cámara fotográfica, marcadores reflectantes y cinta adhesiva. La fotografía se realiza al individuo con marcadores reflectantes. Es un método utilizado en estudios a gran escala y en clínica (184-186). La validez y fiabilidad de este método se considera de baja a moderada cuando es comparado con la radiografía (7, 183, 187, 188).

El examen fotográfico básico en el plano sagital de la columna vertebral se realiza con el individuo vestido con ropa ligera. El examinador localiza los puntos de referencia anatómicos más importantes en el lado derecho de la persona y coloca los marcadores reflectantes. Para la calibración a distancia se utiliza una plomada, la cual permite la corrección de los ángulos de desplazamiento respecto a la vertical. Se le indica al sujeto que adopte una postura específica de evaluación (bípeda o sentada). A continuación se toma la fotografía desde el lado derecho de la persona, utilizando una cámara fotográfica con trípode a una altura de 80 cm y a una distancia estándar de aproximadamente 250 cm, que permita visualizar por completo la superficie corporal (188). La imagen obtenida se procesa en un software informático específico que permite analizar e identificar los ángulos posteriormente (188) (Figura 9).

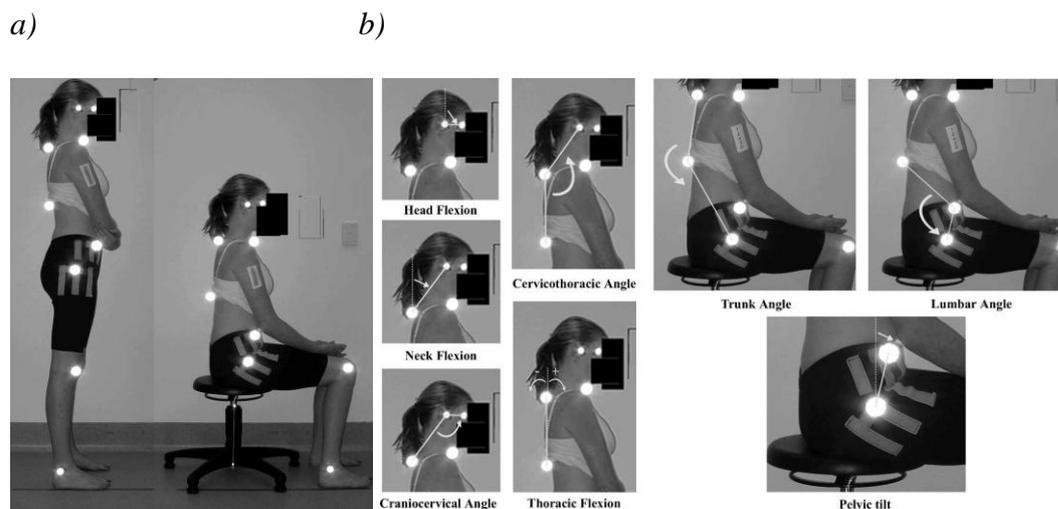


Figura 9. a) Postura bípida y sentada adoptada para las mediciones de las curvaturas en el plano sagital; b) Definición de los ángulos posturales. Los marcadores están puestos en el canto lateral del ojo, el tragus de la oreja, proceso espinoso C₇, proceso espinoso T₁₂, trocánter mayor y espina iliaca anterosuperior (188).

5.3.3. Rasterstereografía o Topografía de Moiré

La rasterstereografía o topografía de Moiré es un método no invasivo que analiza las curvaturas en postura estática. A partir de este método fue desarrollado por Drerup y Hierholzer en 1980 (189). La rasterstereografía o topografía de Moiré permite explorar las curvaturas de la columna vertebral en 3 dimensiones, complementando por tanto a la exploración radiológica y clínica (190). Este método presenta alta fiabilidad intra e inter evaluador (160) pero no muestra una validez alta cuando es comparado con radiografías (191).

En la rasterstereografía o topografía de Moiré, el individuo es examinado en posición de bipedestación. Este método proyecta líneas paralelas sobre la superficie de la columna vertebral, y éstas son detectadas por una cámara digital. La medición del dispositivo captura aproximadamente 9-10 imágenes en 1 segundo y calcula la media para los diferentes parámetros. De la distorsión de las líneas de trama proyectadas es posible reconstruir la columna vertebral en un modelo de tres dimensiones mediante software específico, por ejemplo el Peak Motus 8 (Peak Performance Technologies, Inc., Centennial, CO, USA). De este modo se identifican los parámetros en el plano frontal, coronal y sagital a través de un modelo matemático (192) (Figura 10).



Figura 10. Rasterstereografía de la espalda en postura de bipedestación (160).

5.3.4. Mediciones manuales

El grupo de mediciones manuales incluye goniometría (161), electro goniometría (162) y flexicurva (163, 164). Aunque tienen la ventaja de ser mediciones de bajo coste, éstas presentan el inconveniente de emplear mucho tiempo para realizar una evaluación fiable.

5.3.4.1. Goniometría manual

El goniómetro manual es el dispositivo más simple para medir la postura y el movimiento de las articulaciones (193). Es un transportador de ángulos con dos brazos, uno fijo que forma el cuerpo del goniómetro con el transportador y el otro móvil (194). Esta técnica ha sido la más utilizada para medir el rango articular de movimiento, sin embargo, por la dificultad de localizar el instrumento en los diferentes planos, se ha cuestionado su uso en las mediciones de columna (195).

Para las mediciones de las curvaturas de la columna vertebral se utilizan diferentes tipos de goniómetros como inclinómetros (166, 196-198), electrogoniómetros (199), arcometros (200) y el Cifómetro Debrunner (201, 202). Los **inclinómetros** utilizan la fuerza de gravedad como punto de referencia para la medición, existiendo inclinómetros de fluido, de péndulo y electrónicos (194). Se han utilizado principalmente para medir la lordosis lumbar (197, 203) y presentan buena validez y fiabilidad intra evaluador (197, 198) (Figura 11). Los **electrogoniómetros** son instrumentos electrónicos sofisticados y costosos que utilizan electrodos a nivel del eje del brazo proximal y distal, registrando la medición a través de un software(194). El electrogoniómetro flexible presenta buena validez y fiabilidad intra evaluador para la medición de la curvatura torácica (199).

Los instrumentos de medición Arcómetro y Cifómetro Debrunner se han utilizado principalmente para la evaluación de la cifosis torácica. El **Arcómetro** es un instrumento que está constituido por una barra larga y otras tres más pequeñas perpendiculares a ésta. La primera barra perpendicular se fija a un extremo de la columna, la segunda barra perpendicular es el axis móvil y la tercera barra perpendicular se coloca al final de la curvatura. Con este sistema se puede calcular el radio de circunferencia y el ángulo del arco a través de una fórmula trigonométrica específica. La fiabilidad intra e inter evaluador del Arcómetro es moderada, así como la validez del instrumento cuando es comparado con métodos radiográficos (200). El **Cifómetro Debrunner** es un instrumento que contiene un transportador de grados sexagesimales con precisión de 1 grado, con dos brazos móviles conectados a éste que realizan la medición abarcando dos apófisis espinosas. El instrumento presenta moderada fiabilidad intra evaluador para la medición de la lordosis y la cifosis torácica en sujetos de mediana edad, así como, buena validez y fiabilidad intra e inter evaluador para la medición de la cifosis torácica en mujeres posmenopáusicas (197, 202).

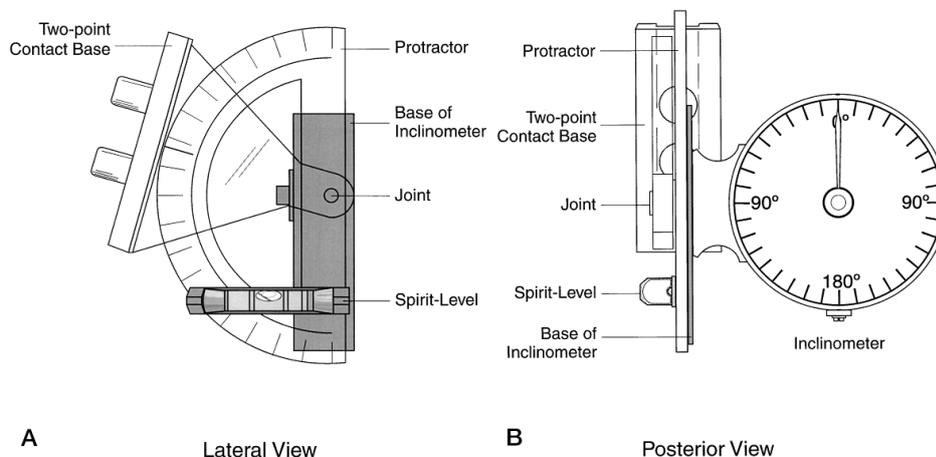


Figura 11. Inclinómetro de péndulo modificado que mide la flexo-extensión en el plano sagital, así como la lordosis lumbar. A, vista lateral; B, vista posterior (198).

5.3.4.2. Regla flexible

La regla flexible o *flexicurva* es un instrumento simple de medición, muy utilizado para la medición del rango articular del movimiento y las curvaturas vertebrales en el plano sagital (163, 204, 205). Es un instrumento de bajo coste que ha sido utilizado en diversas y amplias poblaciones (29, 103, 202). Los estudios de validez y fiabilidad intra e inter evaluador presentan resultados diversos entre autores. En la medición de la lordosis lumbar presenta una buena fiabilidad intra evaluador y validez (101, 103, 163). Otros autores exponen que la flexicurva presenta una moderada fiabilidad intra e interevaluador y validez para la cifosis torácica en mujeres jóvenes y ancianas (29, 202) (Figura 12).

La flexicurva es una banda metálica moldeable cubierta de plástico que mide alrededor de 60 cm, puede ser doblada en un sólo plano y mantiene la forma una vez que ha sido doblada

(202). La banda se va acoplando a las apófisis espinosas a lo largo de toda la columna empezando por la séptima vértebra cervical en donde se coloca un punto de referencia (Figura 12). La unidad de medida del instrumento es en centímetros, y tras una conversión matemática es posible convertir en grados. El modelo matemático de conversión ha sido descrito por Youdas, Suman y Garret (1995) (101, 205).

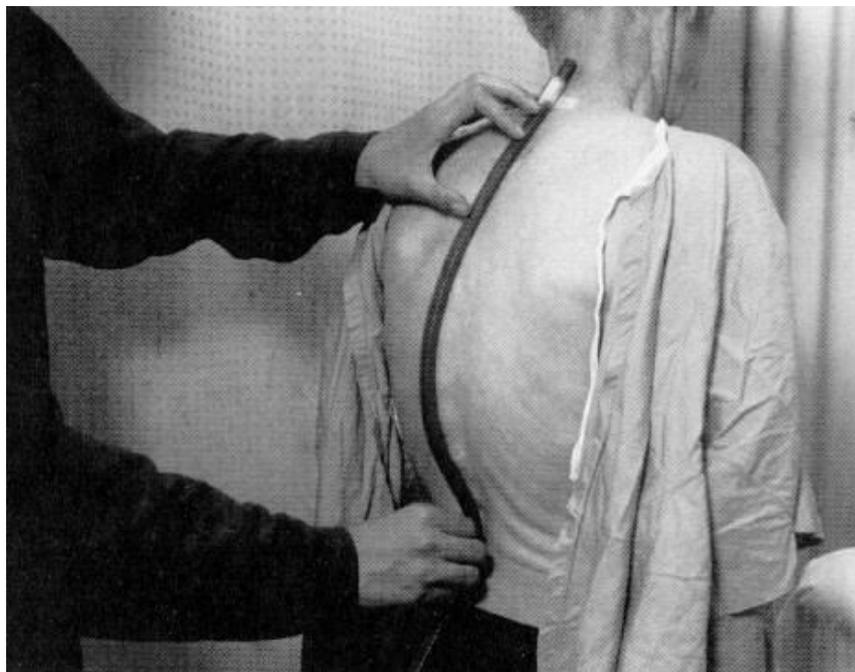


Figura 12. La flexicurva como método de evaluación de la cifosis torácica (202).

6. ANÁLISIS DE MOVIMIENTO USANDO DISPOSITIVOS ELECTROMAGNÉTICOS Y ACELERÓMETROS DE SUPERFICIE

Las técnicas electromecánicas de análisis de movimiento se basan en instrumentos que analizan las curvaturas y los rangos articulares del movimiento de la columna vertebral de forma tridimensional. Estos métodos no invasivos, utilizan sensores que se adhieren a la superficie de la piel y requieren sistemas informáticos para el análisis en grados angulares. Algunos ejemplos de software usados previamente en investigación han sido 3-Space Fastrak (167) e Isotrak (206), Zebris (166, 207) y OSI CA 6000 (167, 208, 209) (Figura 13).



Figura 13. Sujeto en bipedestación con fijación a la piel del sistema OSI CA 6000(209).

Las técnicas electromecánicas de análisis de movimiento han mostrado moderada fiabilidad y validez en adultos (166, 167, 206-209). Sin embargo, presentan ciertas desventajas ya que requieren equipos muy costosos y mucho tiempo para realizar las mediciones. El problema principal que presentan estos equipos ocurre cuando se colocan los sensores en la piel del individuo, ya que este procedimiento es determinante en la fiabilidad de esta prueba. Además, la instalación y gestión de los datos es un procedimiento largo debido al número limitado de sensores que tienen estos aparatos (167).

6.1. SpinalMouse®

El SpinalMouse® (Idiag, Voletswil, Switzerland) es un nuevo método no-invasivo basado en un dispositivo electro-mecánico computerizado y transportable. Se trata de un instrumento sencillo y fácil de manejar que realiza una valoración de las curvaturas mediante el análisis de movimiento a través de un acelerómetro rodante de superficie. Éste método electrónico de evaluación no invasiva proporciona parámetros de rangos articulares y ángulos segmentarios en el plano sagital. La medición de los ángulos y las distancias entre segmentos vertebrales son recogidos al pasar el instrumento sobre los procesos espinosos proyectados en el plano sagital por todo el contorno de la columna vertebral (165). El proceso de medición es muy rápido, convirtiéndolo de esta manera en un instrumento muy útil en clínica y en investigación (26, 157, 165, 210-214).

El dispositivo consta de una unidad móvil con dos ruedas pequeñas que se hacen desplazar a lo largo de la espalda y una estación informática base que están conectadas por telemetría. Los ángulos e inclinaciones son registrados cada 1.3 mm y enviados automáticamente a un software de análisis. El instrumento se desplaza a lo largo de la columna vertebral a una

frecuencia aproximada de 150 Hz tardando de 2 a 4 segundos, ya que la longitud total de la columna vertebral es cercana a los 550 mm.

Las mediciones se realizan desde la séptima vértebra cervical C_7 hasta la tercera vértebra sacra S_3 , donde se colocan, mediante una marca con rotulador, los correspondientes puntos de referencia. A medida que se realiza la evaluación, el instrumento calcula los ángulos segmentarios de cada nivel vertebral respecto del total de la columna. Para el cálculo de las curvaturas y los rangos articulares de los 17 segmentos vertebrales, se considera la medición desde el ángulo intersegmentario formado por la primera y segunda vértebra torácica (T_1/T_2) hasta el ángulo intersegmentario de la quinta vértebra lumbar y la primera sacra (L_5/S_1) (157, 165).

El cálculo de cada ángulo local α , correspondiente a la angulación entre dos cuerpos vertebrales, se realiza midiendo la inclinación relativa de cada segmento vertebral frente a la línea perpendicular del eje del cuerpo. El dispositivo consta con un péndulo interno similar a una plomada, conectado a un potenciómetro informático, que informa sobre la posición de cada segmento vertebral. La sensibilidad del instrumento se valora en grados sexagesimales con precisión de 1 grado (Figura 14).

El SpinalMouse® incluye un programa informático que traduce los datos mediante un algoritmo matemático, proporcionando de manera automática valores de curvatura y rango articular, expresados en grados sexagesimales. El valor de cada inclinación vertebral queda registrado como positivo o negativo cuando existe angulación cifótica o lordótica respectivamente (165). Es posible diferenciar las curvaturas torácica y lumbar por la suma de los ángulos segmentarios formados desde el ángulo intersegmentario de la primera y segunda

vértebra torácica (T_1/T_2) hasta el ángulo intersegmentario de T_{11}/T_{12} para la cifosis torácica y entre el ángulo intersegmentario T_{11}/T_{12} hasta el ángulo intersegmentario L_5-S_1 para la lordosis lumbar.

El programa informático entrega los valores de las curvaturas y rango articular de movimiento en tablas y figuras, que simultáneamente son comparados con valores de referencia, obtenidos previamente en una muestra de población sana. De esta manera entrega un diagnóstico preliminar de las posibles alteraciones en las curvaturas y rangos de movimientos globales y segmentarios (165).

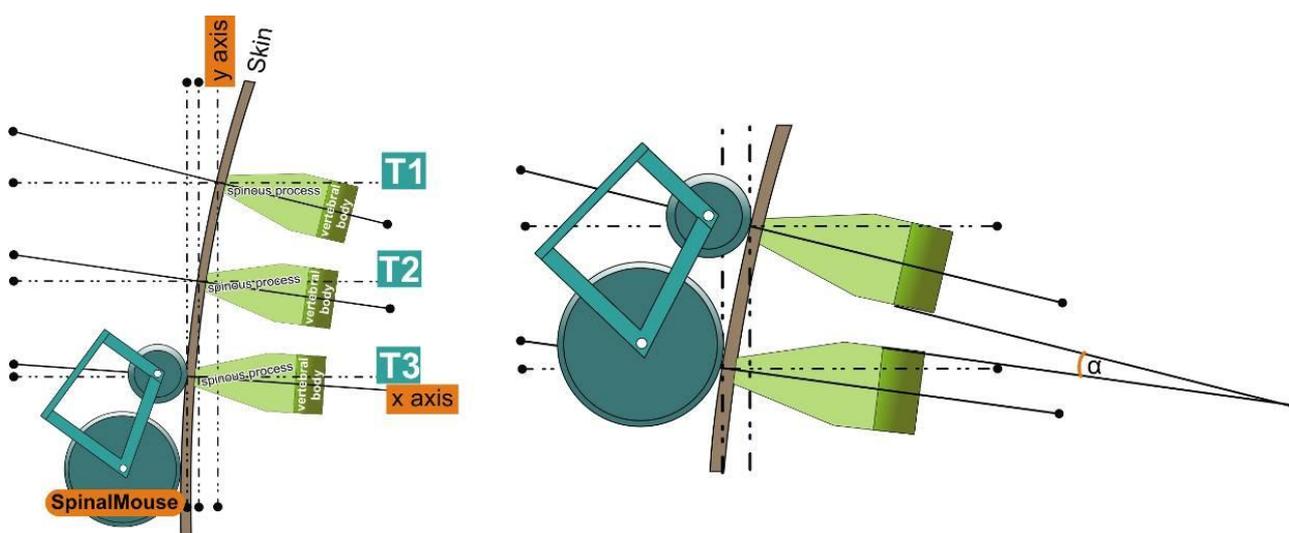


Figura 14. Esquema del cálculo del ángulo α que corresponde a las angulaciones intersegmentarias (142).

El procedimiento para medir la lordosis lumbar y cifosis torácica en postura de bipedestación se realiza siguiendo el protocolo descrito por Mannion y cols. (157). Este consiste en primer lugar, en pedir al sujeto que adopte la postura correcta de bipedestación para el procedimiento de evaluación. Previo a la valoración de las curvaturas en el plano sagital de la columna

vertebral, se realizan en la piel dos marcas a nivel de las apófisis espinosas de la séptima vértebra cervical (C_7) y la tercera vértebra sacra (S_3), determinadas previamente por palpación del evaluador. Seguidamente, se les indica a los sujetos que mantengan la postura de bipedestación sin moverse, en postura relajada, focalizando la mirada en un punto hacia el frente a la altura de los ojos, los pies separados a la anchura de los hombros, las rodillas extendidas y los brazos relajados a ambos lados del cuerpo.

El dispositivo SpinalMouse® se coloca justo en la marca de la piel a la altura del proceso espinoso C_7 . Se pulsa el botón para comenzar la medición y luego se hace rodar a través de todo el contorno de la columna vertebral, siguiendo los procesos espinosos y finalizando en la marca de la piel a nivel de proceso S_3 , donde el botón se pulsará de nuevo para detener la medición (Figura 15).

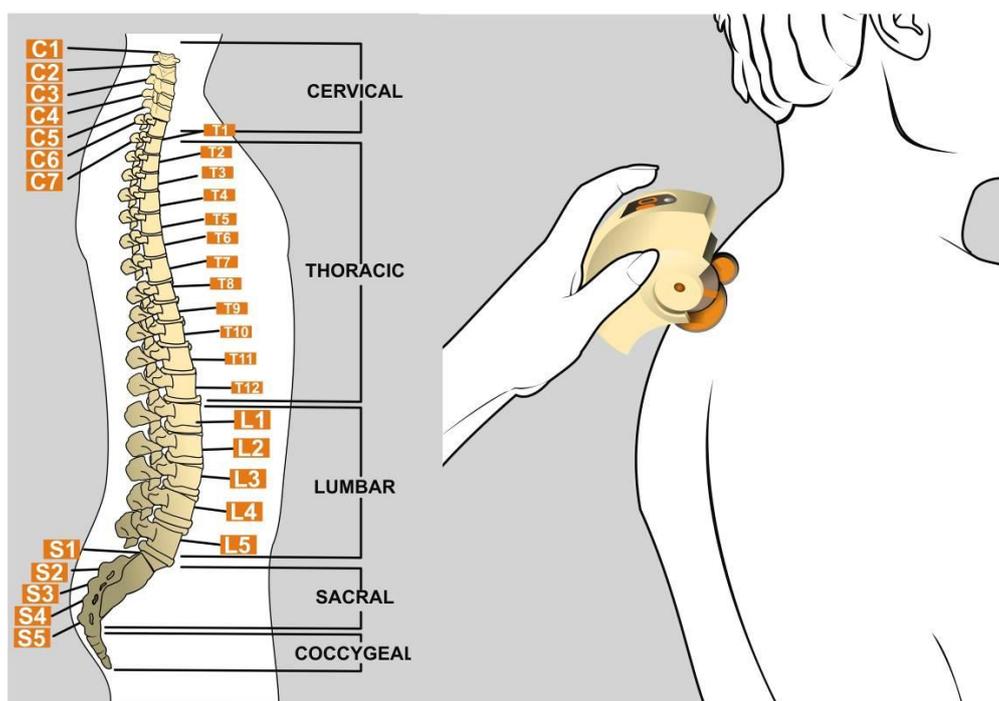


Figura 15. El SpinalMouse® comienza la medición en C_7 y termina en S_3 .

Algunos estudios analizan descriptivamente, mediante SpinalMouse®, los rangos articulares en la columna vertebral a nivel global y segmentario (165, 215, 216). Así como también la movilidad de la columna vertebral para determinar efectos de tratamientos de fisioterapia (26, 213) o bien el efecto de alguna patología sobre la movilidad de la columna vertebral (210, 211, 217). Sin embargo, los estudios que consideran mediciones de las curvaturas en posición de bipedestación son escasos y los datos obtenidos pueden ser considerados como preliminares (157). Los valores incluidos en el software del SpinalMouse® utilizados como base de datos para las curvaturas y rango articular de movimiento según edad y género fueron establecidos en Alemania, en 120 individuos sin dolor de espalda (165). Se hacen necesarios, por tanto, estudios más rigurosos con mejores técnicas de muestreo y grupos de población estadísticamente representativos, con el fin de establecer valores de referencia más adecuados.

Los estudios de validez y fiabilidad para las mediciones de la columna vertebral con el dispositivo SpinalMouse®, han considerado el estudio de las curvaturas y el rango articular de movimiento dentro del plano sagital en las posiciones de bipedestación, flexión, extensión máxima e incluso posición sentada. De esta forma, se ha observado que los valores obtenidos con el SpinalMouse® muestran una alta validez respecto a la radiografía, considerada método *gold estándar* de evaluación (157). Los datos obtenidos con el SpinalMouse® presentan una alta fiabilidad intra e interevaluador con un coeficiente de correlación intraclase por encima de 0.80 (157, 165, 215, 218). Este aspecto del sistema sí está suficientemente bien estudiado, con resultados bien contrastados y publicaciones científicas que lo avalan. Por tanto, no consideramos necesario realizar nuevas investigaciones al respecto.



Objetivos

OBJETIVOS

General

El objetivo general de esta Tesis Doctoral es examinar la curvatura de la columna vertebral, en particular el grado de cifosis torácica y lordosis lumbar, en posición de bipedestación en adultos españoles asintomáticos, estudiando la posible influencia que pueda tener el género, la edad o la masa corporal del sujeto, utilizando un método objetivo no invasivo de medición, como es el SpinalMouse®.

Específicos

- I. Describir las curvaturas torácica y lumbar a nivel global y segmentario en una muestra significativa de sujetos asintomáticos entre 20 y 70 años mediante el dispositivo de evaluación SpinalMouse®, determinando los correspondientes valores de referencia y datos de comparación.
- II. Examinar las diferencias en las curvaturas torácica y lumbar según el género y la interacción de esta variable con la edad y la masa corporal.
- III. Examinar las diferencias en las curvaturas torácica y lumbar según edad y la interacción de esta variable con el género y la masa corporal.
- IV. Examinar las diferencias en las curvaturas torácica y lumbar según masa corporal y la interacción de esta variable con el género y la edad.
- V. Estudiar el grado de concordancia que existe entre las medidas obtenidas por este nuevo método y otros métodos previos, basándose para ello en nuestros resultados y los datos disponibles en la literatura para sujetos sanos.



Material y Método

MATERIAL Y MÉTODO

1. Sujetos

La presente memoria de Tesis Doctoral se ha realizado sobre un total de 362 hombres y 297 mujeres entre 20 y 70 años, laboralmente activos en una amplio rango de actividades acorde con una muestra de trabajadores y profesionales de clase media. La selección de la muestra se realizó por muestreo no probabilístico consecutivo. Todos los sujetos recibieron una descripción verbal de la naturaleza y el propósito del estudio y accedieron voluntariamente a participar en un Programa de Promoción de Salud que incluía entre otras medidas el estudio de la alineación de la columna vertebral. Se trataba de sujetos sanos y laboralmente activos que fueron evaluados clínicamente mediante anamnesis y exploración clínica realizada de manera específica por un médico. Se excluyeron del estudio sujetos que presentaran alguna lesión congénita o adquirida a nivel del aparato locomotor.

2. Aspectos éticos

El protocolo de este estudio se llevó a cabo siguiendo las normas deontológicas reconocidas en la Declaración de Helsinki de 1964 (revisada en Hong Kong en 1989 y en Edimburgo, Escocia, en el 2000) (219), y siguiendo las recomendaciones de Buena práctica Clínica de la CEE (documento 111/3976/88 de Julio de 1990) y la normativa vigente española que regula la investigación clínica en humanos (RD 561/1993 sobre ensayos clínicos).

3. **Confidencialidad de los datos**

El contenido de los cuadernos de recogida de datos, así como de los documentos generados durante el estudio, fueron protegidos de usos no permitidos por personas ajenas a la investigación. Por tanto, la información generada en este ensayo fue considerada estrictamente confidencial entre las partes participantes.

4. **Variables Independientes**

- **Género**. Definida como la diferenciación anatómica y fisiológica del ser humano, descrita como hombre o mujer.
- **Edad**. Tiempo cronológico transcurrido entre el nacimiento y el momento de la prueba. Se crearon cuatro grupos de edad estratificados en 10 años cada grupo, comenzando desde los 20 años. Para el último grupo se realizó una excepción, ya que se incluyó a mayores de 50 años. Los 4 grupos de edad creados fueron por tanto: 20-29 años; 30-39 años; 40-49 años y mayores de 50 años, al disponerse de menor número de sujetos para estos dos decenios.
- **Peso corporal**. Indica cantidad en kilogramos de la masa corporal del individuo. Se midió mediante una báscula, controlando su precisión cada día antes de comenzar la medición. Esta medida se realizó con el participante en ropa interior y descalzo, colocando los pies en el centro de la báscula y con el peso distribuido uniformemente. La cabeza estaba elevada y los ojos mirando hacia delante. El instrumento utilizado para medir el peso fue una báscula modelo Seca con precisión de 0.1 kg (SECA, Vogel & Halke GmbH & CO. KG, Hamburgo, Alemania).
- **Altura**. Indica la distancia entre el vértex y el plano de sustentación del sujeto medido en centímetros. Se midió mediante un tallímetro. La medición se realizó con el participante descalzo, con los pies y talones juntos, las rodillas extendidas y la cara posterior de los glúteos y parte superior de la espalda apoyada en el tallímetro. El participante colocó la cabeza en el

plano de Frankfurt, i.e., el borde inferior de la órbita de los ojos y el superior del meato auditivo externo se alinearon mediante una línea horizontal imaginaria. Cuando el participante estuvo alineado, el evaluador realizó una leve tracción antes de realizar la medida, colocando las manos debajo de la mandíbula del participante con los dedos tomando los procesos mastoideos. Se bajó la pieza horizontal y móvil hasta contactar con la cabeza del individuo, presionando ligeramente el pelo. La medición se tomó al final de una inspiración profunda. El instrumento utilizado para medir la altura fue un tallímetro incorporado a la báscula, con precisión de 0,5 cm (SECA, Vogel & Halke GmbH & CO. KG, Hamburgo, Alemania).

- **Índice de masa corporal**. Parámetro creado y denominado por Quetelet, en 1835 como índice de Quetelet y rebautizado por Ancel Keys en 1972 como IMC. Es un indicador de masa corporal de la persona que expresa la relación entre el peso corporal en kilogramos y la talla en metros al cuadrado.

$$\text{IMC} = \text{peso corporal (kg)} / \text{talla (m)}^2$$

La Organización Mundial de la Salud propone unos valores estandarizados a partir del IMC para clasificar al individuo según la masa corporal que posee, i.e., bajo peso, sin sobrepeso o normopeso, sobrepeso y obesidad. De esta forma, una persona con un bajo peso presentará un IMC menor o igual a 18,5 kg/m²; sin sobrepeso o normopeso un IMC entre 18,5 kg/m² y 24,9 kg/m²; sobrepeso un IMC entre 25 y 29,9 kg/m², obesidad, con un IMC mayor de 30 kg/m², y finalmente obesidad mórbida, con un IMC >50 kg/m². En este estudio, el grupo clasificado como bajo peso fue incluido con los sujetos normopeso en la misma categoría, debido al bajo número de sujetos categorizados como bajo peso (n=13). Igualmente, el grupo clasificado como obeso mórbido fue incluido con los sujetos obesos en la misma categoría (147).

5. Variables Dependientes

- **Cifosis Torácica y Lordosis Lumbar**. La cifosis torácica corresponde a la convexidad posterior ubicada en la región torácica de la columna vertebral. La lordosis lumbar es la concavidad posterior ubicada en la región lumbar de la columna vertebral.

5.1. Método de estudio y variables analizadas

5.1.1. Uso del SpinalMouse®

La exploración de estas curvaturas de la columna vertebral se realizó con el dispositivo SpinalMouse® en postura de bipedestación siguiendo el protocolo descrito previamente por otros autores (157).

De manera resumida, estando el individuo en posición de bipedestación se le dibujaron sobre la piel dos marcas a nivel de las apófisis espinosas de la séptima vértebra cervical (C₇) y la tercera vértebra sacra (S₃). Estas marcas fueron determinadas mediante palpación por un fisioterapeuta o profesional sanitario adecuadamente entrenado. Después se le indicó al participante que mantuviera la postura de bipedestación sin moverse. El individuo mantuvo una postura relajada, focalizando la mirada en un punto hacia el frente a la altura de los ojos, los pies separados a la anchura de los hombros, las rodillas extendidas y los brazos relajados a ambos lados del cuerpo (Figura 16).



Figura 16. Fisioterapeuta realizando la medición de las curvaturas del individuo mediante el SpinalMouse®, fotografía extraída de nuestro estudio.

El dispositivo SpinalMouse® se colocó al nivel de la primera marca realizada previamente en la piel sobre el proceso espinoso C₇. Se pulsó el botón para comenzar la medición y se hizo rodar el dispositivo SpinalMouse® a través de todo el contorno de la columna vertebral siguiendo los procesos espinosos. La medición finalizó en la segunda marca realizada en la piel sobre el proceso espinoso S₃, pulsando nuevamente el botón para detener la medición. De esta forma se obtuvo información de la curvatura torácica y curvatura lumbar y de los segmentos intervertebrales en grados sexagesimales con precisión de 1 grado (Figura 17).

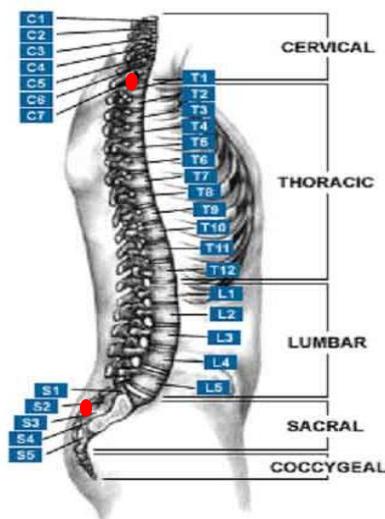


Figura 17. La medición con el SpinalMouse® comienza a nivel del proceso espinoso C_7 y finaliza en el proceso espinoso S_3 , extraída de la presentación comercial del SpinalMouse®.

El software empleado junto con el dispositivo SpinalMouse® ofrece la información de los segmentos intervertebrales y globales de la curvatura torácica y lumbar (Figura 18). Los valores de los segmentos globales fueron extraídos de la suma de los ángulos segmentarios de cada nivel vertebral. Desde el ángulo intersegmentario de la primera y segunda vértebra torácica (T_1/T_2) hasta el ángulo intersegmentario (T_{11}/T_{12}) para la cifosis torácica, y entre el ángulo intersegmentario T_{12}/L_1 hasta el ángulo intersegmentario L_5-S_1 para la lordosis lumbar. La sensibilidad del instrumento se valora en grados sexagesimales con precisión de 1° .

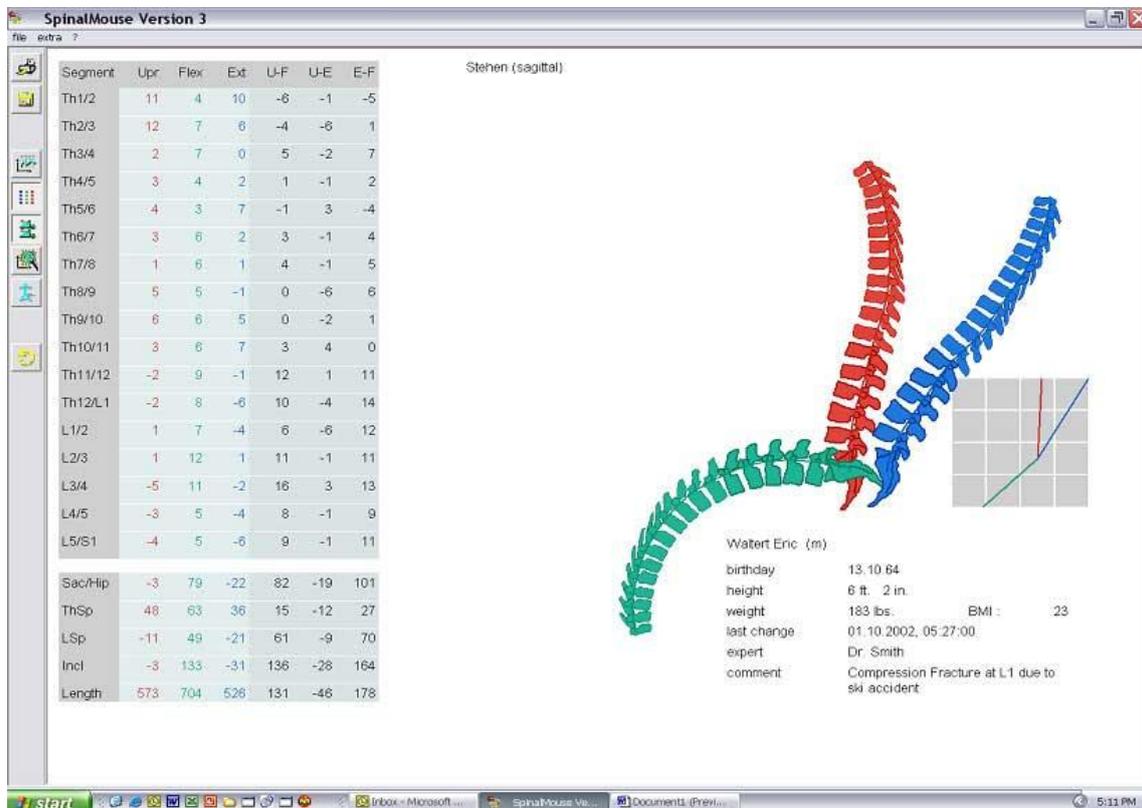


Figura 18. Ejemplo de la información que entrega el software del SpinalMouse® de los segmentos globales de la curvatura torácica y lumbar, extraída de la presentación comercial del SpinalMouse®.

Se puede ver un modelo de informe de SpinalMouse® en el Anexo 2.

6. Análisis Estadístico

La normalidad de la distribución de las variables se analizó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. A continuación, se realizó un análisis descriptivo con aquellos parámetros que definen la muestra de esta Tesis Doctoral, comparando a hombres y mujeres mediante análisis de la varianza (ANOVA) de 1 vía, empleando el género como factor fijo.

El análisis descriptivo de las curvaturas torácica y lumbar a nivel global y segmentario, se realizó comparando hombres y mujeres, mediante el análisis de la varianza (ANOVA) de 1 vía, empleando el género como factor fijo. El mismo análisis estadístico se utilizó para comparar los diferentes grupos de edad (ANOVA) de 1 vía, utilizando la variable estratos de edad como factor fijo.

La influencia de las variables género, edad y masa corporal por separado sobre la cifosis torácica y la lordosis lumbar fue analizada mediante ANOVA de una vía. También se realizó un ANOVA de tres vías, incluyendo los tres factores (género, edad y masa corporal) al mismo tiempo. No se encontraron efectos de interacción para el género, la edad y la masa corporal en relación con la cifosis torácica y la lordosis lumbar (todos los valores fueron $> 0,2$).

El análisis estadístico fue realizado con el Programa Estadístico SPSS versión 16.0 (SPSS, v. 16, 0 para WINDOWS; SPSS Inc, Chicago). Los valores $P < 0,05$ fueron considerados estadísticamente significativos.



Resultados

RESULTADOS

En este apartado se presenta el análisis de los resultados obtenidos en las diversas variables sometidas a estudio en esta investigación, estructurándose en cuatro apartados. En primer lugar, se describen las características de la muestra de sujetos estudiada prestando especial atención a los relativos a composición corporal. En segundo lugar, se describe la evaluación de la cifosis torácica y la lordosis lumbar con el SpinalMouse®, tanto a nivel global como segmentario. En tercer lugar, se analizan los resultados de la evaluación de la cifosis torácica y la lordosis lumbar en relación con el género, edad y masa corporal. Y por último, se describen los valores obtenidos con el SpinalMouse® en comparación con otros métodos de evaluación de la curvatura dorso-lumbar.

1. CARACTERISTICAS DE LA MUESTRA

La tabla 1 presenta las variables que definen la muestra diferenciadas según género. En esta tabla 1 se observan las diferencias entre ambos géneros con respecto a edad (años), peso (kg), altura (cm) e IMC (kg/m^2). Podemos observar que existen diferencias significativas entre hombres y mujeres para todas las variables ($P < 0,001$). En cuanto a edad, los hombres son un poco mayores que las mujeres ($36,6 \pm 7,3$ vs $39,8 \pm 7,5$ años). Sin embargo, ambos géneros se encontraban en el mismo rango de edad ya que los hombres fluctuaron entre 22 y 68 años y las mujeres entre 20 y 67 años.

En cuanto al peso corporal, podemos observar en la tabla 1 que los hombres presentaban un peso mayor que las mujeres. Los hombres pesaron en promedio 22 kg más que las mujeres ($83,9 \pm 12,2$ vs $62,2 \pm 10,5$ kg), aunque de nuevo el rango de valores fue similar entre hombres y mujeres (de 49,7 a 124 kg para hombres, y entre 42,7 y 124,5 kg para mujeres).

Respecto a la altura, podemos observar que, como es de esperar, los hombres presentaban mayor altura que las mujeres ($176,9 \pm 6,4$ vs $163,5 \pm 6,1$ cm). El rango de valores para la altura en hombres fue de entre 155 y 196 cm, mientras que para las mujeres fue de entre 148 y 180 cm. Se puede observar en la Tabla 1 que los hombres tienen un valor medio de IMC mayor que las mujeres ($26,8$ v/s. $23,4$ kg/m²). El rango de IMC fluctuó entre 16,8 y 39,6 kg/m² para los hombres y entre 17,4 y 45,7 kg/m² para las mujeres.

En la tabla 2 se presenta la clasificación del IMC de los sujetos según el criterio de la OMS, en cuanto a frecuencias y porcentajes para los hombres y mujeres de la muestra de esta Tesis Doctoral. En los resultados obtenidos se observó que el sobrepeso y la obesidad afectan en mayor proporción a los hombres que a las mujeres. El 52% de los hombres presentaron sobrepeso, cifra que sólo alcanzó el 23% en las mujeres. Esta diferencia se mantiene cuando analizamos el porcentaje de individuos obesos, el cual nos indica que el 16% de los hombres presentaron obesidad frente a un valor de 6% en mujeres.

Tabla 1. Características descriptivas de los sujetos evaluados.

	Hombres (n= 362)		Mujeres (n= 297)	
	Media \pm DT	Rango	Media \pm DT	Rango
Edad (años)	39,8* \pm 7,5	22 - 68	36,6 \pm 7,3	20 - 67
Peso (kg)	83,9* \pm 12,2	49,7 - 124,0	62,6 \pm 10,5	42,7 - 124,5
Altura (cm)	176,9* \pm 6,4	155 - 196	163,5 \pm 6,1	148 - 180
IMC (kg/m ²)	26,8* \pm 3,5	16,8 - 39,6	23,4 \pm 3,8	17,4 - 45,7

n, número de sujetos; DT, desviación típica; IMC, índice de masa corporal;

* Diferencia significativa ($P < 0,001$) entre hombres y mujeres

Tabla 2. Clasificación del índice de masa corporal de los sujetos según la Organización Mundial de la Salud.

	Hombres (n= 362)		Mujeres (n= 297)	
	Frecuencia	Porcentaje %	Frecuencia	Porcentaje %
Sin sobrepeso	116	32,0	212	71,4
Sobrepeso	188	51,9	67	22,6
Obeso	58	16,0	18	6,1

n, número de sujetos.

2. ESTUDIO DE LA CIFOSIS TORÁCICA Y LA LORDOSIS LUMBAR MEDIANTE EL SPINALMOUSE®

Los resultados de esta Tesis Doctoral proporcionan información acerca de las curvaturas en el plano sagital de 659 sujetos asintomáticos de ambos sexos, a través de un método de evaluación objetivo y no invasivo como es el SpinalMouse®. En particular, en esta Tesis Doctoral se examina la operatividad de este dispositivo para medir las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital tanto a nivel global como segmentario intervertebral.

Por lo tanto, considerando la gran muestra de sujetos que participaron en este trabajo se establecieron **valores de referencia** para las curvaturas cifótica y lordótica a nivel global y segmentario intervertebral según género y grupos de edad (Tabla 3 y 4). Junto con la media se proporcionan también las desviaciones típicas.

Es posible observar en la tabla 3 que existen diferencias significativas entre hombres y mujeres en la mayoría de los segmentos intervertebrales excepto en los niveles torácicos T₂-T₃, T₄-T₅, T₇-T₈. ($P < 0,05$; $P \leq 0,01$). La cifosis torácica global fue significativamente mayor en hombres que en mujeres ($P < 0,001$) y la lordosis lumbar global fue significativamente mayor en mujeres ($P < 0,001$).

Los valores angulares de los segmentos vertebrales torácicos, indican que el punto de mayor grado de curvatura cifótica se localiza a nivel T₈-T₉ en ambos sexos. Sin embargo los hombres presentan un mayor ángulo intervertebral T₈-T₉ respecto a las mujeres, con valores de 5,4° y 5,0° respectivamente ($P < 0,01$). Al parecer la cifosis torácica estaría definida principalmente desde los segmentos intervertebrales T₆-T₇ hasta T₁₁-T₁₂, denominada cifosis torácica baja, respecto a la cifosis torácica alta que se extiende desde los segmentos intervertebrales T₁-T₂ hasta T₅-T₆, diferenciación que ha sido determinada en estudios previos usando métodos radiográficos (8, 51). La cifosis torácica baja representa el 58,6% de la cifosis torácica total para los hombres y un 62,9% de la cifosis torácica total para las mujeres.

En cuanto a la curvatura lumbar, en la tabla 3 es posible observar que el mayor grado de curvatura lumbar se localiza a nivel L₄-L₅ en ambos sexos. Sin embargo, las mujeres presentan un mayor ángulo intervertebral L₄-L₅ respecto a los hombres con valores de -8,0° y -5,8° respectivamente ($P \leq 0,01$). La lordosis lumbar estaría definida principalmente desde los segmentos intervertebrales L₄-L₅ hasta L₅-S₁, denominada lordosis lumbar baja, respecto a la lordosis lumbar alta que se extiende desde los segmentos intervertebrales T₁₂-L₁ hasta L₃-L₄. La lordosis lumbar baja representa el 63,1% de la lordosis lumbar total para los hombres y un 52,0% de la lordosis lumbar total para las mujeres.

En la tabla 4 se muestran los **valores de referencia** para las curvaturas torácica y lumbar a nivel global y segmentario según grupos de edad. Es posible observar que existen diferencias significativas entre los diferentes grupos de edad en las curvaturas cifótica y lordótica global así como en los segmentos intervertebrales T₈-T₉ y L₄-L₅ ($P \leq 0,01$).

Los valores angulares de los segmentos vertebrales torácicos, indican que el punto de mayor grado de curvatura cifótica se localiza siempre a nivel T₈-T₉ en todos los grupos de edad. Además, al parecer, la cifosis torácica estaría definida principalmente desde los segmentos intervertebrales T₆-T₇ hasta T₁₁-T₁₂ (cifosis torácica baja). Es así que, en el grupo de 20-29 años ésta representa el 55,3%; en el de 30-39 años representa el 57,3%; en el grupo de 40-49 años representa el 60,2%; y por último en el grupo ≥ 50 años, la cifosis torácica representa el 54,3%. Estos porcentajes fueron calculados respecto a la cifosis torácica total, correspondiente, a cada grupo de edad en específico.

En cuanto a la curvatura lumbar, es posible observar en la tabla 4 que el mayor grado de curvatura lumbar se localiza a nivel L₄-L₅ en todos los grupos de edad. Además, al parecer, la lordosis lumbar estaría definida principalmente desde los segmentos intervertebrales L₄-L₅ hasta L₅-S₁. Es así que, en el grupo de 20-29 años, la lordosis lumbar baja representa el 53,1% ; en el de 30-39 años, representa el 55,7%; para el grupo de 40-49 años, representa el 57,7%; y por último en el grupo ≥ 50 años, la lordosis lumbar representa el 55,7%. Estos porcentajes fueron calculados respecto a la lordosis lumbar total, correspondiente, a cada grupo de edad en específico.

Tabla 3. Valores medios (\pm DT) y rango de referencia (de -2 DT a + 2DT) expresados en grados ($^{\circ}$) correspondientes a las curvaturas torácica y lumbar a nivel global e intersegmentario según género.

	Hombres (n= 362)			Mujeres (n= 297)			P
	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	
 T₁-T₂	-1,2	3,5 \pm 2,3	8,1	-1,0	4,1 \pm 2,5	9,2	0,00**
T₂-T₃	-0,4	4,1 \pm 2,2	8,6	-0,3	4,3 \pm 2,3	8,9	0,28
T₃-T₄	-0,5	4,0 \pm 2,2	8,5	-1,0	3,6 \pm 2,3	8,2	0,02*
T₄-T₅	-1,1	3,4 \pm 2,2	7,9	-1,1	3,3 \pm 2,2	7,6	0,47
T₅-T₆	-0,9	3,2 \pm 2,0	7,2	-1,1	3,6 \pm 2,3	8,2	0,03*
T₆-T₇	-0,6	3,6 \pm 2,1	7,9	-0,7	4,2 \pm 2,4	9,1	0,00**
T₇-T₈	0,4	4,6 \pm 2,1	8,9	0,2	4,9 \pm 2,4	9,7	0,06
T₈-T₉	1,4	5,4 \pm 2,0	9,3	0,6	5,0 \pm 2,2	9,3	0,01*
T₉-T₁₀	1,1	5,1 \pm 2,0	9,0	-0,5	4,2 \pm 2,3	8,8	0,00**
T₁₀-T₁₁	-0,4	4,0 \pm 2,2	8,4	-2,7	3,0 \pm 2,8	8,7	0,00**
T₁₁-T₁₂	-2,1	2,4 \pm 2,3	6,9	-5,5	0,6 \pm 3,1	6,8	0,00**
T₁₂-L₁	-4,2	0,7 \pm 2,4	5,6	-6,7	-1,1 \pm 2,8	4,6	0,00**
L₁-L₂	-5,6	-0,5 \pm 2,5	4,6	-8,5	-2,6 \pm 3,0	3,3	0,00**
L₂-L₃	-8,1	-2,3 \pm 2,9	3,5	-11,1	-4,4 \pm 3,3	2,3	0,00**
L₃-L₄	-10,4	-4,4 \pm 3,0	1,7	-13,8	-6,6 \pm 3,6	0,5	0,00**
L₄-L₅	-11,6	-5,8 \pm 2,9	0,0	-14,6	-8,0 \pm 3,3	-1,4	0,00**
L₅-S₁	-11,6	-5,1 \pm 3,2	1,3	-15,3	-7,1 \pm 4,1	1,2	0,00**
Curvatura torácica	25,1	42,7 \pm 8,8	60,3	21,3	40,4 \pm 9,5	59,5	0,00**
Curvatura lumbar	-35,9	-17,3 \pm 9,3	1,4	-52,8	-29,6 \pm 11,6	-6,4	0,00**

Medias y desviación típica (DT) *P < 0,05, **P \leq 0,01.

Tabla 4. Valores medios (\pm DT) y rango de referencia (de -2 DT a +2DT) expresados en grados ($^{\circ}$) correspondientes a las curvaturas torácica y lumbar a nivel global e intersegmentario según grupos de edad.

	20-29 años 63 (20♂;43♀)			30-39 años 345 (176♂;169♀)			40-49 años 193 (126♂;67♀)			≥50 años 58 (40♂;18♀)			P
	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	- 2 DT	Media \pm DT ($^{\circ}$)	+ 2 DT	
T₁-T₂	-0,7	3,8 \pm 2,3	8,4	-1,2	3,7 \pm 2,4	8,6	-1,1	3,9 \pm 2,3	8,8	-1,1	3,8 \pm 2,5	8,8	0,77
T₂-T₃	-0,3	3,6 \pm 2,0	7,5	-0,4	4,2 \pm 2,3	8,9	-0,4	4,2 \pm 2,3	8,8	0,5	4,7 \pm 2,3	8,8	0,08
T₃-T₄	-1,7	3,6 \pm 2,7	8,9	-0,7	3,7 \pm 2,2	8,1	-0,6	3,9 \pm 2,3	8,5	-0,1	4,3 \pm 2,2	8,6	0,19
T₄-T₅	-1,6	3,1 \pm 2,4	7,8	-0,9	3,3 \pm 2,1	7,4	-1,2	3,5 \pm 2,1	8,1	-1,2	3,8 \pm 2,5	8,7	0,23
T₅-T₆	-1,0	3,2 \pm 2,1	7,4	-1,0	3,4 \pm 2,2	7,7	-0,9	3,3 \pm 2,3	7,5	-1,4	3,7 \pm 2,5	8,7	0,66
T₆-T₇	-0,8	3,7 \pm 2,3	8,2	-0,6	4,0 \pm 2,3	8,6	-0,8	3,8 \pm 2,3	8,4	-0,8	3,7 \pm 2,3	8,2	0,60
T₇-T₈	-0,5	4,3 \pm 2,4	9,2	0,4	4,9 \pm 2,2	9,3	0,2	4,7 \pm 2,2	9,2	0,1	4,8 \pm 2,3	9,4	0,40
T₈-T₉	-0,2	4,4 \pm 2,3	8,9	1,1	5,2 \pm 2,0	9,3	1,5	5,4 \pm 2,0	9,4	0,7	5,1 \pm 2,2	9,5	0,01**
T₉-T₁₀	-1,3	4,1 \pm 2,7	9,5	0,4	4,7 \pm 2,1	8,9	0,5	4,8 \pm 2,1	9,1	0,8	4,8 \pm 2,0	8,8	0,20
T₁₀-T₁₁	-3,2	3,2 \pm 3,2	9,5	-1,6	3,6 \pm 2,6	8,8	-0,9	3,6 \pm 2,3	8,2	-2,6	3,3 \pm 3,0	9,3	0,57
T₁₁-T₁₂	-4,7	1,0 \pm 2,9	6,7	-4,2	1,6 \pm 2,9	7,4	-3,3	1,8 \pm 2,6	6,9	-4,3	1,4 \pm 2,9	7,2	0,26
T₁₂-L₁	-6,1	-0,8 \pm 2,6	4,4	-5,9	-0,1 \pm 2,9	5,7	-5,2	0,1 \pm 2,7	5,4	-5,0	0,0 \pm 2,5	5,0	0,12
L₁-L₂	-7,9	-2,2 \pm 2,9	3,5	-7,4	-1,5 \pm 2,9	4,3	-6,7	-1,1 \pm 2,8	4,5	-8,1	-1,4 \pm 3,4	5,4	0,07
L₂-L₃	-10,9	-3,7 \pm 3,6	3,6	-9,9	-3,4 \pm 3,3	3,2	-9,1	-3,0 \pm 3,1	3,1	-10,5	-3,1 \pm 3,7	4,4	0,43
L₃-L₄	-13,9	-6,2 \pm 3,8	1,4	-12,4	-5,6 \pm 3,4	1,2	-11,5	-4,9 \pm 3,3	1,7	-12,4	-5,0 \pm 3,7	2,4	0,02*
L₄-L₅	-14,7	-7,6 \pm 3,5	-0,5	-13,7	-7,0 \pm 3,3	-0,4	-12,3	-6,2 \pm 3,0	-0,2	-12,5	-6,2 \pm 3,1	0,1	0,00**
L₅-S₁	-14,8	-6,6 \pm 4,1	1,7	-13,8	-6,1 \pm 3,8	1,5	-12,8	-5,8 \pm 3,5	1,3	-13,6	-5,4 \pm 4,1	2,7	0,28
Curvatura torácica	16,9	37,5 \pm 10,3	58,1	23,8	41,8 \pm 9,0	59,7	25,2	42,6 \pm 8,7	60,1	22,9	42,6 \pm 9,9	62,3	0,00**
Curvatura lumbar	-51,1	-26,7 \pm 12,2	-2,3	-48,8	-23,6 \pm 12,6	1,6	-43,0	-20,8 \pm 11,1	1,5	-41,8	-20,9 \pm 10,5	0,1	0,00**

Medias y desviación típica (DT) ♂, hombres; ♀, mujeres; *P <0,05, **P ≤0,01.

3. ESTUDIO DE LA CIFOSIS TORÁCICA Y LA LORDOSIS LUMBAR EN RELACIÓN CON GÉNERO, EDAD Y MASA CORPORAL

Los resultados de esta Tesis Doctoral aportan información sobre el grado de las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital. Concretamente, se presentan valores medios de las curvaturas correspondientes a la cifosis torácica y a la lordosis lumbar en hombres y mujeres, en diferentes rangos de edad e índices de masa corporal. Además, se realizó un análisis de estos valores medios que nos permite valorar las diferencias entre géneros, entre diferentes rangos de edad y diferente masa corporal (Tabla 5 y 6).

Como ya se ha comentado previamente en el apartado de análisis estadístico, el análisis de estos datos se realizó mediante ANOVA. Más concretamente, los valores se obtuvieron tras el análisis de varianza de cada una de las variables, género, edad y masa corporal de forma independiente sobre la cifosis torácica y lordosis lumbar (ANOVA de un factor). Posteriormente se realizó el análisis de varianza ajustando por género, edad y masa corporal. De éste modo pudimos analizar los efectos producidos por estas tres variables de forma conjunta sobre la cifosis torácica y la lordosis lumbar (ANOVA de tres factores).

Tabla 5. Cifosis torácica (°) en sujetos asintomáticos agrupados según género, edad y masa corporal.

	Cifosis torácica(°)					
	n	Rango	No ajustada (ANOVA 1 vía)		Ajustada (ANOVA 3 vías)	
			Media ± EE		Media ± EE	
<i>Género</i>						
Mujeres	297	15 - 65	40.4	± 0.6	40.8	± 1.1
Hombres	362	19 - 64	42.8	± 0.5	42.1	± 0.8
	P		≤0.001		0.340	
<i>Edad (años)</i>						
20-29	63 (43♀;20♂)	15 - 62	37.5	± 1.3*	38.4	± 1.7
30-39	345 (169♀;176♂)	17 - 65	41.8	± 0.5	42.3	± 0.7
40-49	193 (67♀;126♂)	24 - 64	42.6	± 0.6	41.4	± 1.3
≥50	58 (18♀;40♂)	22 - 60	42.6	± 1.3	43.7	± 1.5
	P		≤0.001		0.098	
<i>Masa corporal</i>						
Sin sobrepeso	328 (212♀;116♂)	17 - 65	40.6	± 0.5 ⁺	40.8	± 0.7
Sobrepeso	255 (67♀;188♂)	15 - 64	42.7	± 0.6	41.5	± 0.9
Obeso	76 (18♀;58♂)	18 - 62	42.8	± 1.1	42.0	± 1.7
	P		<0.014		0.734	

Medias y error estándar (EE) de medición; ♀, mujeres; ♂, hombres * P < 0.05 para 20-29 años vs. 40-49 y ≥50 años; ⁺ P < 0.05 para sujetos sin sobrepeso vs. sujetos con sobrepeso.

Tabla 6. Lordosis lumbar (°) en sujetos asintomáticos agrupados según género, rango de edad e índice de masa corporal.

	Lordosis lumbar (°)			
	n	Rango	No ajustada (ANOVA 1 vía)	Ajustada (ANOVA 3 vías)
			Media ± EE	Media ± EE
<i>Género</i>				
Mujeres	297	-4 - 56	-29.6 ± 0.7	-30.7 ± 1.2
Hombres	362	-6 - 38	-17.3 ± 0.5	-16.5 ± 0.9
	P		≤0.001	≤0.001
<i>Edad (años)</i>				
20-29	63 (43♀; 20♂)	-4 - 48	-26.7 ± 1.5*	-23.7 ± 1.9
30-39	345 (169♀;176♂)	-5 - 53	-23.6 ± 0.7 ^l	-23.2 ± 0.8
40-49	193 (67♀;126♂)	-6 - 56	-20.8 ± 0.6	-22.9 ± 1.4
≥50	58 (18♀;40♂)	4 - 56	-20.9 ± 1.4	-24.7 ± 1.8
	P		≤0.001	0.873
<i>Masa corporal</i>				
Sin sobrepeso	328(212♀;116♂)	-6 - 56	-25.1 ± 0.7 ⁺	-23.4 ± 0.8
Sobrepeso	255(67♀;188♂)	-5 - 53	-20.9 ± 0.7	-23.5 ± 1.0
Obeso	76(18♀;58♂)	-4 - 56	-19.4 ± 1.4	-23.5 ± 1.9
	P		≤0.001	0.902

Medias y error estándar (EE) de medición; ♀, mujeres; ♂, hombres; * P < 0.05 para 20-29 años vs. 40-49 y ≥50 años; ^lP < 0.01 para 30-39 años vs. 40-49 años; ⁺ P < 0.05 para sujetos sin sobrepeso vs. sujetos con sobrepeso y obesos.

3.1. Curvatura dorso-lumbar y género

La cifosis torácica fue significativamente mayor en hombres que en mujeres ($P < 0,001$; Tabla 5). Los valores obtenidos en hombres fueron $42,8 \pm 0,5^\circ$ mientras que en mujeres se observaron valores de $40,4 \pm 0,6^\circ$. En cuanto a la lordosis lumbar fue significativamente menor en hombres que en mujeres ($P < 0,001$; Tabla 6). Los valores obtenidos en hombres fueron $-17,3 \pm 0,5^\circ$ mientras que en mujeres se observaron valores de $-29,7 \pm 0,7^\circ$.

Cuando se analizó la interacción de todas las variables i.e., género, edad y masa corporal con las curvaturas, los valores observados previamente no cambiaron para la lordosis lumbar ($-16,5 \pm 9,3^\circ$ en hombres y $-30,7 \pm 11,6^\circ$ en mujeres; $P < 0,001$; Tabla 6). Sin embargo, las diferencias observadas entre hombres y mujeres para la cifosis torácica dejaron de ser estadísticamente significativas ($42,1 \pm 0,8^\circ$ y $40,8 \pm 1,1^\circ$ en hombres y mujeres, respectivamente; $P = 0,340$; Tabla 5).

3.2. Curvatura dorso-lumbar y edad

En la curvatura torácica, se encontraron diferencias significativas entre el grupo de 20-29 años con los grupos de 40-49 años y ≥ 50 años ($P < 0,05$; Tabla 5). Los valores obtenidos en los grupos de edades fueron de $37,5 \pm 1,3^\circ$ en el grupo de 20-29 años, $41,8 \pm 0,5^\circ$ en el grupo de 30-39 años, $42,6 \pm 0,6^\circ$ en el grupo de 40-49 años y $42,6 \pm 1,3^\circ$ en el grupo de ≥ 50 años.

La lordosis lumbar fue significativamente menor en los grupos mayores de 40 años frente al grupo más joven de 20-29 años ($P < 0,05$, Tabla 6). Los valores obtenidos en los grupos de mayores edades fueron $-20,8 \pm 0,6^\circ$ en el de 40-49 años y $-20,9 \pm 1,4^\circ$ en el grupo de ≥ 50 años mientras que en los grupos de edades menores se observaron valores de $-26,7 \pm 1,5^\circ$ en el grupo de 20-29 años y $-23,6 \pm 0,6^\circ$ en el de 30-39 años.

Cuando se analizó la interacción de todas las variables i.e., género, edad y masa corporal con las curvaturas lumbar y torácica, las diferencias observadas entre los grupos de edad dejaron de ser significativas tanto para la cifosis torácica ($P= 0,098$; Tabla 5) como para la lordosis lumbar ($P= 0,873$; Tabla 6).

3.3. Curvatura dorso-lumbar y masa corporal

El sobrepeso o la obesidad podrían ser determinantes en el incremento o disminución de la curvatura cifótica y lordótica en sujetos asintomáticos.

En cuanto a la cifosis torácica, el grupo de personas sin sobrepeso presentó en promedio valores significativamente más bajos que el grupo de personas con sobrepeso y con obesidad ($P<0,05$; Tabla 5). Los valores obtenidos fueron $40,6 \pm 0,5^\circ$ en personas sin sobrepeso, $42,7 \pm 0,6^\circ$ en personas con sobrepeso y $42,8 \pm 1,1^\circ$ en los sujetos que presentaron obesidad.

En tanto, la lordosis lumbar fue significativamente mayor en personas clasificadas sin sobrepeso que en personas que presentaron sobrepeso u obesidad ($P < 0,05$; Tabla 6). Los valores obtenidos en las personas sin sobrepeso fueron $-25,1 \pm 0,7^\circ$ mientras que los valores medios de las personas con sobrepeso y obesidad fueron, respectivamente, $-20,9 \pm 0,7^\circ$ y $-19,4 \pm 1,4^\circ$.

Cuando se analizó la interacción de todas las variables i.e., género, edad y masa corporal con las curvaturas de la columna vertebral, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos definidos por el IMC en relación a la cifosis torácica ($P= 0,734$; Tabla 5) ni a la lordosis lumbar ($P= 0,902$; Tabla 6).

4. COMPARACIÓN ENTRE MÉTODOS DE EVALUACIÓN DE LA CIFOSIS TORACICA Y LA LORDOSIS LUMBAR

Son escasos los estudios realizados hasta ahora que consideren la evaluación de las curvaturas de la columna vertebral mediante el dispositivo SpinalMouse® en posición de bipedestación. Por ello hemos considerado importante realizar una comparación entre los resultados entregados por este dispositivo con otros métodos de evaluación en la misma posición de bipedestación.

A continuación, se muestran valores para la cifosis torácica y lordosis lumbar, en participantes asintomáticos, que han sido obtenidos en diferentes estudios a través de diferentes métodos de evaluación como radiografía, inclinómetro, cifómetro, pantografía, flexicurva, fotografía, rasterstereografía y SpinalMouse® (Tabla 7). De este modo es posible comparar visualmente los valores obtenidos mediante SpinalMouse® con otros métodos de evaluación de las curvaturas de la columna vertebral.

Los valores obtenidos para la cifosis torácica con el SpinalMouse® en esta Tesis Doctoral son similares a los encontrados en otros estudios que utilizaron tanto dispositivos de superficie no invasivos como métodos radiográficos para evaluar las curvaturas de la columna vertebral. En tanto para la lordosis lumbar, los valores obtenidos con el SpinalMouse® son similares a los encontrados en otros estudios que utilizaron dispositivos de superficie no invasivos como medios de evaluación. Sin embargo, cuando los valores para la lordosis lumbar fueron comparados con valores obtenidos mediante radiografías, éstos fueron más pequeños (Tabla 7).

Tabla 7. Valores de cifosis torácica y lordosis lumbar en sujetos asintomáticos obtenidos en diferentes estudios científicos.

Autor	Sujetos Género Edad (años)	Metodología	Región estudiada	Cifosis torácica	Lordosis lumbar
Mellin G. 1986 (197)	n=25 (9♂/16♀) 31,3	Inclinómetro	T ₁ -T ₁₂ L ₁ -L ₅	31,0 ± 9,0°	-23,0 ± 8,0°
Öhlen y cols., 1989 (201)	n=31 (10♂/16♀) 32	Cifómetro Debrunner	T ₃ /T ₄ -T ₁₁ /T ₁₂ T ₁₁ /T ₁₂ -S ₁ /S ₂	29,0 ± 2,4°	-36° (±2,7°)
Bergenudd y cols., 1989 (112)	n=575 (323♂/252♀) 55	Pantógrafo	C ₇ -T ₁₂ T ₁₂ -L ₅	♂40,7 ± 12° ♀ 39,7° (±12°)	♂-28,9 ± 9,0° ♀-38,0 ± 11,0°
Wadell y cols., 1992 (203)	n=70 (35♂/35♀) Rango = 20-55	Inclinómetro	L ₁ -L ₅		-25,4 ± 7,1°
Jackson y cols., 1994 (51)	n=100 Nd 38,9	Radiografía	T ₁ -T ₁₂ L ₁ -S ₁	42,1 ± 8.9°	-60,0 ± 12°
Gelb, 1995 (8)	n=100 (46♂/54♀) 57	Radiografía	T ₁ -T ₁₂ T ₁₂ -S ₁	34,0 ± 11,0°	-64,0 ± 10,0°

Youdas y cols., 1996 (101)	n=90 (45♂/45♀) 54,8	Flexicurva	T ₁₂ -S ₂		♂-37,5 ± 11° ♀-52,7 ± 15,3°
Korovesis, 1998 (52)	n=99 (38♂/61♀) 52,7	Radiografía	T ₄ -T ₁₂ L ₁ -L ₅	41,8 ± 13,0°	-45,7 ± 12,0°
Jackson y cols., 2000 (220)	n=75 (44♂ /31♀) 39	Radiografía	T ₁ -T ₁₂ T ₄ -T ₁₂ T ₁₂ -S ₁	46,3 ± 10,6° 38,5 ± 12,0°	-62,5 ± 12,0°
Harrison y cols., 2001 (221)	n=30 Nd Nd	Radiografía	T ₁₂ -S ₁ L ₁ -L ₅		-58,6 ± 16,4° -40,3 ± 14,6°
Korovesis y cols., 2001 (117)	n=90 (44♂/46♀) 15	Cifómetro Debrunner	T ₂ /T ₃ -T ₁₁ /T ₁₂		-44,6° (± 2,7°)
Ng y cols., 2001 (198)	n=35 (35♂) 29,9	Inclinómetro	T ₁₂ /L ₁ -L ₅ /S ₁		-24,0 ± 8°
Ng y cols., 2002 (222)	n=15 (15♂) 27,8	Inclinómetro	T ₁₂ /L ₁ -L ₅ /S ₁		-25,0 ± 8,0°

Norton y cols., 2002 (223)	n=30 (15♂/15♀) 26,5	Metrecom Inclinómetro	T ₁₂ /L ₁ -S ₂		-26,4 ± 8,9°
Norton y cols., 2004 (47)	n=60 (27♂/33♀) 39,3	Inclinómetro Metrecom	T ₁₂ /L ₁ -S ₂		♂-33,7 ± 11,5° ♀-45,6 ± 5,2°
Mannion y cols., 2004 (157)	n=20 (9♂/11♀) 41,8	SpinalMouse®	T ₁ /T ₂ -T ₁₁ -T ₁₂ T ₁₂ /L ₁ -L ₅ /S ₁	45 ± 6,8°	-32° ± 8,4°
Dunk y cols., 2005 (7)	n=20 (10♂/10♀) 22,2	Fotografía	T ₁ -T ₁₂ T ₁₂ -S ₁	♂37,7 ± 6,3° ♀36,6 ± 6,3°	♂-27,7 ± 9,6° ♀-33,31 ± 6,5°
Vialle y cols., 2005 (171)	n=300 (190♂/110♀) 35,4	Radiografía	T ₄ -T ₁₂ L ₁ -L ₅	♂41,7 ± 10° ♀39,0 ± 10,0°	♂-41,4 ± 11,0° ♀-46,2 ± 11,0°
Gangnet y cols., 2006 (13)	n=34 (16♂/18♀) 30,4	Radiografía Reconstrucción 3D	T ₁ -T ₁₂ L ₁ -S ₁	44,5 ± 11,3°	-50,7 ± 7,9°
Youdas y cols., 2006 (106)	n=235 (119♂/116♀) Rango = 20-79	Flexicurva	T ₁₂ -S ₂		♂-43 ± 10,7° ♀-49,5 ± 10,7°

Janssen y cols., 2009 (116)	n=60	Radiografía Reconstrucción 3D	T ₄ -T ₁₂	♂37,0 ± 7,3°	♂-58,0 ± 10,0°
	(30♂/30♀) 27		L ₁ -S ₁	♀ 35,0 ± 10,0°	♀-59,0 ± 9,2°
Erkan y cols., 2010 (115)	n=160	Radiografía	T ₁ -T ₁₂		-34,0 ± 8,0°
	Nd Nd				
Mohokum y cols., 2010 (160)	n=51	Rasterstereografía	T ₁ -T ₁₂	44,07± 8,3°	-34,1 ± 8,3°
	(20♂/31♀) 24,6		T ₁₂ -S ₁		
Lang y cols., in press (142)	n=659	SpinalMouse®	T ₁ /T ₂ -T ₁₁ -T ₁₂	♂42,8 ± 8,8°	♂-17,3± 9,3°
	(362♂/297♀) 38,2		T ₁₂ /L ₁ -L ₅ /S ₁		

♀, mujeres; ♂, hombres; Nd = no disponible. Valores medios de cifosis torácica y lordosis lumbar expresados como media ± DT.



Discusión

DISCUSIÓN

Los resultados de esta Tesis Doctoral proporcionan información acerca de la curvatura dorso-lumbar en el plano sagital de una muestra significativa de adultos asintomáticos entre 20 y 70 años de ambos sexos con un amplio rango de masa corporal, y utilizando un nuevo método de evaluación objetivo y no invasivo, como es el SpinalMouse®. En particular, el presente trabajo se centra en el estudio de las curvaturas a nivel dorso lumbar (cifosis torácica y lordosis lumbar) conociendo su grado, estableciendo valores de referencia, y determinando la relación con el género, edad y nivel de masa corporal.

A continuación y para facilitar la lectura y comprensión de este apartado, se expone el análisis y discusión de las diversas variables sometidas a estudio en esta investigación. En primer lugar, el análisis y discusión de los hallazgos a los que se ha llegado respecto a las características de la muestra de sujetos estudiada, con énfasis en lo relativo a la composición corporal. En segundo lugar, el análisis y discusión de los valores descriptivos de la cifosis torácica y la lordosis lumbar con el SpinalMouse®, estudiándose tanto a nivel global como segmentario. En tercer lugar, el análisis y discusión de los resultados encontrados para la cifosis torácica y la lordosis lumbar en función del género, edad y masa corporal. Y por último, se analizan los valores obtenidos con el SpinalMouse® en comparación con otros métodos de evaluación de la curvatura dorso-lumbar según los datos derivados de la literatura.

1. Características de la muestra

Se trata de una muestra de sujetos adultos sanos laboralmente activos que acuden al centro para seguir un programa de promoción de salud de carácter grupal, por tanto no individualizado. Los sujetos acuden por grupos de 30 y aunque no todos los sujetos se evalúan a la vez, sí son evaluados siguiendo la misma sistemática, por los mismos evaluadores y estando en condiciones muy similares. Todos los sujetos se evaluaron por la tarde. Eran precisamente las tardes las que se dedicaban de manera específica a estas actividades de promoción de la salud. El hecho de someterse a este programa de promoción de la salud se producía por la conjunción de dos factores necesarios, uno que tuvieran el deseo explícito y voluntario de seguir el programa y otro que tuvieran la posibilidad de hacerlo en base tanto a su propia disponibilidad laboral y personal como a la disponibilidad del centro. En cualquier caso, la evaluación realizada se ofrecía de manera gratuita aunque requería el compromiso de seguir la sistemática de estudio al completo. Todos los sujetos mostraron su total disponibilidad y se mostraron en todo momento asertivos y colaboradores. Los sujetos debían realizar una serie de actividades de carácter físico por lo que debían de estar en condiciones de realizarlas. Además, se trataba de sujetos laboralmente activos y debían de considerarse en buen estado de salud o al menos en un estado de salud lo suficientemente bueno para trabajar y realizar dichas actividades. El hecho de que a los sujetos se les fuera a evaluar antropométricamente y se les fuera a realizar un estudio de la columna vertebral no condicionó el que se sometieran al mismo. En consecuencia, la incidencia de desviaciones de la normalidad o alteraciones en uno u otro aspecto es sólo consecuencia del azar y por tanto un reflejo de su distribución en la población general y que cabe estimar como esperable en esa muestra.

El número de sujetos estudiado es elevado y por tanto la muestra cabe considerarse como representativa de la población adulta. Es importante indicar también que los sujetos provenían de toda la geografía española, estando representadas todas las regiones y provincias de manera aproximadamente proporcional a su población.

La extracción social de los sujetos cabe considerarla como de clase media laboralmente activa. Se fijó un rango de edad entre 20 y 70 años, estando adecuadamente representada la pirámide poblacional del país en dicha muestra. En consecuencia, la muestra puede ser considerada representativa.

El grado de sobrepeso y su papel como factor de riesgo ha sido estimado mediante la clasificación que la OMS hace a partir de los valores del IMC. Este índice es utilizado en la mayoría de estudios epidemiológicos por ser obtenido a partir de medidas tan fáciles de realizar como el peso y la altura del participante. El IMC presenta una alta validez y fiabilidad para la valoración del sobrepeso y la obesidad en adultos, considerándose un potente indicador de salud y predictor de enfermedades cardiovasculares (224-226). Debido a estas características, el IMC es un parámetro recomendado por diversas sociedades médicas y organizaciones de salud internacional (147, 227, 228).

Los datos observados en las tablas 1 y 2 ponen de manifiesto que los hombres, en la muestra de nuestro estudio, presentan más sobrepeso y obesidad que las mujeres. Estos datos concurren con los datos publicados en la última encuesta Europea de Salud en España realizada por el Instituto Nacional de Estadística en el año 2009. Esta encuesta ya indicaba que el sobrepeso y la obesidad son más frecuentes en hombres que mujeres. Los valores mostrados por el Instituto Nacional de Estadística fueron de 18,6% en hombres y 15,6% en mujeres para la obesidad y de 44,2% en hombres y 29,2% en mujeres para el sobrepeso (88). Nuestros datos también son similares a los encontrados en otros estudios realizados en la

población española (229, 230). También hemos encontrado un estudio con resultados opuestos a los que nosotros hemos encontrado, y en que se indica que la prevalencia de obesidad en la población adulta española podría ser mayor entre las mujeres que entre los hombres, aunque la prevalencia de sobrepeso sería mayor en hombres que en mujeres [10]. Estos resultados ponen de relieve la importancia de controlar los índices de sobrepeso y obesidad en la población adulta española, ya que existe evidencia científica de que el sobrepeso y la obesidad tienen una relación negativa con la salud (147). Sabemos, por ejemplo, que tener sobrepeso u obesidad, determinados previamente por el IMC y clasificados por la OMS, aumenta los índices de mortalidad (231), o se incrementa el riesgo de padecer enfermedades cardiovasculares, tanto en hombres como mujeres (232-234). En este sentido, está bien documentado que la obesidad es uno de los principales factores de riesgo para padecer hipertensión arterial (235) y diabetes mellitus tipo 2 (234, 236). Los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación nos informan también de la relación entre sobrepeso y su grado de influencia en la curvatura espinal.

2. Estudio de la curvatura dorso-lumbar mediante el SpinalMouse®

Existen pocos estudios que consideren la evaluación de la cifosis torácica y lordosis lumbar global y segmentaria en sujetos asintomáticos en posición de bipedestación con el dispositivo SpinalMouse®. De hecho, a nuestro mejor conocimiento, sólo hemos encontrado un estudio que describe la curvatura dorso-lumbar en el plano sagital en posición de bipedestación. Este estudio considera una muestra de tan sólo 20 sujetos (11 mujeres y 9 hombres) con una edad media de 42 años (157). Es por esta razón, y considerando el gran número de sujetos que han participado en este estudio que en esta Tesis Doctoral se pueden dar **valores de referencia**,

hasta ahora no disponibles en la literatura, para las curvaturas cifótica y lordótica, tanto a nivel global como segmentario, según género y grupos de edad (Tablas 3 y 4).

Dado que no existen trabajos que consideren los valores angulares de cada nivel vertebral para las curvaturas cifosis torácica y lordosis lumbar con el dispositivo SpinalMouse® no podemos hacer un análisis comparativo de los valores angulares descritos en nuestros resultados. No obstante, se realizará un análisis comparativo de las curvaturas cifótica y lordotica global en los epígrafes 3 y 4 de esta discusión, pero ello basado en resultados provenientes de otros estudios publicados.

En la literatura, los valores de las angulaciones intervertebrales de la curvatura dorso-lumbar han sido descritas mayoritariamente por estudios que utilizan métodos radiográficos (8, 51, 52, 237). Estos métodos realizan una diferenciación anatómica de las curvaturas torácica y lumbar. Es así que la curvatura torácica se puede diferenciar en cifosis torácica alta o proximal desde el nivel T₁ hasta T₅, y baja o distal desde T₅ hasta T₁₂. A nivel de la curvatura lumbar, se puede diferenciar la lordosis lumbar alta o proximal desde el nivel T₁₂-L₄ y la lordosis lumbar baja desde L₄-S₁ (8, 51).

La cifosis torácica global fue significativamente mayor en hombres que en mujeres ($P < 0,001$), coincidiendo con las diferencias a nivel segmentario intervertebral ($P < 0,05$). Además, se observaron diferencias significativas en la cifosis torácica global entre los diferentes grupos de edad. Estas diferencias serán comentadas en el epígrafe 3.1 y 3.2 de esta discusión.

El ápice de la curvatura torácica se localiza a nivel T₈-T₉ en hombres y mujeres, y ello para todos los grupos de edad. Estos resultados coinciden con la mayoría de los estudios

realizados por métodos radiográficos, que lo localizan entre T₇ y T₉ (6, 8, 238). En la muestra de este estudio, la cifosis torácica estaría definida principalmente por la cifosis torácica distal comprendida entre T₆-T₇ hasta T₁₁-T₁₂, presentando esta cifosis un porcentaje en torno al 55% para hombres y mujeres, y en todos los rangos de edad. Nuestros datos son similares a los encontrados por Gelb y cols. (8) en 44 hombres y 56 mujeres, asintomáticos, entre 40 y 80 años, y utilizando métodos radiográficos. Estos autores indican que la cifosis torácica baja representa alrededor del 70% de la cifosis torácica total (8). Estos hallazgos pueden llegar a ser determinantes a la hora de establecer algún tratamiento o al iniciar programa de prevención de patologías de espalda, ya que por el estrés compresivo que existe a estos niveles intervertebrales pueden comenzar procesos degenerativos a nivel discal, facetario y tejido óseo progresivos con la edad. La mayoría de los estudios indican que existe relación entre el aumento de la cifosis y cambios degenerativos en el disco intervertebral (118, 119, 239). Por otra parte, la mayoría de las deformidades morfológicas, y fracturas por acúñamiento ocurren a nivel de las vertebrae torácicas medias (118, 240).

En cuanto a la lordosis lumbar global fue significativamente menor en hombres que en mujeres ($P < 0,01$), lo que coincide con las diferencias a nivel segmentario intervertebral ($P < 0,01$). Además, se observaron diferencias significativas en la lordosis lumbar global entre los diferentes grupos de edad. Estas diferencias serán comentadas en el epígrafe 3.1 y 3.2 de esta discusión.

El ápice de la curvatura lumbar se localiza a nivel L₄-L₅ en hombres y mujeres, y también para todos los grupos de edad. Estos resultados coinciden con los la mayoría de los estudios publicados, y realizados por métodos radiográficos, que lo localizan entre L₄ y L₅ (6, 51, 52). La lordosis lumbar estaría definida principalmente por la lordosis lumbar distal

comprendida entre L₄-L₅ hasta L₅-S₁ representando ésta un porcentaje en torno al 52% para hombres y mujeres, y todos los rangos de edad. Nuestros datos son similares a los encontrados por otros estudios realizados a través de métodos radiográficos (51, 52). Korovesis y cols.(52), que analizaron mediante métodos radiográficos las relaciones entre la lordosis lumbar y la edad en un grupo de 61 mujeres y 39 hombres asintomáticos entre los 20 y 79 años, indicaron que la lordosis lumbar ocurre principalmente entre los segmentos L₄ y S₁ y representaron un 67% de la lordosis lumbar total (52).

De acuerdo a nuestros datos, la lordosis lumbar distal representa la mayor parte de la curvatura lumbar. Y es específicamente a este nivel intervertebral donde se producen la mayoría de las algias vertebrales, relacionadas principalmente con cambios degenerativos en las facetas intervertebrales (75) y en el disco intervertebral (241), causantes de artrosis (242), espondilólisis(81) y otras patologías, como la ciática (243).

Por lo tanto, es siempre necesario considerar las diferencias anatómicas y biomecánicas de la curvatura dorso-lumbar y segmentos intervertebrales, ya que en base a esto es posible establecer intervenciones terapéuticas basadas en la ejercitación de los músculos extensores y de soporte de la columna vertebral para mantener y mejorar el alineamiento de la columna vertebral (134-138).

3. Estudio de la curvatura dorso-lumbar en relación con género, edad y masa corporal

3.1. Curvatura dorso-lumbar y género

Los resultados de esta Tesis Doctoral indican que el género influye sobre el grado de la **curvatura lumbar** en personas asintomáticas, siendo esta curvatura mayor en **mujeres** que en **hombres**. Estos resultados concuerdan con la mayoría de los estudios que analizaron la diferencias en la lordosis lumbar según el género (47, 101, 104-106, 121, 171). Estos estudios utilizaron diferentes métodos de evaluación, como el sistema de análisis esquelético Metrecom (47), el dispositivo flexicurva (101, 104, 106) y la resonancia magnética (105). También encontramos estudios que apoyan los resultados de esta Tesis, empleando como método de evaluación la radiografía (121, 171). Además, Norton y cols. (47), estudiaron en 103 mujeres y 85 hombres (rango de edad= 19 - 73 años) estas diferencias en la curvatura lumbar en función del género, utilizando el instrumento Metrecom. Sin embargo, estos autores también tuvieron en cuenta si los sujetos presentaban o no dolor de espalda a nivel lumbar. Sus resultados indicaron que la lordosis lumbar fue 13,2° mayor en mujeres que en hombres, independientemente de la ausencia o presencia de dolor lumbar. De acuerdo con nuestros resultados, la diferencia entre los valores medios de hombres y mujeres fue de 14,2°, tras tener en cuenta también la edad y el IMC.

Los factores que determinan las diferencias en la curvatura lumbar entre hombres y mujeres han sido estudiados previamente por diversos autores. El mayor grado de curvatura lumbar en mujeres podría ser debido a variaciones morfológicas vertebrales y/o diferencias en factores biomecánicos de las articulaciones intersegmentarias (104, 107, 121). Nourbakhsh y cols. utilizaron la flexicurva para evaluar la lordosis lumbar en 840 sujetos con edades

comprendidas entre 20 y 65 años. Los resultados mostraron que la lordosis lumbar era mayor en mujeres que en hombres. Estas diferencias se atribuyeron a las alteraciones de la biomecánica lumbar ocasionadas principalmente por los embarazos (104). Estas afirmaciones también concuerdan con estudios previos realizados con métodos radiográficos (121). Se ha observado que en el embarazo aumenta la masa abdominal de la mujer un 31% (6,8 kg) (244), generando un desplazamiento del tronco hacia delante, ocasionando el aumento de la lordosis lumbar (4). Otro aspecto, que se ha considerado en varios estudios para explicar el mayor grado de lordosis lumbar en mujeres, está relacionado con diferencias morfológicas entre cuerpos vertebrales y las articulaciones cigoapofisiarias i.e. articulación sinovial entre el proceso articular superior de una vértebra y el proceso articular inferior de la vértebra directamente sobre él (107, 245).

Por otra parte, el ángulo de inclinación pélvica también se relaciona con la lordosis lumbar en mujeres (101). En este contexto, varios estudios coinciden en que para cada género existen patrones específicos de activación de los músculos del tronco durante la inclinación del cuerpo, donde la coactivación de los músculos antagonistas, i.e., los músculos abdominales, es más pronunciada en mujeres (101, 122, 123). Una de las causas, que dichos estudios sugieren, es que esto podría ser debido a la diferencia en el tipo de fibra muscular entre hombres y mujeres. Las mujeres presentan un mayor diámetro de las fibras tipo 1 o fibras lentas, las cuales son el principal tipo de fibra de la musculatura abdominal. Por el contrario, en los hombres el mayor diámetro lo presentan las fibras tipo 2, que son fibras rápidas de fuerza y velocidad (246-248).

El mayor grado de la curvatura lumbar en mujeres, especialmente las ocasionadas por alteraciones naturales, como puede ser el embarazo (249, 250), podría ser una de las

principales causas de los dolores lumbares crónicos (251, 252). Por tanto, es importante controlar estas variaciones en el grado de la curvatura de la columna vertebral, ya que podrían causar alteraciones funcionales, lo que sumado al dolor afecta grandemente la calidad de vida de las personas (77, 253, 254).

En cuanto a la cifosis torácica, observamos que existen diferencias significativas cuando analizamos el género de forma independiente, presentando los hombres valores mayores que las mujeres. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre hombres y mujeres en la cifosis torácica cuando se realizó el análisis teniendo en cuenta además las variables de edad e IMC. Estos resultados concuerdan con la mayoría de los estudios que analizaron la diferencias en la cifosis torácica según el género (7, 8, 51, 52, 114-117). Estos utilizaron diferentes métodos de evaluación para examinar la cifosis torácica, como el cifómetro Debrunner (117) o la fotografía (7). Incluso se encontraron estudios que concuerdan con nuestros resultados utilizando como método de evaluación la radiografía (8, 51, 52, 114-117).

A pesar de que la mayoría de estudios concuerdan con nuestros resultados, también se encuentran en la literatura estudios que indican lo contrario, es decir que las mujeres presentan una cifosis torácica mayor que los hombres (72, 113). Las diferencias en los resultados encontrados hasta ahora podrían ser consecuencia de los diferentes métodos de evaluación empleados para medir las curvaturas de la columna vertebral. Esto puede ser en parte atribuido a problemas ligados a las diferencias en la calidad de las imágenes obtenidas previas, a la evaluación realizada, o al análisis digital que proporcionan los softwares actuales. También podrían ser debido al tipo de diseño empleado y el número de sujetos de los estudios analizados (101, 106).

Por otra parte, el ángulo de inclinación pélvica, el cual se relaciona con la lordosis lumbar en mujeres (101) podría afectar de igual manera a la cifosis torácica. En esta línea, Janssen y cols. estudiaron diferencias en las curvaturas y alineamiento espino pélvico en el plano sagital mediante técnicas radiográficas de reconstrucción tridimensional. En este estudio se observó que las mujeres presentaron una mayor inclinación dorsal que los hombres, especialmente en los segmentos de unión toraco - lumbar, sin embargo, no existían diferencias para la cifosis torácica en forma global (116). Es posible relacionar estos hallazgos con estudios previos que coinciden en que las deformidades por acuñamiento predominan más en mujeres que en hombres, relacionándose con las fracturas que se producen a éste nivel vertebral (58, 72). A modo de ejemplo, conocemos que las fracturas de cadera son mayores en las mujeres que en hombres, con un radio 2,5:1. Así como el radio de fracturas de cuerpos vertebrales también es mayor en mujeres con un radio de 10:1 (255).

Es importante estudiar el grado de cifosis torácica aunque nuestros resultados sugieren que no existen diferencias entre hombres y mujeres. La columna vertebral podría ser alterada a nivel segmentario vertebral, especialmente en las zonas de unión dorso-lumbar, la llamada charnela dorso-lumbar. En estos niveles se podrían producir fracturas de cuerpos vertebrales, las cuales parecen ser más comunes en mujeres que en hombres (255), por lo que es importante la evaluación de la columna a este nivel.

3.2. Curvatura dorso-lumbar y edad

Los resultados de esta Tesis Doctoral sugieren valores mayores de la cifosis torácica y menores valores de la curvatura lordótica en los grupos de mayor edad frente a los grupos más jóvenes. El aumento en la cifosis torácica con la edad está asociado a una disminución de la lordosis lumbar, con el fin de lograr el equilibrio ideal (128). Aunque nuestro estudio no tiene un diseño longitudinal, estos resultados podrían considerarse como asociados al proceso de envejecimiento, ya que podrían ser mecanismos compensatorios al desplazamiento anterior del centro de gravedad del cuerpo (8, 52, 171). Sin embargo, cuando la edad fue considerada junto al género y la masa corporal, se observó que la edad no parece determinar el grado de la curvatura cifótica ni lumbar en estos sujetos asintomáticos. Éstos resultados concuerdan con la mayoría de los estudios previos que analizaron las diferencias en las curvaturas vertebrales con la edad (8, 52, 101, 105, 106, 117, 223).

Respecto a la cifosis torácica, en la presente memoria de Tesis Doctoral no se observaron diferencias en la curvatura torácica con la edad cuando el género y la masa corporal fueron tenidos en cuenta. Estos resultados concuerdan con estudios previos que analizan la relación de la cifosis torácica con la edad (8, 117). Gelb y cols.(8) analizaron las relaciones de la cifosis torácica con la edad en 44 hombres y 56 mujeres asintomáticos utilizando métodos radiográficos. En este estudio se analizaron las diferencias en la cifosis torácica en 4 grupos de edad, divididos en décadas entre los 40 y 80 años. Los autores indicaron que existe una tendencia de desplazamiento anterior del centro de gravedad en el plano sagital con la edad, pero que no existe relación entre la cifosis torácica y la edad, coincidiendo con los resultados encontrados en el presente trabajo.

Por el contrario, también se han encontrado estudios con resultados diferentes a los nuestros y que sugieren un mayor grado de curvatura torácica en edades tardías (29, 113, 256, 257).

Fon y cols. (113), utilizando métodos radiográficos, observaron en 159 hombres y 157 mujeres entre 2 y 77 años divididos por décadas, que la cifosis torácica aumentaba con la edad. Las discrepancias encontradas en estos estudios se podrían deber a las diferencias en los rangos de edad, en los cuales el número de sujetos era muy bajo. También podría ser debido a las técnicas de evaluación utilizadas, pero sobre todo a que la mayoría de estos estudios no integran el género y la masa corporal como variables de confusión en el análisis estadístico (29, 113, 256, 257).

Un gran número de autores indican que, al parecer la edad no determina el grado de curvatura lumbar (52, 105, 106). Estos estudios utilizaron diferentes métodos de evaluación para examinar la lordosis lumbar, tales como flexicurva (101, 106), resonancia magnética (105) o radiografía (52). Korovesis y cols. (52), analizaron mediante métodos radiográficos las relaciones entre la lordosis lumbar y la edad en un grupo de 61 mujeres y 39 hombres asintomáticos entre los 20 y 79 años. Los resultados de este estudio concuerdan con los nuestros ya que no encontraron ninguna relación entre la lordosis lumbar y la edad. Además, Murrie y cols. (105), estudiaron las diferencias en la lordosis lumbar con la edad en 32 mujeres y 24 hombres (rango de edad= 18 – 73 años), utilizando el método objetivo no invasivo por excelencia, la resonancia magnética. Estos autores también incluyeron en su estudio la variable dolor de espalda. Los resultados indicaron que no se puede establecer relación entre la edad y la lordosis lumbar, incluso considerando pacientes con dolor de espalda (105).

A pesar de que los estudios previos concuerdan con nuestros resultados, también se han observado en la literatura resultados contradictorios (104, 111, 121, 127). Kobayashi y cols. (127), estudiaron el efecto de la edad en la lordosis lumbar en 71 mujeres y 29 hombres

asintomáticos. Estos autores realizaron a sus pacientes un seguimiento de la lordosis lumbar durante 10 años, comenzando en torno a los 50 años. Los autores indicaron que la lordosis lumbar se relacionaba negativamente con la edad, resultados similares a los nuestros antes de considerar el género y la masa corporal. Las diferencias en los resultados encontrados en los estudios podrían ser consecuencia de los diferentes tipos de diseño de investigación empleados, los rangos de edades, y/o el número de sujetos. En cualquier caso, hemos de reconocer que un diseño longitudinal como el empleado por Kobayashi y cols. (258) es más apropiado para estudiar la influencia de la edad con las curvaturas de la columna vertebral.

Ante la variedad de estudios con resultados contradictorios y la necesidad de entender el progreso normal de las curvaturas vertebrales (8, 104, 113, 117), es necesario un análisis exhaustivo de las curvaturas de la columna vertebral mediante estudios longitudinales (72, 106). De esta forma, conoceríamos el proceso fisiológico normal producido por la edad, en caso de que este realmente existiera, como parece probable.

3.3. Curvatura dorso-lumbar y masa corporal

En el presente trabajo se observan valores mayores de la cifosis torácica y menores de la curvatura lumbar cuanto mayor es el IMC de los sujetos. La tendencia al aumento de la cifosis torácica se asocia con la disminución de la lordosis lumbar como mecanismo compensatorio para lograr el equilibrio ideal. Esto podría ser debido a que el incremento de la grasa corporal e IMC está asociado a una debilidad de la musculatura extensora de la columna vertebral (132), observándose un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad del cuerpo (8, 128).

Sin embargo, cuando el IMC fue considerado junto a la edad y el género, se observó que el IMC parece no influir sobre el grado de la curvatura torácica ni lumbar en estos sujetos asintomáticos. Estos resultados concuerdan con previos estudios que analizaron la relación entre las curvaturas de la columna vertebral y el IMC (101, 103, 106, 109, 152, 259).

En cuanto a la cifosis torácica, los resultados de esta Tesis Doctoral no indican diferencias significativas entre la magnitud de la curvatura y masa corporal cuando género y edad son también, y simultáneamente, tenidos en cuenta. Estos resultados concuerdan con estudios previos realizados en esta línea de investigación (109, 152). Hoseinifar y cols. estudiaron la asociación entre la cifosis torácica y el IMC en 300 jóvenes universitarios, de los cuales 150 eran asintomáticos y 150 presentaban dolor de espalda, realizándose el estudio mediante el dispositivo flexicurva. Estos autores no encontraron diferencias significativas entre la cifosis torácica y el IMC, independientemente de la presencia o ausencia del dolor de espalda (109). Los mismos resultados fueron observados por Findikcioglu y cols. (152). El objetivo de este trabajo fue estudiar en 100 mujeres, mediante métodos radiográficos, la asociación entre la talla de sujetador, la curvatura torácica y la masa corporal. Los resultados de este estudio

mostraron una relación directa entre las tallas del sujetador y el IMC, pero no con la cifosis torácica. En consecuencia ni el tamaño del pecho ni la masa corporal parecen estar en relación con el grado de cifosis dorsal.

En contraposición, también hemos encontrado un estudio longitudinal (45 años entre medidas) con resultados que contrastan con los observados en esta Tesis Doctoral y los trabajos arriba mencionados (112). En este estudio, Bergenuud y cols. observaron correlaciones positivas entre el grado de cifosis torácica, evaluada mediante pantografía, y el peso corporal en 252 mujeres y 323 hombres.

Respecto a la lordosis lumbar, la mayoría de los estudios indican que el IMC parece no determinar el grado de curvatura lumbar (101, 103, 106, 259). Youdas y cols., (106) analizaron, usando un instrumento flexicurva, las relaciones entre la masa corporal, estimado mediante IMC y la lordosis lumbar en 116 mujeres y 119 hombres asintomáticos con un rango de edad de 20 a 79 años. Los resultados de estos autores concuerdan con los nuestros, ya que no encontraron ninguna relación entre el IMC y el grado de lordosis lumbar, considerando, al igual que se considera en esta Tesis, el género y la edad.

A pesar de que los estudios previamente mencionados concuerdan con los nuestros, también se han encontrado en la literatura resultados contradictorios (102, 104, 105, 109). Nourbakhsh y cols. observaron en 840 sujetos (420 mujeres) entre 20 y 65 años que el grado de lordosis lumbar estaba relacionado negativamente con el peso corporal (104), resultados similares a los obtenidos en nuestros análisis antes de considerar el género y la edad. Además, siguiendo en la línea de estudios que presentan resultados diferentes a los nuestros, también se han encontrado estudios que presentan una relación positiva entre el IMC y la

lordosis lumbar (102, 105, 109). Los resultados contradictorios en estos estudios podrían ser atribuidos a la metodología usada así como a los diferentes criterios de medición y clasificación de la masa corporal (105, 106, 109, 112).

4. Comparación entre el SpinalMouse® y otros métodos de evaluación de la curvatura dorso-lumbar

Son escasos los estudios realizados hasta ahora que consideren la evaluación de las curvaturas de la columna vertebral mediante el dispositivo SpinalMouse® en posición de bipedestación (157). La mayoría de las investigaciones que han utilizado este dispositivo lo han usado para evaluar los rangos articulares de movimiento (211), determinar el efecto de una intervención de terapia física (26, 213), o considerar el efecto de alguna condición patológica sobre la flexibilidad de la columna vertebral (210, 211, 217).

Tan solo hemos encontrado en la literatura un estudio que examina la lordosis lumbar y la cifosis torácica en adultos sanos mediante el método SpinalMouse®. En este estudio (157), los valores que se han observado para las curvaturas de la columna vertebral son similares a los encontrados en la presente Tesis Doctoral. Estos valores fueron $-32 \pm 8,4^\circ$ para la lordosis lumbar y $45 \pm 6,8^\circ$ para la cifosis torácica. Estos valores corresponden a una muestra de tan sólo 20 sujetos (11 mujeres y 9 hombres) con una edad media de 42 años (157).

4.1. Grado de cifosis torácica medida mediante SpinalMouse®

Los valores obtenidos para la cifosis torácica con el SpinalMouse® en esta Tesis Doctoral fueron $40,4 \pm 0,6^\circ$ para las mujeres y $42,8 \pm 0,5^\circ$ para los hombres. Estos valores son similares a los encontrados en otros estudios que utilizaron tanto dispositivos de superficie no invasivos como métodos radiográficos para evaluar las curvaturas de la columna vertebral (Tabla 5) (157).

Más concretamente, los valores promedios para la cifosis torácica medida con SpinalMouse® están en torno a 42° aproximadamente, mientras que los valores encontrados mediante métodos radiográficos fluctúan entre 42° y 48° (8, 51, 260). Estas similitudes también se presentaron con los métodos no invasivos de superficie como son la pantografía, cifómetro Debrunner y rasterstereografía que presentaron valores entre 40° y 44° (112, 117, 160). Sin embargo, otros métodos objetivos no invasivos de superficie como son el inclinómetro Myrin o el cifómetro Debrunner y la fotografía, aportan valores ligeramente menores para la cifosis torácica, i.e., entre 29° y 37° (7, 197, 201). Estas diferencias podrían ser debidas al tamaño muestral (inferior a 32 sujetos) de estos estudios (197, 201).

4.2. Grado de lordosis lumbar medida mediante SpinalMouse®

Los valores obtenidos para la lordosis lumbar con el SpinalMouse® en esta Tesis Doctoral fueron $-29,6 \pm 0,7^\circ$ para las mujeres y $-17,3 \pm 0,5^\circ$ para los hombres. Estos valores son similares a los encontrados en otros estudios que utilizaron dispositivos de superficie no invasivos como medios de evaluación (Tabla 7). Los valores observados por estos métodos varían entre -23° y -33° para la medición de la lordosis lumbar (197, 198, 201, 203, 222, 223, 261), excepto para el dispositivo flexicurva que presenta valores entre -37° y -52° (101, 106).

Cuando los valores para la lordosis lumbar fueron comparados con valores obtenidos mediante radiografías, éstos fueron más pequeños. En la tabla 7 se observa que los valores para la lordosis lumbar mediante radiografía fluctúan entre -40° y -64° (8, 13, 51, 52, 171, 220, 221). Estas diferencias podrían ser debidas a que los métodos de evaluación de superficie evalúan sobre la piel y consideran el tejido subcutáneo en la zona lumbo-sacra, lo cual podría alterar la medición global de las curvaturas y por tanto afectar a los valores obtenidos (157).

Las diferencias entre los valores referidos para la lordosis lumbar a través de los diferentes estudios podrían además deberse a otros factores. En primer lugar, podría ser debido a que los segmentos vertebrales utilizados para la medición fueron diferentes dependiendo del método de evaluación usado. Como se observa en la tabla 7, las mediciones comenzaron en diferentes niveles de la columna vertebral, como son en T_{11}/T_{12} , en T_{12}/L_1 o en L_1 . Además también varían los segmentos vertebrales donde la medición finaliza, observando niveles de finalización en L_5 , en L_5/S_1 o en L_4-S_2 .

Por otro lado, la mayoría de los estudios encontrados son realizados en hombres y mujeres sin embargo no presentan sus resultados diferenciados por género (8, 13, 52, 201, 203, 220). Esto podría estar relacionado con el bajo número de sujetos evaluados, pues incluso se observan estudios con una muestra menor de 30 sujetos (197). En la tabla 7 se aprecia que sólo 5 estudios consideraron una población de más de 100 sujetos (106, 112, 115, 142, 171).

A pesar de las posibles diferencias que puedan encontrarse entre valores obtenidos para las curvaturas de la columna vertebral mediante el SpinalMouse® y otros métodos de evaluación, hay estudios previos que confirman que este instrumento puede ser considerado

fiable y válido al ser comparado con la radiografía (157, 165, 216). Con esta perspectiva de análisis, consideramos que los datos entregados en esta Tesis Doctoral acerca de la lordosis lumbar y la cifosis torácica son fidedignos y podrían ser utilizados como una primera aproximación a datos de referencia para población española (142) .

5. Limitaciones del estudio

En esta Tesis Doctoral no se ha realizado un estudio específico de la validez y fiabilidad del SpinalMouse®. Sin embargo, estudios previos han observado que el dispositivo presenta una alta fiabilidad y validez usando la radiografía como *gold estándar* o método de referencia.

No se midió la alineación de la mecánica corporal en el plano sagital de los participantes, es decir, no se determinó el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo respecto al eje antero posterior en el plano anatómico sagital. Sin embargo, el uso del SpinalMouse® como método de evaluación de las curvaturas de la columna vertebral presenta una visión general del desplazamiento del centro de gravedad en el plano sagital y por tanto debería ser considerado una fortaleza de este ensayo.

Los grupos de edad de 20-29 años y el de más de 50 años presentaron un número notablemente más bajo de participantes que el resto de grupos. Sin embargo, el hecho de incluir participantes de tan amplio rango de edades (20-68 años) es un aspecto a destacar de esta Tesis Doctoral.

El diseño de investigación utilizado en esta Tesis Doctoral es de tipo transversal, por lo que no se puede establecer con rotundidad si las variables género, edad y masa corporal tienen un efecto causal sobre las curvaturas vertebrales. Sólo es posible determinar si los hombres y mujeres en ciertos rangos de edades o con cierta condición de masa corporal presentan diferencias en las curvaturas vertebrales en el momento en que las evaluaciones fueron realizadas. Hemos de destacar, sin embargo, que pocos estudios han analizado las curvaturas

de la columna vertebral teniendo en cuenta las variables de género, edad y masa corporal al mismo tiempo y con un tamaño muestral comparable al nuestro.

6. Perspectivas de Futuro

Tras esta investigación surge la necesidad de establecer nuevos estudios que complementen y clarifiquen los efectos del género, la edad y la masa corporal sobre la cifosis torácica y lordosis lumbar. Algunos de los puntos que sugerimos para futuras investigaciones son los siguientes:

Analizar objetivamente el SpinalMouse® frente a otros medios de evaluación subjetivos y objetivos de las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital.

Establecer un programa de detección precoz de alteraciones de la columna vertebral aplicable en atención primaria, y especialmente en las clases de educación física de escolares y adolescentes, diseñando programas de mejora de hábitos posturales.

Realizar estudios de las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital, con diseños de investigación de tipo longitudinal, considerando el análisis del género, edad y masa corporal de manera conjunta, para determinar con mayor certeza la relación causa-efecto sobre la cifosis torácica y la lordosis lumbar.

Realizar estudios de las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital que incorporen la medición de la alineación de la mecánica corporal, para determinar si las diferencias en las curvaturas cifótica y lordótica corresponden a alteraciones posturales por desplazamiento del centro de gravedad.

Considerar diseños de investigación que incluyan participantes asintomáticos y participantes con dolor de espalda, así como sujetos que se encuentren con un nivel de condición física particularmente bueno (262). Este tipo de estudios aportarían información muy valiosa sobre la relación causal que pueden tener las variables género, edad, masa corporal, e incluso condición física, con las curvaturas vertebrales en la génesis de patologías que pueden afectar la salud de las personas.



Conclusiones

CONCLUSIONES

En cualquier caso, de los resultados obtenidos en el presente estudio y una vez tomada en consideración la discusión previa, se pueden retener las siguientes conclusiones:

- I. Se ha estudiado la curvatura dorso-lumbar en 659 adultos españoles entre 20 y 70 años asintomáticos mediante un nuevo método de evaluación electro-mecánica computerizado, el SpinalMouse®. Este método se ha revelado de uso rápido y sencillo siendo capaz de proporcionar ángulos globales y segmentarios de la columna vertebral en todos los sujetos evaluados.
- II. Los valores \pm desviación estándar obtenidos para la cifosis torácica medida con el SpinalMouse® en esta Tesis Doctoral fueron $42,8 \pm 8,8^\circ$ para los hombres y $40,4 \pm 9,5^\circ$ para las mujeres. En tanto, los valores obtenidos para la lordosis lumbar fueron $-17,3 \pm 9,3^\circ$ para los hombres y $-29,6 \pm 11,6^\circ$ para las mujeres.
- III. El género, la edad y la masa corporal son factores que de forma independiente parecen modificar la cifosis torácica y la lordosis lumbar. Así
 - a. La cifosis torácica es mayor en hombres que en mujeres. Por el contrario, la lordosis lumbar es mayor en mujeres que en hombres.
 - b. La cifosis torácica es mayor y la lordosis lumbar menor en sujetos de edad que en sujetos jóvenes.
 - c. La cifosis torácica es mayor en sujetos con sobrepeso y obesidad respecto a los que no presentan sobrepeso mientras que la lordosis lumbar es menor en sujetos con sobrepeso y obesidad respecto a los que no presentan sobrepeso.
- IV. No obstante lo anterior, cuando las curvaturas de la columna vertebral son estudiadas tomando en consideración simultáneamente género, edad y masa corporal,

- a. El género sólo resulta ser un factor determinante en la lordosis lumbar pero no en la cifosis torácica. Así, el nivel de lordosis lumbar, tras controlar por edad y masa corporal, se muestra inequívocamente mayor en mujeres que en hombres.
 - b. La edad no parece ser un factor determinante ni en la cifosis torácica ni en la lordosis lumbar.
 - c. La masa corporal no parece ser un factor determinante ni en la cifosis torácica ni en la lordosis lumbar.
- V. Los niveles de curvatura a nivel de columna vertebral, tanto en lo correspondiente a cifosis torácica como a lordosis lumbar, medidos con el dispositivo SpinalMouse® son similares a los publicados en otros estudios que utilizaron tanto dispositivos de superficie no invasivos como métodos radiográficos de evaluación, con las lógicas diferencias esperables atribuibles a las diferencias metodológicas y muestrales.

En resumen, este trabajo de Tesis Doctoral señala la operatividad del dispositivo utilizado para evaluar de manera objetiva y efectiva las curvaturas de la columna vertebral en el plano sagital tanto a nivel global como segmentario, permitiendo establecer valores de referencia según género y por grupos de edad. Todo ello bajo las condiciones del presente estudio, siendo necesario profundizar en el uso del mismo en otras condiciones así como profundizar en sus aspectos metodológicos.

Es conveniente señalar que los autores y directores del presente trabajo de Tesis Doctoral no presentan ningún tipo de conflicto de interés, ni relación comercial con los diseñadores, fabricantes o proveedores del SpinalMouse®, el cual ha sido adquirido comercialmente.



Referencias

REFERENCIAS

1. Miralles RC. Biomecánica de la columna. *Rev Soc Esp Dolor* 2001; 8(Supl. II):2-8.
2. Miralles RC, C. MP. *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor*. Barcelona Masson. 1998.
3. Kapandji AI. *Fisiología articular: tronco y raquis*. 5ª edición. 2001; Madrid Editorial :Panamericana.
4. White AA, III, Panjabi MM. The Basic Kinematics of the Human Spine: A Review of Past and Current Knowledge. *Spine*. 1978; 3(1):12-20.
5. Moore KL, Dalley AF. Anatomía con orientación clínica. Edición 4 Medica Panamericana. 2001.
6. Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*. 1989 Jul;14(7):717-21.
7. Dunk NM, Lalonde J, Callaghan JP. Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool: reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *J Manipulative Physiol Ther*. 2005 Jul-Aug;28(6):386-92.
8. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke K, McEnery KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine*. 1995 Jun 15;20(12):1351-8.
9. Hammerberg EM, Wood KB. Sagittal profile of the elderly. *J Spinal Disord Tech*. 2003 Feb;16(1):44-50.
10. McEvoy MP, Grimmer K. Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord*. 2005;6:35.
11. Morin Doody M, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine*. 2000 Aug 15;25(16):2052-63.
12. Schwartz L. A resume, with comments, of the available literature relating to posture. *Public Health Rep*. 1927;42:1219-48.
13. Gangnet N, Dumas R, Pomeroy V, Mitulescu A, Skalli W, Vital JM. Three-dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine*. 2006 Jul 1;31(15):E507-12.
14. Palos D. Alineación normal y sus alteraciones. *Revista Médica de salud y Deporte* 2000;8:6.
15. Rouviere H y D, A. *Anatomía Humana. Tomo II* .Barcelona. Editorial Masson. 1999.

16. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the lumbar spine. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67(4):625-9.
17. Dickson RA. MINI-SYMPOSIUM: THE SPINE (i) Spinal deformity basic principles. *Current Orthopaedics.* 2004 December 2004, Volume 18(Issue 6):Pages 411-25.
18. Dickson RA. The etiology and pathogenesis of idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Belg.* 1992;58(Suppl 1):21-5.
19. Sastre Fernández S. *Método de tratamiento de las escoliosis, cifosis y lordosis.* Publicacions I Edicions de la Universitat de Barcelona, España. 2006.
20. Zurita Ortega FRC, C.; Ruiz Rodríguez, L.; Martínez Martínez, A.; Fernández García, R. y Fernández Sanchez, M. Influencia de las alteraciones raquídeas en la flexibilidad de los escolares. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte.* 2008;8(32):282-98
21. Ortega FZ. Screening y Prevalencia de las alteraciones raquídeas (Escoliosis e Hipercifosis) en una población escolar de 8 a 12 años de Granada y Provincia. Tesis Universidad de Granada. 2007.
22. Macagno AE, O'Brien MF. Thoracic and thoracolumbar kyphosis in adults. *Spine.* 2006 Sep 1;31(19 Suppl):S161-70.
23. Berven SH, Lowe T. The Scoliosis Research Society classification for adult spinal deformity. *Neurosurg Clin N Am.* 2007;18(2):207-13.
24. Daza LJ. *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano.* Colombia Editorial Médica Internacional. 2007.
25. Mac-Thiong JM, Labelle H, Vandal S, Aubin CE. Intra-operative tracking of the trunk during surgical correction of scoliosis: a feasibility study. *Comput Aided Surg.* 2000;5(5):333-42.
26. Mannion AF, Denzler R, Dvorak J, Muntener M, Grob D. A randomised controlled trial of post-operative rehabilitation after surgical decompression of the lumbar spine. *Eur Spine J.* 2007;16(8):1101-17.
27. Poussa MS, Heliovaara MM, Seitsamo JT, Kononen MH, Hurmerinta KA, Nissinen MJ. Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. *Eur Spine J.* 2005;14(8):738-42.
28. 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.
29. Hinman MR. Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and older women. *Spine J.* 2004 Jul-Aug;4(4):413-7.
30. Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, Troyanovich SJ, Harrison DE, Holland B. Elliptical modeling of the sagittal lumbar lordosis and segmental rotation angles as a

- method to discriminate between normal and low back pain subjects. *J Spinal Disord.* 1998;11(5):430-9.
31. Steinberg EL, Luger E, Arbel R, Menachem A, Dekel S. A comparative roentgenographic analysis of the lumbar spine in male army recruits with and without lower back pain. *Clin Radiol.* 2003;58(12):985-9.
 32. Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL. Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions. *Spine*, 1996;21(8):970-81.
 33. Kumar MN, Baklanov A, Chopin D. Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion. *Eur Spine J.* 2001;10(4):314-9.
 34. Umehara S, Zindrick MR, Patwardhan AG, Havey RM, Vrbos LA, Knight GW, et al. The biomechanical effect of postoperative hypolordosis in instrumented lumbar fusion on instrumented and adjacent spinal segments. *Spine*, 2000;25(13):1617-24.
 35. Akamaru T, Kawahara N, Tim Yoon S, Minamide A, Su Kim K, Tomita K, et al. Adjacent segment motion after a simulated lumbar fusion in different sagittal alignments: a biomechanical analysis. *Spine*, 2003;28(14):1560-6.
 36. Keller TS, Colloca CJ, Harrison DE, Harrison DD, Janik TJ. Influence of spine morphology on intervertebral disc loads and stresses in asymptomatic adults: implications for the ideal spine. *Spine J.* 2005;5(3):297-309.
 37. Oda I, Cunningham BW, Buckley RA, Goebel MJ, Haggerty CJ, Orbegoso CM, et al. Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? An in vivo animal model. *Spine*, 1999;24(20):2139-46.
 38. Fukuyama S, Nakamura T, Ikeda T, Takagi K. The effect of mechanical stress on hypertrophy of the lumbar ligamentum flavum. *J Spinal Disord.* 1995;8(2):126-30.
 39. Deacon P, Flood BM, Dickson RA. Idiopathic scoliosis in three dimensions. A radiographic and morphometric analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1984;66(4):509-12.
 40. Dickson RA. The aetiology of spinal deformities. *Lancet.* 1988;1(8595):1151-5.
 41. Wenger DR, Frick SL. Scheuermann kyphosis. *Spine*, 1999;24(24):2630-9.
 42. Culham EG, Jimenez HA, King CE. Thoracic kyphosis, rib mobility, and lung volumes in normal women and women with osteoporosis. *Spine*, 1994;19(11):1250-5.
 43. Lauerman WC, Platenberg RC, Cain JE, Deeney VF. Age-related disk degeneration: preliminary report of a naturally occurring baboon model. *J Spinal Disord.* 1992;5(2):170-4.
 44. Abdel-Hamid Osman A, Bassiouni H, Koutri R, Nijs J, Geusens P, Dequeker J. Aging of the thoracic spine: distinction between wedging in osteoarthritis and fracture in osteoporosis--a cross-sectional and longitudinal study. *Bone.* 1994;15(4):437-42.

45. Keller TS, Harrison DE, Colloca CJ, Harrison DD, Janik TJ. Prediction of osteoporotic spinal deformity. *Spine*, 2003;28(5):455-62.
46. Antoniadis SB, Hammerberg KW, DeWald RL. Sagittal plane configuration of the sacrum in spondylolisthesis. *Spine*, 2000;25(9):1085-91.
47. Norton BJ, Sahrman SA, Van Dillen FL. Differences in measurements of lumbar curvature related to gender and low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004 Sep;34(9):524-34.
48. Salminen JJ. The adolescent back. A field survey of 370 Finnish schoolchildren. *Acta Paediatr Scand Suppl*. 1984;315:1-122.
49. Tsuji T, Matsuyama Y, Sato K, Hasegawa Y, Yimin Y, Iwata H. Epidemiology of low back pain in the elderly: correlation with lumbar lordosis. *J Orthop Sci*. 2001;6(4):307-11.
50. Christie HJ, Kumar S, Warren SA. Postural aberrations in low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1995 Mar;76(3):218-24.
51. Jackson RP, McManus AC. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study. *Spine*. 1994 Jul 15;19(14):1611-8.
52. Korovessis PG, Stamatakis MV, Baikousis AG. Reciprocal angulation of vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population. *Spine*. 1998 Mar 15;23(6):700-4; discussion 4-5.
53. Adams MA, Mannion AF, Dolan P. Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine*. 1999;24(23):2497-505.
54. Troyanovich SJ, Harrison DE, Harrison DD. Structural rehabilitation of the spine and posture: rationale for treatment beyond the resolution of symptoms. *J Manipulative Physiol Ther*. 1998;21(1):37-50.
55. Harrison DE, Harrison DD, Troyanovich SJ. Reliability of spinal displacement analysis of plain X-rays: a review of commonly accepted facts and fallacies with implications for chiropractic education and technique. *J Manipulative Physiol Ther*. 1998;21(4):252-66.
56. Legaye J, Duval-Beaupere G. Gravitational forces and sagittal shape of the spine. Clinical estimation of their relations. *Int Orthop*. 2008;32(6):809-16.
57. Huang MH, Barrett-Connor E, Greendale GA, Kado DM. Hyperkyphotic posture and risk of future osteoporotic fractures: the Rancho Bernardo study. *J Bone Miner Res*. 2006;21(3):419-23.
58. Kado DM, Prenovost K, Crandall C. Narrative review: hyperkyphosis in older persons. *Ann Intern Med*. 2007 Sep 4;147(5):330-8.
59. Pearsall DJ RJ. Line of gravity relative to upright vertebral posture. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1992;7(2):80-6.

60. Mika A, Unnithan VB, Mika P. Differences in thoracic kyphosis and in back muscle strength in women with bone loss due to osteoporosis. *Spine*. 2005 Jan 15;30(2):241-6.
61. O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Moller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*, 2002;27(11):1238-44.
62. Briggs AM, van Dieen JH, Wrigley TV, Greig AM, Phillips B, Lo SK, et al. Thoracic kyphosis affects spinal loads and trunk muscle force. *Phys Ther*. 2007;87(5):595-607.
63. O'Brien K, Culham E, Pickles B. Balance and skeletal alignment in a group of elderly female fallers and nonfallers. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1997;52(4):B221-6.
64. Ryan SD, Fried LP. The impact of kyphosis on daily functioning. *J Am Geriatr Soc*. 1997;45(12):1479-86.
65. Sinaki M, Brey RH, Hughes CA, Larson DR, Kaufman KR. Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *Osteoporos Int*. 2005 Aug;16(8):1004-10.
66. Kado DM, Huang MH, Barrett-Connor E, Greendale GA. Hyperkyphotic posture and poor physical functional ability in older community-dwelling men and women: the Rancho Bernardo study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2005;60(5):633-7.
67. Di Bari M, Chiarlone M, Matteuzzi D, Zacchei S, Pozzi C, Bellia V, et al. Thoracic kyphosis and ventilatory dysfunction in unselected older persons: an epidemiological study in Dicomano, Italy. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(6):909-15.
68. Schlaich C, Minne HW, Bruckner T, Wagner G, Gebest HJ, Grunze M, et al. Reduced pulmonary function in patients with spinal osteoporotic fractures. *Osteoporos Int*. 1998;8(3):261-7.
69. Leech JA, Dulberg C, Kellie S, Pattee L, Gay J. Relationship of lung function to severity of osteoporosis in women. *Am Rev Respir Dis*. 1990;141(1):68-71.
70. Anderson F, Cowan NR. Survival of healthy older people. *Br J Prev Soc Med*. 1976;30(4):231-2.
71. Kado DM, Huang MH, Karlamangla AS, Barrett-Connor E, Greendale GA. Hyperkyphotic posture predicts mortality in older community-dwelling men and women: a prospective study. *J Am Geriatr Soc*. 2004;52(10):1662-7.
72. Milne JS, Williamson J. A longitudinal study of kyphosis in older people. *Age Ageing*. 1983 Aug;12(3):225-33.
73. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996;21(22):2640-50.
74. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):383-9; discussion 97.

75. Cohen SP, Raja SN. Pathogenesis, diagnosis, and treatment of lumbar zygapophysial (facet) joint pain. *Anesthesiology*. 2007;106(3):591-614.
76. Jackson RP, Phipps T, Hales C, Surber J. Pelvic lordosis and alignment in spondylolisthesis. *Spine*. 2003;28(2):151-60.
77. Berven SH, Herkowitz HN. Evidence-Based Medicine for the Spine: Degenerative Spondylolisthesis. *Seminars in Spine Surgery*. 2009;21(4):238-45.
78. Tanguay F, Mac-Thiong JM, Wang Z, Joncas J, De Guise JA, Labelle H. Developmental spondylolisthesis: is slip angle related to quality of life? *Stud Health Technol Inform*. 2010;158:182-5.
79. Farfan HF, Huberdeau RM, Dubow HI. Lumbar intervertebral disc degeneration: the influence of geometrical features on the pattern of disc degeneration--a post mortem study. *J Bone Joint Surg Am*. 1972 Apr;54(3):492-510.
80. Vernon-Roberts B, Moore RJ, Fraser RD. The natural history of age-related disc degeneration: the pathology and sequelae of tears. *Spine*. 2007;32(25):2797-804.
81. Sakai T, Sairyō K, Suzue N, Kosaka H, Yasui N. Incidence and etiology of lumbar spondylolysis: review of the literature. *J Orthop Sci*. 2010;15(3):281-8.
82. Wiltse LL, Widell EH, Jr., Jackson DW. Fatigue fracture: the basic lesion is intrinsic spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57(1):17-22.
83. Ralston S, Weir M. Suspecting lumbar spondylolysis in adolescent low back pain. *Clin Pediatr (Phila)*. 1998;37(5):287-93.
84. Mattox TF, Lucente V, McIntyre P, Miklos JR, Tomezsko J. Abnormal spinal curvature and its relationship to pelvic organ prolapse. *Am J Obstet Gynecol*. 2000;183(6):1381-4; discussion 4.
85. Lind LR, Lucente V, Kohn N. Thoracic kyphosis and the prevalence of advanced uterine prolapse. *Obstet Gynecol*. 1996;87(4):605-9.
86. Nguyen JK, Lind LR, Choe JY, McKindsey F, Sinow R, Bhatia NN. Lumbosacral spine and pelvic inlet changes associated with pelvic organ prolapse. *Obstet Gynecol*. 2000;95(3):332-6.
87. Walker BF. The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord*. 2000; 13(3):205-17.
88. INE. Encuesta Europea de Salud en España Avance de resultados del segundo y tercer trimestre de 2009. Notas de Prensa; Gobierno de España, Ministerio de Sanidad y Política Social. 2009.
89. Schneider S, Schmitt H, Zoller S, Schiltenswolf M. Workplace stress, lifestyle and social factors as correlates of back pain: a representative study of the German working population. *Int Arch Occup Environ Health*. 2005;78(4):253-69.

90. Kwon MA, Shim WS, Kim MH, Gwak MS, Hahm TS, Kim GS, et al. A correlation between low back pain and associated factors: a study involving 772 patients who had undergone general physical examination. *J Korean Med Sci.* 2006; 21(6):1086-91.
91. Coste J, Paolaggi JB. Critical review of the epidemiology of backache. *Rev Epidemiol Sante Publique.* 1989;37(4):371-83.
92. Damkot DK, Pope MH, Lord J, Frymoyer JW. The relationship between work history, work environment and low-back pain in men. *Spine.* 1984;9(4):395-9.
93. Manning DP, Mitchell RG, Blanchfield LP. Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine.* 1984;9(7):734-9.
94. Kelsey JL, Golden AL, Mundt DJ. Low back pain/prolapsed lumbar intervertebral disc. *Rheum Dis Clin North Am.* 1990;16(3):699-716.
95. Mendez FJ, Gomez-Conesa A. Postural hygiene program to prevent low back pain. *Spine.* 2001;26(11):1280-6.
96. Latza U, Pfahlberg A, Gefeller O. Impact of repetitive manual materials handling and psychosocial work factors on the future prevalence of chronic low-back pain among construction workers. *Scand J Work Environ Health.* 2002;28(5):314-23.
97. Martimo KP, Verbeek J, Karppinen J, Furlan AD, Takala EP, Kuijjer PP, et al. Effect of training and lifting equipment for preventing back pain in lifting and handling: systematic review. *Bmj.* 2008;336(7641):429-31. Epub 2008 Jan 31.
98. Andrade SC, Araujo AG, Vilar MJ. Back school for patients with non-specific chronic low-back pain: benefits from the association of an exercise program with patient's education. *Acta Reumatol Port.* 2008;33(4):443-50.
99. Yang EJ, Park WB, Shin HI, Lim JY. The effect of back school integrated with core strengthening in patients with chronic low-back pain. *Am J Phys Med Rehabil.* 2007;89(9):744-54.
100. Miralles I. Prevención del dolor lumbar. Efectividad de la Escuela de Columna. *Rev Soc Esp Dolor.* 2001 2001;8(Supl. II):14-21.
101. Youdas JW, Garrett TR, Harmsen S, Suman VJ, Carey JR. Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Phys Ther.* 1996 Oct;76(10):1066-81.
102. Tuzun C, Yorulmaz I, Cindas A, Vatan S. Low back pain and posture. *Clin Rheumatol.* 1999;18(4):308-12.
103. Youdas JW, Garrett TR, Egan KS, Therneau TM. Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Phys Ther.* 2000 Mar;80(3):261-75.
104. Nourbakhsh MR, Moussavi SJ, Salavati M. Effects of lifestyle and work-related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a Middle East population. *J Spinal Disord.* 2001 Aug;14(4):283-92.

105. Murrie VL, Dixon AK, Hollingworth W, Wilson H, Doyle TA. Lumbar lordosis: study of patients with and without low back pain. *Clin Anat*. 2003 Mar;16(2):144-7.
106. Youdas JW, Hollman JH, Krause DA. The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. *Physiother Theory Pract*. 2006 Nov;22(5):229-37.
107. Cheng XG, Sun Y, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Dequeker J, et al. Measurements of vertebral shape by radiographic morphometry: sex differences and relationships with vertebral level and lumbar lordosis. *Skeletal Radiol*. 1998 Jul;27(7):380-4.
108. Goh S, Tan C, Price RI, Edmondston SJ, Song S, Davis S, et al. Influence of age and gender on thoracic vertebral body shape and disc degeneration: an MR investigation of 169 cases. *J Anat*. 2000 Nov;197 Pt 4:647-57.
109. Hoseinifar AAFGM. The Relationship between Lumbar and Thoracic Curves with Body Mass Index and Low Back Pain in Students of Zahedan University of Medical Sciences. *Journal of Medical Sciences*. 2007;7(6):984-90.
110. Kuo YL, Tully EA, Galea MP. Video analysis of sagittal spinal posture in healthy young and older adults. *J Manipulative Physiol Ther*. 2009 Mar-Apr;32(3):210-5.
111. Milne JS, Lauder IJ. Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Ann Hum Biol*. 1974 Jul;1(3):327-37.
112. Bergenudd H, Nilsson B, Uden A, Willner S. Bone mineral content, gender, body posture, and build in relation to back pain in middle age. *Spine*. 1989 Jun;14(6):577-9.
113. Fon GT, Pitt MJ, Thies AC, Jr. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *AJR Am J Roentgenol*. 1980 May;134(5):979-83.
114. Boyle JJ, Milne N, Singer KP. Influence of age on cervicothoracic spinal curvature: an ex vivo radiographic survey. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002 Jun;17(5):361-7.
115. Erkan S, Yercan HS, Okcu G, Ozalp RT. The influence of sagittal cervical profile, gender and age on the thoracic kyphosis. *Acta Orthop Belg*. 2010;76(5):675-80.
116. Janssen MM, Drevelle X, Humbert L, Skalli W, Castelein RM. Differences in male and female spino-pelvic alignment in asymptomatic young adults: a three-dimensional analysis using upright low-dose digital biplanar X-rays. *Spine*. 2009;34(23):E826-32.
117. Korovessis P, Petsinis G, Papazisis Z, Baikousis A. Prediction of thoracic kyphosis using the Debrunner kyphometer. *J Spinal Disord*. 2001;14(1):67-72.
118. Goh S, Price RI, Leedman PJ, Singer KP. The relative influence of vertebral body and intervertebral disc shape on thoracic kyphosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999 Aug;14(7):439-48.

119. Manns RA, Haddaway MJ, McCall IW, Cassar Pullicino V, Davie MW. The relative contribution of disc and vertebral morphometry to the angle of kyphosis in asymptomatic subjects. *Clin Radiol*. 1996 Apr;51(4):258-62.
120. Ettinger B, Black DM, Palermo L, Nevitt MC, Melnikoff S, Cummings SR. Kyphosis in older women and its relation to back pain, disability and osteopenia: the study of osteoporotic fractures. *Osteoporos Int*. 1994;4(1):55-60.
121. Amonoo-Kuofi HS. Changes in the lumbosacral angle, sacral inclination and the curvature of the lumbar spine during aging. *Acta Anat (Basel)*. 1992;145(4):373-7.
122. Kendall FP. Edición en español de: *Muscles, testing and function, with posture and pain*. Madrid , España. 2007
123. Norris CM. Spinal Stabilisation: 4. Muscle Imbalance and the Low Back. *Physiotherapy*. 1995;81(3):127-38.
124. Ferguson SJ, Steffen T. Biomechanics of the aging spine. *Eur Spine J*. 2003;12(Suppl 2):S97-S103.
125. Hitchon Patrick W. RSS, Charles Traynelis Vincent. *Techniques in spinal fusion and stabilization*. U.S.A. Thieme, 1995:3.
126. Preuschoft H. Mechanisms for the acquisition of habitual bipedality: are there biomechanical reasons for the acquisition of upright bipedal posture? *J Anat*. 2004;204(5):363-84.
127. Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Takeda N. A longitudinal study of congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort. *Spine*. 2004 Mar 15;29(6):671-6.
128. Schwab F, Lafage V, Boyce R, Skalli W, Farcy JP. Gravity line analysis in adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot position. *Spine*. 2006 Dec 1;31(25):E959-67.
129. Puche RC, Morosano M, Masoni A, Perez Jimeno N, Bertoluzzo SM, et al. The natural history of kyphosis in postmenopausal women. *Bone*. 1995 Sep;17(3):239-46.
130. Ostrowska B. The shape of anterior-posterior spinal curvature in post-menopausal women with osteoporosis. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2006 Oct 31;8(5):537-42.
131. Sinaki M, Itoi E, Rogers JW, Bergstralh EJ, Wahner HW. Correlation of back extensor strength with thoracic kyphosis and lumbar lordosis in estrogen-deficient women. *Am J Phys Med Rehabil*. 1996 Sep-Oct;75(5):370-4.
132. Sinaki M, Nwaogwugwu NC, Phillips BE, Mokri MP. Effect of gender, age, and anthropometry on axial and appendicular muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001 May;80(5):330-8.
133. Takeda N, Kobayashi T, Atsuta Y, Matsuno T, Shirado O, Minami A. Changes in the sagittal spinal alignment of the elderly without vertebral fractures: a minimum 10-year longitudinal study. *J Orthop Sci*. 2009;14(6):748-53.

134. Bennell K, Khan K, McKay H. The role of physiotherapy in the prevention and treatment of osteoporosis. *Man Ther.* 2000 Nov;5(4):198-213.
135. Itoi E, Sinaki M. Effect of back-strengthening exercise on posture in healthy women 49 to 65 years of age. *Mayo Clin Proc.* 1994 Nov;69(11):1054-9.
136. Hongo M, Itoi E, Sinaki M, Miyakoshi N, Shimada Y, Maekawa S, et al. Effect of low-intensity back exercise on quality of life and back extensor strength in patients with osteoporosis: a randomized controlled trial. *Osteoporos Int.* 2007 Oct;18(10):1389-95.
137. Ball JM, Cagle P, Johnson BE, Lucasey C, Lukert BP. Spinal extension exercises prevent natural progression of kyphosis. *Osteoporos Int.* 2009 Mar;20(3):481-9.
138. Sinaki M, Itoi E, Wahner HW, Wollan P, Gelzcer R, Mullan BP, et al. Stronger back muscles reduce the incidence of vertebral fractures: a prospective 10 year follow-up of postmenopausal women. *Bone.* 2002 Jun;30(6):836-41.
139. Aranceta B, Javier, Serra M, Lluís, Foz S, Marius, et al. Prevalencia de obesidad en España. *Medicina Clinica: Elsevier*; 2005. p. 460-6.
140. Chan RS, Woo J. Prevention of overweight and obesity: how effective is the current public health approach. *Int J Environ Res Public Health.* 2010;7(3):765-83.
141. Brambilla P, Bedogni G, Moreno LA, Goran MI, Gutin B, Fox KR, et al. Crossvalidation of anthropometry against magnetic resonance imaging for the assessment of visceral and subcutaneous adipose tissue in children. *Int J Obes (Lond).* 2006;30:23-30.
142. Lang-Tapia M, España-Romero, Vanesa, Anelo Juan ; Castillo, J.Manuel. Differences on spinal curvature in standing position by gender, age and weight status using a non-invasive method. *Journal of Applied Biomechanics.* 2010;In press.
143. Moliner-Urdiales D, Ruiz JR, Ortega FB, Rey-Lopez JP, Vicente-Rodriguez G, España-Romero V, et al. Association of objectively assessed physical activity with total and central body fat in Spanish adolescents; the HELENA Study. *Int J Obes (Lond).* 2009 Oct;33(10):1126-35.
144. Ortega FB, Ruiz JR, Hurtig-Wennlof A, Vicente-Rodriguez G, Rizzo NS, Castillo MJ, et al. Cardiovascular fitness modifies the associations between physical activity and abdominal adiposity in children and adolescents.EYHS Study. *Br J Sports Med.* 2010 May 7;44:256-62.
145. Reilly JJ, Dorosty AR, Ghomizadeh NM, Sherriff A, Wells JC, Ness AR. Comparison of waist circumference percentiles versus body mass index percentiles for diagnosis of obesity in a large cohort of children. *Int J Pediatr Obes.*5(2):151-6.
146. Flegal KM, Carroll MD, Ogden CL, Curtin LR. Prevalence and trends in obesity among US adults, 1999-2008. *Jama.*303(3):235-41.
147. WHO. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO Consultation. Geneva, Switzerland: WHO Technical Report Series. 2000;No. 894.

148. Ridola C, Palma A, Ridola G, Sanfilippo A, Almasio PL, Zummo G. Changes in the lumbosacral segment of the spine due to overweight in adults. *Preliminary remarks. Ital J Anat Embryol.* 1994;99(3):133-43.
149. Whitcome KK, Shapiro LJ, Lieberman DE. Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature.* 2007;450(7172):1075-8.
150. White AA PM. *Clinical Biomechanics of the Spine.* Ch 6 2nd Ed Philadelphia, New York: Lippincot-Raven Publishers. 1990.
151. Ávila-Ramírez José, A R-RV. La obesidad y el sobrepeso, su efecto sobre la columna lumbar. *Revista Mexicana de Neurociencia.* 2009 Mayo-Junio, 2009;10 (3):220-3.
152. Findikcioglu K, Findikcioglu F, Ozmen S, Guclu T. The impact of breast size on the vertebral column: a radiologic study. *Aesthetic Plast Surg.* 2007 Jan-Feb;31(1):23-7.
153. Magee.D.J. *Orthopedic Physical Assessment.* 2nd ed Philadelphia, PA: WB Saunders. 1992.
154. Bryan JM, Mosner E, Shippee R, Stull MA. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1990;12(1):24-9.
155. Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine.* 2003;28(16):1857-9.
156. Hart DL, Rose SJ. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve*. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1986;8(4):180-4.
157. 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. *Eur Spine J.* 2004 Mar;13(2):122-36.
158. Harrison DE, Haas JW, Cailliet R, Harrison DD, Holland B, Janik TJ. Concurrent validity of flexicurve instrument measurements: sagittal skin contour of the cervical spine compared with lateral cervical radiographic measurements. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28(8):597-603.
159. Jackson RP, Kanemura T, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine.* 2000;25(5):575-86.
160. Mohokum M, Mendoza S, Udo W, Sitter H, Paletta JR, Skwara A. Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine.* 2010;35(14):1353-8.
161. Engh L, Fall M, Hennig M, Saderlund A. Intra- and inter-rater reliability of goniometric method of measuring head posture. *Physiotherapy Theory and Practice.* 2003;19(3):175-82.

162. Perriman DM, Scarvell JM, Hughes AR, Ashman B, Lueck CJ, Smith PN. Validation of the Flexible Electrogoniometer for Measuring Thoracic Kyphosis. *Spine*.2010 35(14):E633-E40.
163. Hart DL, Rose SJ. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve*. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1986;8(4):180-4.
164. Caine MP, McConnell AK, Taylor D. Assessment of spinal curvature: an evaluation of the flexicurve and associated means of analysis. *Int J Rehabil Res*. 1996;19(3):271-8.
165. Post RB, Leferink VJ. Spinal mobility: sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2004 Apr;124(3):187-92.
166. Malmstrom EM, Karlberg M, Melander A, Magnusson M. Zebris versus Myrin: a comparative study between a three-dimensional ultrasound movement analysis and an inclinometer method: intradevice reliability, concurrent validity, intratester reliability, and intraindividual variability. *Spine*. 2003;28(21):E433-40.
167. Mannion A, Troke M. A comparison of two motion analysis devices used in the measurement of lumbar spinal mobility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1999;14(9):612-9.
168. Shea KG, Stevens PM, Nelson M, Smith JT, Masters KS, Yandow S. A comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement. Intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine*. 1998;23(5):551-5.
169. Adam CJ, Izatt MT, Harvey JR, Askin GN. Variability in Cobb angle measurements using reformatted computerized tomography scans. *Spine*. 2005;30(14):1664-9.
170. Voutsinas SA, MacEwen GD. Sagittal profiles of the spine. *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Sep(210):235-42.
171. Vialle R, Levassor N, Rillardon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Feb;87(2):260-7.
172. Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Troyanovich SJ, Janik TJ, Holland B. Cobb method or Harrison posterior tangent method: which to choose for lateral cervical radiographic analysis. *Spine*. 2000;25(16):2072-8.
173. Goh S, Price RI, Leedman PJ, Singer KP. A comparison of three methods for measuring thoracic kyphosis: implications for clinical studies. *Rheumatology (Oxford)*. 2000;39(3):310-5.
174. Del Cura JS PS, Gayete A. *Radiología Esencial*. Editorial Panamericana Madrid. 2010.
175. Ronckers CM, Doody MM, Lonstein JE, Stovall M, Land CE. Multiple diagnostic X-rays for spine deformities and risk of breast cancer. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*. 2008 Mar;17(3):605-13.

176. Santonja F. Exploración clínica y radiográfica del raquis sagital. Sus correlaciones .Secretariado de Publicaciones e Intercambio Científico Universidad de Murcia 1993.
177. Cobb J. Outline for the study of scoliosis. *Am Acad Orthop Surg Instr Course Lect.* 1948(5):261–27.
178. Cheung J, Wever DJ, Veldhuizen AG et al. The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *Eur Spine J.* 2002;11(6):535-42.
179. Chockalingam N, Dangerfield PH, Giakas G, Cochrane T, Dorgan JC. Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis. *Eur Spine J.* 2002;11(4):353-7.
180. Stokes IA, Aronsson DD. Computer-assisted algorithms improve reliability of King classification and Cobb angle measurement of scoliosis. *Spine.* 2006; 31(6):665-70.
181. Pinel-Giroux FM, Mac-Thiong JM, de Guise JA, Berthonnaud E, Labelle H. Computerized assessment of sagittal curvatures of the spine: comparison between Cobb and tangent circles techniques. *J Spinal Disord Tech.* 2006; 19(7):507-12.
182. Straker LM, O'Sullivan PB, Smith A, Perry M. Computer use and habitual spinal posture in Australian adolescents. *Public Health Rep.* 2007;122(5):634-43.
183. Paul JA, Douwes M. Two-dimensional photographic posture recording and description: a validity study. *Appl Ergon.* 1993;24(2):83-90.
184. Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, Harrison DE. Postural development in school children: a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat.* 2007;15:1.
185. Penha PJ, Joao SM, Casarotto RA, Amino CJ, Penteadó DC. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics (Sao Paulo).* 2005;60(1):9-16.
186. Penha PJ, Baldini M, Joao SM. Spinal postural alignment variance according to sex and age in 7- and 8-year-old children. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009;32(2):154-9.
187. Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, Trott P. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2002;3:10.
188. Perry M, Smith A, Straker L, Coleman J, O'Sullivan P. Reliability of sagittal photographic spinal posture assessment in adolescents. *Advances in Physiotherapy.* 2008;10(2):66-75.
189. Drerup B, Hierholzer E. Objective determination of anatomical landmarks on the body surface: measurement of the vertebra prominens from surface curvature. *J Biomech.* 1985;18(6):467-74.
190. Hackenberg L, Hierholzer E, Potzl W, Gotze C, Liljenqvist U. Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18(10):883-9.

191. Goh S. PRI, Leedman P. J. and Singer K. P. Raestereographic analysis of the thoracic sagittal curvature: A reliability study. *Journal of Musculoskeletal Research*. 1999;Vol. 3 (No. 2):137-42
192. Drerup B, Ellger B, Meyer zu Bentrup FM, Hierholzer E. Functional rasterstereographic images. A new method for biomechanical analysis of skeletal geometry. *Orthopade*. 2001;30(4):242-50.
193. Gajdosik RL, Bohannon RW. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Phys Ther*. 1987;67(12):1867-72.
194. Taboadela CH. *Goniometría : una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. - 1a ed - Buenos Aires : Asociart ART, 2007. 2007.
195. Nitschke JE, Natrass CL, Disler PB, Chou MJ, Ooi KT. Reliability of the American Medical Association guides' model for measuring spinal range of motion. Its implication for whole-person impairment rating. *Spine*. 1999;24(3):262-8.
196. Loebel WY. Measurement of spinal posture and range of spinal movement. *Ann Phys Med*. 1967;9(3):103-10.
197. Mellin G. Measurement of thoracolumbar posture and mobility with a Myrin inclinometer. *Spine*. 1986 Sep;11(7):759-62.
198. Ng JK, Kippers V, Richardson CA, Parnianpour M. Range of motion and lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values. *Spine*. 2001 Jan 1;26(1):53-60.
199. Perriman DM, Scarvell JM, Hughes AR, Ashman B, Lueck CJ, Smith PN. Validation of the flexible electrogoniometer for measuring thoracic kyphosis. *Spine*. 2010;35(14):E633-40.
200. D'Oswaldo F, Schierano S, Iannis M. Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the arcometer. *Spine*. 1997;22(4):408-13.
201. Ohlen G, Spangfort E, Tingvall C. Measurement of spinal sagittal configuration and mobility with Debrunner's kyphometer. *Spine*. 1989;14(6):580-3.
202. Lundon KM, Li AM, Bibershtein S. Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal women with osteoporosis. *Spine*. 1998 Sep 15;23(18):1978-85.
203. Waddell G, Somerville D, Henderson I, Newton M. Objective clinical evaluation of physical impairment in chronic low back pain. *Spine*. 1992 Jun;17(6):617-28.
204. Burton AK. Measurement of "regional" lumbar sagittal mobility. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1987;9(4):166-9.
205. Youdas JW, Suman VJ, Garrett TR. Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(1):13-20.

206. Van Herp G, Rowe P, Salter P, Paul JP. Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology (Oxford)*. 2000;39(12):1337-40.
207. Castro WH, Sautmann A, Schilgen M, Sautmann M. Noninvasive three-dimensional analysis of cervical spine motion in normal subjects in relation to age and sex. An experimental examination. *Spine*. 2000;25(4):443-9.
208. Dvorak J, Vajda EG, Grob D, Panjabi MM. Normal motion of the lumbar spine as related to age and gender. *Eur Spine J*. 1995;4(1):18-23.
209. Troke M, Schuit D, Petersen CM. Reliability of lumbar spinal palpation, range of motion, and determination of position. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007;8:103.
210. Miyakoshi N, Hongo M, Maekawa S, Ishikawa Y, Shimada Y, Itoi E. Back extensor strength and lumbar spinal mobility are predictors of quality of life in patients with postmenopausal osteoporosis. *Osteoporos Int*. 2007;18(10):1397-403.
211. Post RB, Leferink VJ. Sagittal range of motion after a spinal fracture: does ROM correlate with functional outcome? *Eur Spine J*. 2004;13(6):489-94.
212. Miyakoshi N, Hongo M, Maekawa S et al. Factors related to spinal mobility in patients with postmenopausal osteoporosis. *Osteoporos Int*. 2005;16(12):1871-4.
213. Hongo M, Itoi E, Sinaki M. et al. Effect of low-intensity back exercise on quality of life and back extensor strength in patients with osteoporosis: a randomized controlled trial. *Osteoporos Int*. 2007;18(10):1389-95.
214. Forster R, Penka G, Bosl T, Schoffl VR. Climber's back--form and mobility of the thoracolumbar spine leading to postural adaptations in male high ability rock climbers. *Int J Sports Med*. 2009;30(1):53-9.
215. Guermazi M GS, Kassis M, Jaziri O, Keskes H, Kessomtini W, Ben Hammouda I, Elleuch MH. Validity and reliability of Spinal Mouse® to assess lumbar flexion. *Ann Readapt Med Phys*. 2006 May;49 (4):172-7.
216. Kellis E, Adamou G, Tziliou G, Emmanouilidou M. Reliability of spinal range of motion in healthy boys using a skin-surface device. *J Manipulative Physiol Ther*. 2008;31(8):570-6.
217. Imagama S, et al. Back muscle strength and spinal mobility are predictors of quality of life in middle-aged and elderly males. *Eur Spine J*. 2010;2010:31.
218. Sheeran L, Sparkes V, Busse M, van Deursen R. Preliminary study: reliability of the spinal wheel. A novel device to measure spinal postures applied to sitting and standing. *Eur Spine J*. 2010;19(6):995-1003.
219. Editorial. A fifth amendment for the Declaration of Helsinki. *Lancet*. 2000;356(9236):1123.
220. Jackson RP, Hales C. Congruent spinopelvic alignment on standing lateral radiographs of adult volunteers. *Spine*. 2000 Nov 1;25(21):2808-15.

221. Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, Holland B. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. *Spine*. 2001 Jun 1;26(11):E235-42.
222. Ng JK, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. Comparison of lumbar range of movement and lumbar lordosis in back pain patients and matched controls. *J Rehabil Med*. 2002 May;34(3):109-13.
223. Norton B, Hensler K, Hensler K, Zou D, Zou D. Comparisons among noninvasive methods for measuring lumbar curvature in standing. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2002 Aug;32(8):376-9.
224. Bigaard J, Tjonneland A, Thomsen BL, Overvad K, Heitmann BL, Sorensen TI. Waist circumference, BMI, smoking, and mortality in middle-aged men and women. *Obes Res*. 2003;11(7):895-903.
225. Zhu S, Heshka S, Wang Z, et al. Combination of BMI and Waist Circumference for Identifying Cardiovascular Risk Factors in Whites. *Obes Res*. 2004;12(4):633-45.
226. Brenner DR, Tepylo K, Eny KM, Cahill LE, El-Sohemy A. Comparison of body mass index and waist circumference as predictors of cardiometabolic health in a population of young Canadian adults. *Diabetol*. 2(1):28.
227. Salas S, et al. Consenso SEEDO 2007 para la evaluación del sobrepeso y la obesidad y el establecimiento de criterios de intervención terapéutica. *Medicina Clínica*; 2007.
228. Janssen I, Heymsfield SB, Allison DB, Kotler DP, Ross R. Body mass index and waist circumference independently contribute to the prediction of nonabdominal, abdominal subcutaneous, and visceral fat. *Am J Clin Nutr*. 2002;75(4):683-8.
229. Marrodán Serrano MD et al. Diagnosis de la obesidad: actualización de criterios y su validez clínica y poblacional. *Anales de Pediatría*. 2006;65(1):5-14.
230. Martos-Cerezuela I, Mancera-Romero J, Sacristan-Visquert E et al. Prevalence of overweight and obesity in adults in an urban health area. *Enferm*. 20(5):286-91.
231. Flegal KM, Graubard BI, Williamson DF, Gail MH. Excess deaths associated with underweight, overweight, and obesity. *Jama*. 2005;293(15):1861-7.
232. Bogers RP et al. Association of overweight with increased risk of coronary heart disease partly independent of blood pressure and cholesterol levels: a meta-analysis of 21 cohort studies including more than 300 000 persons. *Arch Intern Med*. 2007;167(16):1720-8.
233. Hubert HB, Feinleib M, McNamara PM, Castelli WP. Obesity as an independent risk factor for cardiovascular disease: a 26-year follow-up of participants in the Framingham Heart Study. *Circulation*. 1983;67(5):968-77.
234. Adams KF, Schatzkin A, Harris TB, Kipnis V, Mouw T, Ballard-Barbash R, et al. Overweight, obesity, and mortality in a large prospective cohort of persons 50 to 71 years old. *N Engl J Med*. 2006;355(8):763-78.

235. Hall JE, Kuo JJ, da Silva AA, de Paula RB, Liu J, Tallam L. Obesity-associated hypertension and kidney disease. *Curr Opin Nephrol Hypertens.* 2003;12(2):195-200.
236. Schienkiewitz A, Schulze MB, Hoffmann K, Kroke A, Boeing H. Body mass index history and risk of type 2 diabetes: results from the European Prospective Investigation into Cancer and Nutrition (EPIC)-Potsdam Study. *Am J Clin Nutr.* 2006;84(2):427-33.
237. Troyanovich SJ, Cailliet R, Janik TJ, Harrison DD, Harrison DE. Radiographic mensuration characteristics of the sagittal lumbar spine from a normal population with a method to synthesize prior studies of lordosis. *J Spinal Disord.* 1997;10(5):380-6.
238. Singer KP, Jones TJ, Breidahl PD. A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature. *Skeletal Radiol.* 1990;19(1):21-6.
239. Schneider DL, von Muhlen D, Barrett-Connor E, Sartoris DJ. Kyphosis does not equal vertebral fractures: the Rancho Bernardo study. *J Rheumatol.* 2004;31(4):747-52.
240. Melton LJ, 3rd, Lane AW, Cooper C, Eastell R, O'Fallon WM, Riggs BL. Prevalence and incidence of vertebral deformities. *Osteoporos Int.* 1993;3(3):113-9.
241. Oikawa Y, Ohtori S, Koshi T, Takaso M, Inoue G, Orita S, et al. Lumbar Disc Degeneration Induces Persistent Groin Pain. *Spine.* 2011;2011:24.
242. Abbas J, Hamoud K, Peleg S, May H, Masharawi Y, Cohen H, et al. Facet Joints Arthrosis in Normal and Stenotic Lumbar Spines. *Spine.* 2011;2011:24.
243. Hahne AJ, Ford JJ, McMeeken JM. Conservative management of lumbar disc herniation with associated radiculopathy: a systematic review. *Spine.* 2010;35(11):E488-504.
244. Jensen RK, Doucet S, Treitz T. Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *J Biomech.* 1996;29(2):251-6.
245. Masharawi Y. et al. A morphological adaptation of the thoracic and lumbar vertebrae to lumbar hyperlordosis in young and adult females. *Eur Spine J.* 2009;19(5):768-73.
246. Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol.* 2007 Sep;101(2):195-205.
247. Mannion AF, et al. Muscle fibre size and type distribution in thoracic and lumbar regions of erector spinae in healthy subjects without low back pain: normal values and sex differences. *J Anat.* 1997 May;190 (Pt 4):505-13.
248. Ng JK, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 Jun;27(6):389-402.

249. Gutke A, Ostgaard HC, Oberg B. Predicting persistent pregnancy-related low back pain. *Spine* . 2008;33(12):E386-93.
250. Han IH. Pregnancy and spinal problems. *Curr Opinion in Obstetrics and Gynecology*. 2010;22(6):477-81.
251. Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MI, Macfarlane GJ. Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. *Bmj*. 1999;318(7199):1662-7.
252. Ansari NN, Hasson S, Naghdi S, Keyhani S, Jalaie S. Low back pain during pregnancy in Iranian women: Prevalence and risk factors. *Physiother*.26(1):40-8.
253. Kalichman L, Hunter DJ. Degenerative lumbar spondylolisthesis: Anatomy, biomechanics and risk factors. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2008;21(1):1-12.
254. Kalichman L, Kim DH, Li L, Guermazi A, Berkin V, Hunter DJ. Spondylolysis and spondylolisthesis: prevalence and association with low back pain in the adult community-based population. *Spine*. 2009;34(2):199-205.
255. Swezey RL. Osteoporosis: Diagnosis, Pharmacological, and Rehabilitation Therapies. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 2000 ;12(3):41.
256. Bartynski WS, Heller MT, Grahovac SZ, Rothfus WE, Kurs-Lasky M. Severe thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association of extreme curve with age. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2005 Sep;26(8):2077-85.
257. Ostrowska B, Rozek-Mroz K, Giemza C. Body posture in elderly, physically active males. *Aging Male*. 2003 Dec;6(4):222-9.
258. Kobayashi T, Takeda N, Atsuta Y, Matsuno T. Flattening of sagittal spinal curvature as a predictor of vertebral fracture. *Osteoporos Int*. 2008;19(1):65-9.
259. Guigui P, Levassor N, Rillardon L, Wodecki P, Cardinne L. Physiological value of pelvic and spinal parameters of sagittal balance: analysis of 250 healthy volunteers. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2003;89(6):496-506.
260. Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, Janik TJ. How do anterior/posterior translations of the thoracic cage affect the sagittal lumbar spine, pelvic tilt, and thoracic kyphosis? *Eur Spine J*. 2002 Jun;11(3):287-93.
261. Troke M Fau - Schuit D, Schuit D Fau - Petersen CM, Petersen CM. Reliability of lumbar spinal palpation, range of motion, and determination of position. *BMC Musculoskelet Disord*. 2007 8 -1471-2474 (Electronic):103.
262. Castillo-Garzon MJ, Ruiz JR, Ortega FB, Gutierrez A. Anti-aging therapy through fitness enhancement. *Clin Interv Aging*. 2006;1(3):213-20.

CURRICULUM VITAE ABREVIADO

Morin Lang Tapia

mlang@ugr.es

Actividad académica

- Licenciado en Kinesiología. Departamento de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Antofagasta (Enero 2003).
- Máster Técnico Superior en Prevención de Riesgos Laborales. Especialidad Seguridad en el Trabajo. Especialidad Ergonomía y Psicosociología. Fundación Andaluza Fondo de Formación y Empleo (FAFFE), Conserjería de Empleo, Junta de Andalucía, Granada (Enero 2007- Febrero 2008).
- Homologación “Diplomado de Fisioterapia”. Ministerio de Educación de España, Homologación de Título Extranjero (Agosto 2006).
- Diploma de Estudios Avanzados (DEA). Programa de Doctorado “Actividad Física y Salud”. Departamento de Fisioterapia, Facultad Ciencias de la Salud, Universidad de Granada (Septiembre 2007).
- Estudios de Doctorado, Programa de Doctorado “Actividad Física y Salud”, Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de Granada (2007-2011).

Actualmente

- Profesora Instructora de la Universidad de Antofagasta, Departamento de Kinesiología, Chile (12-03-2010 -).

Cargos anteriores / Experiencia Laboral

- Kinesióloga Campaña Invierno, atención de urgencia pediátrica, Unidad de Gestión Clínica del Niño, Hospital Padre Hurtado, Santiago de Chile (05-2003 hasta 09-2003).
- Kinesióloga Clínica Centro de rehabilitación kinésica “Kinex”. Especialista en lesiones deportivas y traumatología. Dirigida por Alejandro Kock S. Kinesiólogo de Club Deportivo Fútbol Profesional Colo-Colo, Santiago de Chile (10- 2003 hasta 10- 2005).

- Becaria de Investigación en el Vicerrectorado de Política Científica e Investigación de la Universidad de Granada. A tiempo completo, publicado en BOJA nº 46 de 6 de marzo de 2007, adscrita al Servicio de Prevención de Riesgos Laborales (SPRL), Área de Ergonomía y Psicosociología, Vicerrectorado de Calidad Ambiental, Bienestar y Deporte (01-04- 2007 hasta 31-12-2009).

Actividades académicas de carácter temporal

- Docencia en Curso de Formación de Prevención de Riesgos Laborales para el personal de Administración (Segunda Edición) de la Universidad de Granada. Modulo “*Ejercicio, dieta y Fortalecimiento músculo esquelético*”. Servicio de Prevención de Riesgos Laborales, Universidad de Granada (2007).
- Docencia en Curso de libre configuración Prevención de Riesgos Laborales, Modulo “*Ergonomía y Prevención de Lesiones músculo esqueléticas en Laboratorio*”. Facultad de Ciencias, Universidad de Granada (2008).
- Estancia de Investigación en Unit for Preventive Nutrition, Department of Biosciences and Nutrition at Novum Karolinska Institutet, Stockholm, Sweden. Dentro del desarrollo de la Tesis doctoral, a cargo de la Directora de Tesis Dña. Vanesa España R. PHD, Post-Doc Research Fellow (2009).

Interés científico y capacidades

- Valoración de la condición física: experiencia en test de campo y en laboratorio de Fisiología del Ejercicio (Tapiz rodante, ergoespirometría, pimometría).
- Valoración ergonómica de Puestos de Trabajo: experiencia práctica en evaluación de las condiciones físicas y ambientales de trabajo, a través de mediciones fisiológicas e indirectas.
- Valoración de la condición física musculo esquelética, experiencia en test de campo y pruebas clínicas en laboratorio a través de instrumentos específicos.

Actividades científicas

- Colaboradora del grupo de investigación “Grupo EFFECTS-262” de la Universidad de Granada. Directores del grupo: D. Manuel Castillo Garzón y D. Ángel Gutiérrez Sainz. Principales proyectos realizados dentro del grupo :
- “Estudio experimental de los efectos en la función pulmonar y el rendimiento aeróbico a través de dos modalidades de entrenamiento de la musculatura respiratoria”.

- “Evaluación y análisis de las curvaturas, rango de movimientos y flexibilidad de la columna vertebral”.

Premios y/o distinciones

- Premio Mejor Comunicación Oral, presentado en el I Congreso Nacional de Acción Social y Condiciones de Trabajo para Empleados de las Administraciones Publicas. Granada 8-11 Noviembre 2006. Comunicación presentada “*Proyecto De Monitorización De Parámetros Fisiológicos En La Evaluación De La Carga Física y Mental En Trabajadores*”. Morin Lang Tapia, Pedro Espinosa Hidalgo, Ángel Gutiérrez Sainz, Elías García Rodríguez, Gabinete de Prevención y Calidad Ambiental, UGR; Grupo de Investigación EFFECTS CTS 262, UGR.

Publicaciones Científicas Internacionales

- **Morin Lang Tapia**, Vanesa España Romero, Juan Anelo, Manuel J Castillo .*Differences on spinal curvature in standing position by gender, age and weight status using a non-invasive method*. Journal of Applied Biomechanics. In press (Agosto 2010).

Participación en congresos y eventos de carácter científico

- V Congreso Mundial de Medicina de Montaña y Fisiología en gran Altitud. Barcelona 18-22 abril 2002. Comunicación presentada “*Intermittent Hypobaric Hypoxia: An alternative method training at sea level to complete in altitude*” Juan Silva, Hector Berríos, Morin Lang, Juan Bueno, Luís Fernández, David Lara. Centro Ergonómico de Trabajo Humano en Altitud, Antofagasta-Chile.
- I Congreso Nacional de Acción Social y Condiciones de Trabajo para Empleados de las Administraciones Publicas. Granada 8-11 Noviembre 2006. Comunicación presentada “*Proyecto De Monitorización De Parámetros Fisiológicos En La Evaluación De La Carga Física y Mental En Trabajadores*”. Morin Lang Tapia, Pedro Espinosa Hidalgo, Ángel Gutiérrez Sainz, Elías García Rodríguez. Gabinete de Prevención y Calidad Ambiental, UGR; Grupo de Investigación EFFECTS CTS 262, UGR.
- I Congreso Nacional de Acción Social y Condiciones de Trabajo para Empleados de las Administraciones Publicas. Granada 8-11 Noviembre 2006. Comunicación presentada “El acoso moral en el trabajo dentro de un programa de prevención de riesgos psicosociales”

Elías García Rodríguez; Francisco Sicilia Gutiérrez; Pedro Espinosa Hidalgo; Angelines Díaz Corchuelo; Morin Lang Tapia. Gabinete de Prevención y Calidad Ambiental, UGR.

- “International Course Symposium HELENA” Promoting a Healthy European Life-style through Exercise and Nutrition in Adolescence. Granada, 20-22 de Abril 2008 .Comunicación presentada “*Effects of Inspiratory Muscle Training in Healthy Subjects*”. Paula del Río del Cozar, Morin Lang Tapia, Jonatan Ruiz, Enrique García Artero, David Jiménez Pavón, Ángel Gutiérrez Sainz. Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, Universidad de Granada, España.

- II Congreso Nacional de Salud Pública. Santiago de Chile 16-18 de Noviembre 2010. Comunicación presentada “Fibrosis Quística como Patología GES: Una mirada crítica”. Morin Lang Tapia, Carla Baez Vergara, Ximena Ledesma Vergara, Paula Matheu Toro. Departamento de Kinesiología, Universidad de Antofagasta.

- VIII Jornadas de Kinesiología. Arica, mayo del 2010, Chile. Conferencia presentada “Entrenamiento de los músculos respiratorios en deportistas”. Morin Lang Tapia, Departamento Kinesiología, Universidad de Tarapacá.

- I Jornadas Ciencias del Deporte y Vida Saludable. Noviembre del 2010, Antofagasta, Chile. Conferencia presentada “Limitaciones fisiológicas del Rendimiento Aeróbico y el Entrenamiento de los Músculos Respiratorios”. Morin Lang Tapia. Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Antofagasta.

AGRADECIMIENTOS

Especialmente a mis **padres**, gracias mamá, por ser mi compañera, profesora y mejor amiga, siempre he querido ser como tú, al final mira ¡ya soy profesora! gracias por inspirarme y enseñarme que con humildad y constancia se puede alcanzar lo inimaginable. Gracias papá, porque desde pequeña me enseñaste a ser valiente y que no existen límites para alcanzar los sueños, sólo depende de la fuerza de querer lograrlos.

A mis directores, **Manuel Castillo** por darme la posibilidad de trabajar con un grupo de excelentes investigadores, por la amabilidad y apoyo brindado en todo momento. A **Carmen Moreno** por su colaboración y ayuda en el desarrollo de esta Tesis. A **Vanesa España**, por la dedicación en el desarrollo de esta Tesis, por compartir todos sus conocimientos y experiencias, tanto en el ámbito científico como en la vida misma, por confiar en mí, y por la admiración que le profeso, muchas gracias.

Al profesor **Ángel Gutierrez**, por acogerme en el grupo e introducirme en la investigación, por el apoyo incondicional, porque esas "tres lecciones y un sí", marcaron un comienzo en mi vida, que hoy comienza a dar frutos, muchas gracias por todo.

A mis compañeros y amigos del grupo EFFECTS, partiendo por **Andres, Daniel y Mónica** que me acogieron apenas llegué a Granada. A **Fran, David, Enrique y Jonatan** por su humildad, compañía y amistad, por ayudarme desinteresadamente en todo momento, y por enseñarme que debemos ser imprescindibles en cada desafío que emprendamos. A **Marcelo** y **Paula del Río**, porque han estado muy presentes en el desarrollo de mi doctorado, gracias.

A **Pedro y Elías**, del Servicio de Prevención de la UGR por confiar en mi trabajo, que permitieron que permaneciera en Granada para concluir mis estudios de doctorado. A mis compañer@s de Prevención **Paqui, Angelines, Maritere, Amal, Paco, Pepe, Gregorio y Jorge**, por el apoyo y por hacerme sentir siempre como en casa.

Especialmente a ti **MariCarmen**, compañera y amiga, porque has sido mi mayor apoyo en Granada, gracias por ser como eres, por tus consejos, porque he encontrado en ti amor y bondad.

A **Juan Anelo**, al personal de Sotogrande Health Experience, y a todas las personas que participaron en este trabajo de Tesis Doctoral, gracias.

A **Paqui**, por tu fiel amistad, y esos ¡buenos cocidos!, a **Nancy**, por soportarme tantas horas con la Tesis, por el inglés y estar siempre conmigo, a **Helene** por las mejores vacaciones, y a **Marcelo y Laura** por ser mi amigos, mis compatriotas. A todos los amig@s que han pasado por Granada y ya son parte de esta historia, especialmente a **Daniela, Daniel, Raquel, Fernando, Yvonne, Elías, Vera, Andreas, Miguel, Judi y Paul**. A mi amiga **Denisse**, porque pese a la distancia nuestra amistad se hace más fuerte. Y a **Juan Silva**, por esa humildad que tanto me inspira, por hacerme entender que el tiempo está a mi favor.

A mi gran **familia en Chile**, a mi **Bel y Guillita**, a mis tí@s Toya, Mina, Ester, Angélica, Veva, Raúl, Paola, Armando, Lalo, Ruben, Ignacio, Favio, Meche, Gladys y especialmente a ti **tío Julio**, porque has sido una gran influencia en mi vida. A mis prim@s Delcia, Nacho, Andrea, Luzma, Ruben, Favio, Pablo, Carol, Carolina, Sebastian, Nachito, Felipe, Camilo, Josue, hermano Andrés y sobre todo a ti **Joanna**, porque tu amistad ha sido incondicional.

ANEXOS

1. ARTÍCULO CIENTÍFICO

Lang-Tapia Morin, España-Romero Vanesa, Anelo Juan, Castillo Manuel J. Differences on spinal curvature in standing position by gender, age and weight status using a non-invasive method. *Journal of Applied Biomechanics*, 2010. In press.



Differences on spinal curvature in standing position by gender, age and weight status using a non-invasive method

Journal:	Journal of Applied Biomechanics
Manuscript ID:	JAB_2010_0042.R1
Manuscript Type:	Article
Keywords:	spine, biomechanics, clinical biomechanics, electrogoniometers

SCHOLARONE™
Manuscripts

Review

1 **Article:** Original Research

2

3

4 **Differences on spinal curvature in standing position by gender, age and weight status**
5 **using a non-invasive method**

6

7

8 Morin Lang Tapia¹, Vanesa España Romero^{1, 2, 3}, Juan Anelo⁴, Manuel J Castillo¹

9

10 ¹Department of Physiology, School of Medicine, University of Granada, Granada, Spain.

11 ²Unit for Preventive Nutrition, Department of Biosciences and Nutrition at NOVUM,
12 Karolinska Institutet, Huddinge, Sweden.

13 ³Exercise Science Laboratory, Northern Michigan University, Marquette, MI, USA

14

15 ⁴Sotogrande Health Experience, Cádiz, Spain

16

17

18 **Keywords:** Lumbar lordosis, thoracic kyphosis, SpinalMouse, healthy participants.

19

20 **Words count:** 2907

21

22 **CONFLICT OF INTEREST**

23 None to declare.

1 ABSTRACT

2 This aim was to examine differences on lumbar lordosis and thoracic kyphosis in standing
3 position by gender, age and weight status in healthy subjects using a non-invasive method. A
4 total of 297 women (36.6 ± 7.3 years) and 362 men (39.8 ± 7.5 years) participated in this
5 study. Participants were categorized according to the international BMI (kg/m^2) cut-off
6 points. Age was stratified by ten years increments starting from 20 y. Men showed smaller
7 11.3 and $40.4 \pm 9.5^\circ$ respectively; both $P < 0.001$). Older groups presented smaller lumbar
8 lumbar lordosis (17.3 ± 9.3) and larger thoracic kyphosis ($42.8 \pm 8.8^\circ$) than women ($29.6 \pm$
9 lordosis and larger thoracic kyphosis values compared to the 20-29 y group (20.9 ± 10.4 , 20.8
10 ± 11.2 and $23.6 \pm 12.6^\circ$ for ≥ 50 , 40-49 and 30-39 y, respectively vs. $26.7 \pm 12.2^\circ$ for 20-29 y
11 in lumbar lordosis and 42.6 ± 9.8 , 42.61 ± 8.7 and $41.8 \pm 8.9^\circ$ for ≥ 50 , 40-49 and 30-39 y,
12 respectively vs. $37.5 \pm 10.9^\circ$ for 20-29 y in thoracic kyphosis; both $P < 0.05$). Finally,
13 overweight and obese groups showed smaller lumbar lordosis (19.4 ± 11.1 and $20.9 \pm 11.8^\circ$
14 respectively) and larger thoracic kyphosis values (42.7 ± 8.9 and $42.8 \pm 9.4^\circ$ respectively)
15 compared to non-overweight participants (25.1 ± 12.4 and $40.6 \pm 9.2^\circ$ for lumbar lordosis and
16 thoracic kyphosis respectively; all $P < 0.05$). However, when gender, age and weight status
17 were take into account all together only gender seems to influence the lumbar lordosis
18 curvature. The results of this study suggest that gender could be the only determinant factor of
19 lumbar lordosis in healthy people.

20

1 INTRODUCTION

2 The sagittal plane contour of the spine plays an important role in the normal function of the
3 spine and the development of many spinal disorders (Jackson & Hales, 2000; Jackson &
4 McManus, 1994; Korovessis et al., 1998). Alterations in the sagittal shape of the spine are
5 associated with low back pain, so that postural changes may cause stress on the joint and
6 weaken tissues as muscles and ligaments (Christie et al., 1995; Jackson & McManus, 1994;
7 Tsuji et al., 2001). The assessments of sagittal spinal curvature in standing position can be of
8 help for early detection of alterations and institution of adequate preventive measures.

9 The relationship of gender, age and weight status with spinal curvatures has been previously
10 studied (Murrie et al., 2003; Nourbakhsh et al., 2001; Tuzun et al., 1999; Youdas et al., 2000;
11 Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006). Regarding gender, most of the studies showed that
12 women have greater curvatures in both lumbar lordosis and thoracic kyphosis than men
13 (Bergenudd et al., 1989; Fon et al., 1980; Milne & Lauder, 1974; Milne & Williamson, 1983;
14 Norton et al., 2004; Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006), whereas, other studies report
15 that thoracic kyphosis is not influenced by gender (Boyle et al., 2002; Gelb et al., 1995;
16 Jackson & McManus, 1994; Korovessis et al., 1998).

17 Aging is characterized by loss of lumbar lordosis (Amonoo-Kuofi, 1992; Gelb et al., 1995;
18 Kobayashi et al., 2004; Milne & Lauder, 1974; Nourbakhsh et al., 2001), an increment of the
19 thoracic kyphosis which is associated to forward shifts of sagittal spinal balance (Amonoo-
20 Kuofi, 1992; Kobayashi et al., 2004; Milne & Lauder, 1974; Schwab et al., 2006). Regarding
21 the influence of weight status on spinal curvatures, inconsistent results have been reported
22 with either positive or negative correlations between body mass index (BMI) and degree of
23 lumbar lordosis (Hoseinifar, 2007; Murrie et al., 2003; Nourbakhsh et al., 2001; Tuzun et al.,
24 1999). These contradictory results may be influenced by the method used and the number of
25 participants included (Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006).

1 Radiological analysis is the reference method for assessing lumbar lordosis and thoracic
2 kyphosis (Amonoo-Kuofi, 1992; Bartynski et al., 2005; Boyle et al., 2002; Fon et al., 1980;
3 Gelb et al., 1995; Jackson & McManus, 1994; Kobayashi et al., 2004; Korovessis et al., 1998;
4 Manns et al., 1996; Schwab et al., 2006; Voutsinas & MacEwen, 1986) but a important
5 limitation of this method is the high dose of radiation required (Morin Doody et al., 2000).
6 Therefore, several non invasive, external methods have been developed and used such as
7 goniometry, kyphometers, inclinometers, flexicurve instruments coupled or not with
8 electronic computer aid (Bergenudd et al., 1989; Hoseinifar, 2007; Mannion et al., 2004;
9 Mellin, 1986; Murrie et al., 2003; Ng et al., 2001; Norton et al., 2004; Nourbakhsh et al.,
10 2001; Youdas et al., 2000; Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006). The SpinalMouse (Idiag,
11 Voletswil, Switzerland) is a non invasive electronic computer-aided device that measures
12 distance and changes of inclination between spinal segments. The values of each vertebral
13 inclination are recorded considering spinous process as referent points with regard to the
14 vertical line as it is rolled along the length of the spine. SpinalMouse has been shown to be
15 valid and reliable to assess the sagittal spinal curvatures and sagittal range of motion with an
16 ICCs higher 0.80 (Mannion et al., 2004; Post & Leferink, 2004). Studies examining the spinal
17 curvature using SpinalMouse are scarce and reference values have not been established
18 (Mannion et al., 2004). The aim of this study was to examine the differences on lumbar
19 lordosis and thoracic kyphosis in standing position by gender, age and weight status in
20 healthy participants using a non-invasive method such as SpinalMouse.

1 METHODS

2 *Participants*

3 A total of 297 women (36.6 ± 7.3 years) and 362 men (39.8 ± 7.5 years) participated in this
4 study. Mean body mass and height were 62.6 ± 10.5 kg and 163.5 ± 6.1 cm in women, and
5 83.9 ± 12.2 kg and 176.9 ± 6.4 cm in men. All participants were white collar workers and,
6 after being fully informed, they all voluntarily participated in a hotel based health promotion
7 program where physical activity and healthy nutrition were basic characteristics (Sotogrande
8 Health Experience, Cádiz, Spain). All participants were free of disease (after self report and
9 clinical assessment by a consultant physician) and they presented a normal musculoskeletal
10 exploration. The study protocol was performed in accordance with the ethical standards
11 established in the 1961 Declaration of Helsinki (as revised in Hong Kong in 1989 and in
12 Edinburgh, Scotland, in 2000),

13 *Weight status*

14 Body mass was measured by using a Seca scale (SECA, Vogel & Halke GmbH & CO. KG,
15 Hamburg, Germany; precision of 0.1 kg) with participants in underwear and barefoot. Height
16 was measured with a stadiometer incorporated in the balance (SECA, Vogel & Halke GmbH
17 & CO. KG, Hamburg, Germany, precision of 0.1 cm). The participant was instructed to take
18 and hold a full breath. Stretched height with the head at the Frankfort plane was recorded.
19 Participants were categorized according to the international BMI (kg/m^2) cut-off points
20 (WHO, 2000). Overweight is determined by a BMI of $25.0\text{-}29.9 \text{ kg/m}^2$, and obesity is defined
21 by a BMI $\geq 30.0 \text{ kg/m}^2$. Non-overweight is considered to occur with a BMI of $\leq 24.9 \text{ kg/m}^2$.
22 Underweight group (BMI $< 18.5 \text{ kg/m}^2$) was not considered due to the low number of
23 participants in this category (n=13).

24 *Age*

1 Age was stratified by ten years increments starting from 20 y, except the last group which
2 included all those aged ≥ 50 years: 20-29, 30-39, 40-49, ≥ 50 years.

3 *Measurement of spinal curvature*

4 Measurements of global and segmental spinal curvature were performed with the
5 SpinalMouse system, which measures intersegmental distance and angle changes between
6 segments by spinous process as referent points in sagittal and frontal projections (See Figure
7 1).

8 The value of each vertebral inclination was recorded as positive or negative when kyphotic or
9 lordotic angles existed, respectively. The device consists of a mobile unit of 2 rolling wheels
10 interfaced to a based station through telemetry. Data was sampled every 1.3 mm as the mouse
11 was rolled along the spine, giving a sampling frequency of approximately 150 Hz. The
12 average total length of the spine was 550 mm, so the time required to measure the whole
13 length was 2-4 s. Therefore, approximately 423 measurements were made over about 3 s. The
14 local angle or inclination relative to a perpendicular line is given at any position by an internal
15 pendulum connected to a potentiometer. An intelligent recursive algorithm computes
16 information concerning the relative position of the vertebral bodies of the underlying bony
17 spinal column, based on geometrical and trigonometric methods (See Figure 2).

18 Specifically, lumbar lordosis and thoracic kyphosis in standing position were measured
19 following the protocol described by Mannion et al. (Mannion et al., 2004). Participants were
20 asked to take the test position on standing. Participants were in a relaxed position, focusing on
21 a marker in the wall at eye level, feet to the width of the shoulders, straight knees and hanging
22 arms on the side. The device is made to roll paravertebrally along the spinal column passing
23 on the top of spinous processes. By detecting the notch caused by these spinous processes, the
24 sagittal spinal alignment and vertebra angles were calculated and displayed on the computer

1 monitor. The assessment started at the spinous process of C7 and finished at the top of S3.

2 These landmarks were previously determined by palpation and marked on the skin surface.

3 *Statistical analysis*

4 All variables were checked for normality using the Kolmogorov-Smirnov test, showing a

5 satisfactory pattern. Gender, age and weight status differences on lumbar lordosis and thoracic

6 kyphosis were analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA). Moreover, three-ways

7 ANOVA was used to examine the main effects of gender, age and weight status on lumbar

8 lordosis and thoracic kyphosis. Interaction effects were not found for gender x age x weight

9 status in relation to lumbar lordosis neither thoracic kyphosis (all P values >0.2). Package for

10 Social Sciences software (SPSS, v. 16. 0 for WINDOWS; SPSS Inc, Chicago) was used, and

11 P values <0.05 were considered statistically significant.

12

1 RESULTS

2 Descriptive characteristics of the participants according to gender are presented in Table 1.

3 Spinal curvatures according to gender, age and weight status without adjustment (one-way

4 ANOVA), and with adjustment (three-ways ANOVA) for each other, are shown in Tables 2

5 and 3 respectively. Without adjustment for age and weight status, gender was significantly

6 associated with lumbar lordosis and thoracic kyphosis. Men showed smaller lumbar lordosis

7 and larger thoracic kyphosis than women (both $P < 0.001$). Overall, adjusting for the rest of the

8 variables strengthened the association between lumbar lordosis and gender but not weaken the

9 association with thoracic kyphosis.

10 Age showed a significant association with lumbar lordosis and thoracic kyphosis curvatures

11 when not adjusted for gender and weight status (Tables 2 and 3). Older groups presented

12 smaller lumbar lordosis and larger thoracic kyphosis values compared to the 20-29 y group

13 ($P < 0.01$). However, these associations became non-significant when the adjustment analysis

14 were performed (Tables 2 and 3).

15 Weight status was significantly associated with lumbar lordosis and thoracic kyphosis in the

16 non-adjusted analysis (Tables 2 and 3). Overweight and obese groups showed smaller lumbar

17 lordosis and larger thoracic kyphosis values compared to non-overweight participants (all P

18 values < 0.05). Significant differences were not observed between weight status and spinal

19 curvature when the adjustment analyses were performed.

1 DISCUSSION

2 We examined the differences on lumbar lordosis and thoracic kyphosis by gender, age and
3 weight status in healthy adults using the SpinalMouse. The results suggested that women have
4 larger lumbar lordosis and smaller thoracic kyphosis values than men. Moreover, older groups
5 presented smaller lumbar lordosis and larger thoracic kyphosis values compared to the
6 youngest group. Regarding to weight status, overweight and obese groups showed smaller
7 lumbar lordosis and larger thoracic kyphosis values compared to non-overweight participants.
8 However, when gender, age and weight status were take into account all together only gender
9 seems to influence the lumbar lordosis curvature.

10 *Lumbar Lordosis and Thoracic Kyphosis by Gender*

11 Our results concur with previous studies in relation to the influence of gender on lumbar
12 lordosis (Amonoo-Kuofi, 1992; Norton et al., 2004; Nourbakhsh et al., 2001; Youdas et al.,
13 1996; Youdas et al., 2006), i.e. larger lumbar lordosis values in women compared to men.
14 This was true even using different methods to measure spinal curvatures such as radiographic
15 methods (Amonoo-Kuofi, 1992; Norton et al., 2004; Nourbakhsh et al., 2001; Youdas et al.,
16 1996; Youdas et al., 2006) or non invasive surface methods of contact as Metrecom Skeletal
17 Analysis System (Amonoo-Kuofi, 1992; Norton et al., 2004; Nourbakhsh et al., 2001; Youdas
18 et al., 1996; Youdas et al., 2006) and flexicurve instrument (Amonoo-Kuofi, 1992; Norton et
19 al., 2004; Nourbakhsh et al., 2001; Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006). It has been
20 suggested that the greater angles on lumbar lordosis observed in women could be due to
21 differences in the vertebral shape variation. In addition, the anatomical differences and
22 functional capacity influences biomechanical factors in standing position (Amonoo-Kuofi,
23 1992; Cheng et al., 1998; Nourbakhsh et al., 2001). Others suggested that these differences
24 could be related with the pregnancy process, which alters the biomechanic factors of lumbar
25 column (Nourbakhsh et al., 2001). In addition, our study did not find any relationships

1 between gender and thoracic kyphosis when age and weight status when taken into account,
2 which is in accordance with previous studies performed using radiographic methods (Boyle et
3 al., 2002; Gelb et al., 1995; Jackson & McManus, 1994; Korovessis et al., 1998).

4 *Lumbar Lordosis and Thoracic Kyphosis by Age*

5 Significant differences were not found on lumbar lordosis in standing position between the
6 younger and older groups when adjusted for gender and weight status. Our results concur with
7 previous studies which developed invasive technique such as magnetic resonance and
8 radiography (Korovessis et al., 1998) and non invasive techniques such as flexicurve device
9 (Amonoo-Kuofi, 1992; Norton et al., 2004; Nourbakhsh et al., 2001; Youdas et al., 1996;
10 Youdas et al., 2006). These studies did not find any association between age and lumbar
11 lordosis. Korovesis et al., (Korovessis et al., 1998) showed that total lumbar lordosis was not
12 related with age in 61 women and 38 men aged 20 to 79 years using radiographic methods.
13 This is in disagreement with other studies where lumbar lordosis decreased with age
14 independently of the method used (Amonoo-Kuofi, 1992; Gelb et al., 1995; Kobayashi et al.,
15 2004; Milne & Lauder, 1974; Nourbakhsh et al., 2001). Nourbakash et al., (Nourbakhsh et al.,
16 2001) found a smaller values on lumbar lordosis in the 50-65 years group compared to 20-34
17 and 35-40 years groups, in both women and men, with and without low back pain, using
18 flexicurve instrument. Similar results were found by Amoono- Kuofi et al., (Amonoo-Kuofi,
19 1992) using radiographic methods. Moreover, Gelb et al., (Gelb et al., 1995) observed that a
20 loss of lumbar lordosis at L5-S1 was correlated with age. Allowing for the contradictories
21 results warrants further studies.

22 Regarding thoracic kyphosis, significant differences were not found between the different age
23 groups when the influence of gender and weight status was considered. The results concur
24 with previous studies which did not find any relation between thoracic kyphosis and age,
25 these studies were conducted by the radiographic method (Gelb et al., 1995) and video

1 analysis non invasive measurement (Kuo et al., 2009). Some studies observed larger values in
2 older groups compared to youngest group (Bartynski et al., 2005; Fon et al., 1980; Hinman,
3 2004; Korovessis et al., 1998; Milne & Lauder, 1974; Ostrowska et al., 2003; Sidhu & Singal,
4 1983). It could be due to the fact that authors did not take into account any other variable such
5 as gender or weight status. Nevertheless, the effect of age on spinal curvatures may be more
6 accurately analyzed in longitudinal studies.

7 *Lumbar Lordosis and Thoracic Kyphosis by Weight Status*

8 In agreement with previous studies, we did not find any relation for lumbar lordosis and
9 weight status in standing position in the adjusted analysis (Youdas et al., 1996; Youdas et al.,
10 2006). Youdas et al., (Youdas et al., 2006) analyzed, using a flexicurve instrument, the
11 relationships between weight status and lumbar lordosis in 116 women and 119 men healthy
12 participants aged 20-79. They did not find any influence of weight status on lumbar lordosis.
13 Contradictory results have been also found (Hoseinifar, 2007; Murrie et al., 2003;
14 Nourbakhsh et al., 2001; Tuzun et al., 1999; Youdas et al., 1996; Youdas et al., 2006).
15 Nourbakhsh et al., (Nourbakhsh et al., 2001) observed in 840 participants (420 women) aged
16 20-65 that the degree of lumbar lordosis was negatively related to the weight of the
17 participants. Other studies found positive correlations between BMI and lumbar lordosis
18 (Hoseinifar, 2007; Murrie et al., 2003; Tuzun et al., 1999). Further studies focused on the
19 effects between lumbar lordosis and weight status are needed.

20 Regarding to thoracic kyphosis we did not find any association with weigh status such as that
21 observed in previous studies (Findikcioglu et al., 2007; Hoseinifar, 2007). Findikcioglu et al.
22 (Findikcioglu et al., 2007) studied the association between breast size, spinal curvatures and
23 weight status in a radiological study. They did not find any differences on thoracic kyphosis
24 and lumbar lordosis by weight status (Findikcioglu et al., 2007). In contrast, Bergenudd et al.,
25 (Bergenudd et al., 1989) observed in a longitudinal study (45 years between measures) in 575

1 adults (252 women and 323 men), positive correlations between the degree of thoracic
2 kyphosis and body mass in women. Contradictory results in these studies could be attributed
3 to the methodology used as well as the differences in weight status classification.

4 To our knowledge, only one study examined lumbar lordosis and thoracic kyphosis using
5 SpinalMouse in healthy adults, obtaining values similar to our study (Mannion et al., 2004).

6 The values obtained in this study for lumbar lordosis were similar to those recorded with
7 other skin-surfaces devices in healthy adults (Mellin, 1986; Ng et al., 2001; Ng et al., 2002;
8 Norton Bj Fau - Hensler et al., 2002 ; Troke M Fau - Schuit et al., 2007 ; Waddell et al.,
9 1992). Nevertheless, our values were smaller compared to those obtained by radiographic
10 techniques which varying between 44° and 62.5° (Bernhardt & Bridwell, 1989; Gangnet et al.,
11 2006; Gelb et al., 1995; Glassman et al., 2005; Harrison et al., 2001; Jackson & Hales, 2000;
12 Jackson & McManus, 1994; Korovessis et al., 1998). The thoracic kyphosis values using
13 SpinalMouse and radiographic techniques were similar, 45° for SpinalMouse and from 42° to
14 48° for radiography, respectively (Gelb et al., 1995; Harrison et al., 2002; Jackson &
15 McManus, 1994).

16 Some limitations should be recognized. The participants were recruited from those
17 participating in a hotel based health promotion program, therefore the sample could be biased
18 by ability to pay, and by interested in personal health. They were assessed once so data about
19 reliability and responsiveness were not reported in this study. However, the relatively large
20 sample of participants and the use of an objective and non invasive skin-surfaces device such
21 as SpinalMouse are notable strengths.

22 In conclusion, the results of this study suggest that when analyzing the influence of gender,
23 age and weight status on spinal curvatures in standing position in healthy participants, gender
24 could be the only determinant factor of lumbar lordosis. Our findings may help physicians

- 1 and health care professionals to better understanding the relationships of gender, age and
- 2 weight status with spine curvatures on sagittal plane.

For Peer Review

1 Acknowledgments

2 The authors gratefully acknowledged the help of Enrique G Artero, Jonatan R Ruiz and
3 Francisco B Ortega for their highly valuable comments and supervision on the article. No
4 benefits in any form have been received from a commercial party related directly or indirectly
5 to the authors of this article.

For Peer Review

1 REFERENCES

- 2 Amonoo-Kuofi, H. S. (1992). Changes in the lumbosacral angle, sacral inclination and the
3 curvature of the lumbar spine during aging. *Acta Anat (Basel)*, 145(4), 373-377.
- 4 Bartynski, W. S., Heller, M. T., Grahovac, S. Z., Rothfus, W. E., & Kurs-Lasky, M. (2005).
5 Severe thoracic kyphosis in the older patient in the absence of vertebral fracture: association
6 of extreme curve with age. *AJNR Am J Neuroradiol*, 26(8), 2077-2085.
- 7 Bergenudd, H., Nilsson, B., Uden, A., & Willner, S. (1989). Bone mineral content, gender,
8 body posture, and build in relation to back pain in middle age. *Spine*, 14(6), 577-579.
- 9 Bernhardt, M., & Bridwell, K. H. (1989). Segmental analysis of the sagittal plane alignment
10 of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*, 14(7), 717-721.
- 11 Boyle, J. J., Milne, N., & Singer, K. P. (2002). Influence of age on cervicothoracic spinal
12 curvature: an ex vivo radiographic survey. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(5), 361-367.
- 13 Cheng, X. G., Sun, Y., Boonen, S., Nicholson, P. H., Brys, P., Dequeker, J., et al. (1998).
14 Measurements of vertebral shape by radiographic morphometry: sex differences and
15 relationships with vertebral level and lumbar lordosis. *Skeletal Radiol*, 27(7), 380-384.
- 16 Christie, H. J., Kumar, S., & Warren, S. A. (1995). Postural aberrations in low back pain.
17 *Arch Phys Med Rehabil*, 76(3), 218-224.
- 18 Findikcioglu, K., Findikcioglu, F., Ozmen, S., & Guclu, T. (2007). The impact of breast size
19 on the vertebral column: a radiologic study. *Aesthetic Plast Surg*, 31(1), 23-27.
- 20 Fon, G. T., Pitt, M. J., & Thies, A. C., Jr. (1980). Thoracic kyphosis: range in normal subjects.
21 *AJR Am J Roentgenol*, 134(5), 979-983.
- 22 Gangnet, N., Dumas, R., Pomeroy, V., Mitulescu, A., Skalli, W., & Vital, J. M. (2006). Three-
23 dimensional spinal and pelvic alignment in an asymptomatic population. *Spine*, 31(15), E507-
24 512.
- 25 Gelb, D. E., Lenke, L. G., Bridwell, K. H., Blanke, K., & McEneaney, K. W. (1995). An
26 analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers.
27 *Spine*, 20(12), 1351-1358.
- 28 Glassman, S. D., Bridwell, K., Dimar, J. R., Horton, W., Berven, S., & Schwab, F. (2005).
29 The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity. *Spine*, 30(18), 2024-2029.
- 30 Harrison, D. E., Cailliet, R., Harrison, D. D., & Janik, T. J. (2002). How do anterior/posterior
31 translations of the thoracic cage affect the sagittal lumbar spine, pelvic tilt, and thoracic
32 kyphosis? *Eur Spine J*, 11(3), 287-293.
- 33 Harrison, D. E., Harrison, D. D., Cailliet, R., Janik, T. J., & Holland, B. (2001). Radiographic
34 analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods.
35 *Spine*, 26(11), E235-242.
- 36 Hinman, M. R. (2004). Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and
37 older women. *Spine J*, 4(4), 413-417.
- 38 Hoseinifar, A. A. F. G. M. (2007). The Relationship between Lumbar and Thoracic Curves
39 with Body Mass Index and Low Back Pain in Students of Zahedan University of Medical
40 Sciences. *Journal of Medical Sciences*, 7(6), 984-990.
- 41 Jackson, R. P., & Hales, C. (2000). Congruent spinopelvic alignment on standing lateral
42 radiographs of adult volunteers. *Spine*, 25(21), 2808-2815.
- 43 Jackson, R. P., & McManus, A. C. (1994). Radiographic analysis of sagittal plane alignment
44 and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and
45 size. A prospective controlled clinical study. *Spine*, 19(14), 1611-1618.
- 46 Kobayashi, T., Atsuta, Y., Matsuno, T., & Takeda, N. (2004). A longitudinal study of
47 congruent sagittal spinal alignment in an adult cohort. *Spine*, 29(6), 671-676.
- 48 Korovessis, P. G., Stamatakis, M. V., & Baikousis, A. G. (1998). Reciprocal angulation of
49 vertebral bodies in the sagittal plane in an asymptomatic Greek population. *Spine*, 23(6), 700-
50 704; discussion 704-705.

- 1 Kuo, Y. L., Tully, E. A., & Galea, M. P. (2009). Video analysis of sagittal spinal posture in
2 healthy young and older adults. *J Manipulative Physiol Ther*, 32(3), 210-215.
- 3 Mannion, A. F., Knecht, K., Balaban, G., Dvorak, J., & Grob, D. (2004). A new skin-surface
4 device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine:
5 reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine*
6 *J*, 13(2), 122-136.
- 7 Manns, R. A., Haddaway, M. J., McCall, I. W., Cassar Pullicino, V., & Davie, M. W. (1996).
8 The relative contribution of disc and vertebral morphometry to the angle of kyphosis in
9 asymptomatic subjects. *Clin Radiol*, 51(4), 258-262.
- 10 Mellin, G. (1986). Measurement of thoracolumbar posture and mobility with a Myrin
11 inclinometer. *Spine*, 11(7), 759-762.
- 12 Milne, J. S., & Lauder, I. J. (1974). Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Ann Hum*
13 *Biol*, 1(3), 327-337.
- 14 Milne, J. S., & Williamson, J. (1983). A longitudinal study of kyphosis in older people. *Age*
15 *Ageing*, 12(3), 225-233.
- 16 Morin Doody, M., Lonstein, J. E., Stovall, M., Hacker, D. G., Luckyanov, N., & Land, C. E.
17 (2000). Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis
18 Cohort Study. *Spine*, 25(16), 2052-2063.
- 19 Murrie, V. L., Dixon, A. K., Hollingworth, W., Wilson, H., & Doyle, T. A. (2003). Lumbar
20 lordosis: study of patients with and without low back pain. *Clin Anat*, 16(2), 144-147.
- 21 Ng, J. K., Kippers, V., Richardson, C. A., & Parnianpour, M. (2001). Range of motion and
22 lordosis of the lumbar spine: reliability of measurement and normative values. *Spine*, 26(1),
23 53-60.
- 24 Ng, J. K., Richardson, C. A., Kippers, V., & Parnianpour, M. (2002). Comparison of lumbar
25 range of movement and lumbar lordosis in back pain patients and matched controls. *J Rehabil*
26 *Med*, 34(3), 109-113.
- 27 Norton Bj Fau - Hensler, K., Hensler K Fau - Zou, D., & Zou, D. (2002). Comparisons
28 among noninvasive methods for measuring lumbar curvature in standing. *J Orthop Sports*
29 *Phys Ther*, 32(8)(0190-6011 (Print)), 376-379.
- 30 Norton, B. J., Sahrman, S. A., & Van Dillen, F. L. (2004). Differences in measurements of
31 lumbar curvature related to gender and low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(9), 524-
32 534.
- 33 Nourbakhsh, M. R., Moussavi, S. J., & Salavati, M. (2001). Effects of lifestyle and work-
34 related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a
35 Middle East population. *J Spinal Disord*, 14(4), 283-292.
- 36 Ostrowska, B., Rozek-Mroz, K., & Giemza, C. (2003). Body posture in elderly, physically
37 active males. *Aging Male*, 6(4), 222-229.
- 38 Post, R. B., & Leferink, V. J. (2004). Spinal mobility: sagittal range of motion measured with
39 the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Arch Orthop Trauma Surg*, 124(3), 187-192.
- 40 Schwab, F., Lafage, V., Boyce, R., Skalli, W., & Farcy, J. P. (2006). Gravity line analysis in
41 adult volunteers: age-related correlation with spinal parameters, pelvic parameters, and foot
42 position. *Spine*, 31(25), E959-967.
- 43 Sidhu, L. S., & Singal, P. (1983). Age changes in kyphosis and lordosis of Jat-Sikh and Bania
44 females of Punjab (India) from 20 to 80 years. *Anthropol Anz*, 41(1), 59-66.
- 45 Troke M Fau - Schuit, D., Schuit D Fau - Petersen, C. M., & Petersen, C. M. (2007).
46 Reliability of lumbar spinal palpation, range of motion, and determination of position. *BMC*
47 *Musculoskelet Disord*, 8 (1471-2474 (Electronic)), 103.
- 48 Tsuji, T., Matsuyama, Y., Sato, K., Hasegawa, Y., Yimin, Y., & Iwata, H. (2001).
49 Epidemiology of low back pain in the elderly: correlation with lumbar lordosis. *J Orthop Sci*,
50 6(4), 307-311.

- 1 Tuzun, C., Yorulmaz, I., Cindas, A., & Vatan, S. (1999). Low back pain and posture. *Clin*
2 *Rheumatol*, 18(4), 308-312.
- 3 Voutsinas, S. A., & MacEwen, G. D. (1986). Sagittal profiles of the spine. *Clin Orthop Relat*
4 *Res*(210), 235-242.
- 5 Waddell, G., Somerville, D., Henderson, I., & Newton, M. (1992). Objective clinical
6 evaluation of physical impairment in chronic low back pain. *Spine*, 17(6), 617-628.
- 7 WHO, H. O. W. (2000). Obesity: preventing and managing the global epidemic. Report of a
8 WHO Consultation. *Geneva, Switzerland: WHO Technical Report Series, No. 894.*
- 9 Youdas, J. W., Garrett, T. R., Egan, K. S., & Therneau, T. M. (2000). Lumbar lordosis and
10 pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Phys Ther*, 80(3), 261-275.
- 11 Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., Suman, V. J., & Carey, J. R. (1996). Lumbar
12 lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Phys Ther*, 76(10), 1066-1081.
- 13 Youdas, J. W., Hollman, J. H., & Krause, D. A. (2006). The effects of gender, age, and body
14 mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain.
15 *Physiother Theory Pract*, 22(5), 229-237.

16
17
18

For Peer Review

Table 1 . Characteristics (means \pm standard deviation (SD) and range) of the participant in the study

	WOMEN				MEN			
	(n= 297)				(n=362)			
	Means \pm SD		Range		Means \pm SD		Range	
Age (years)	36.6	\pm 7.3	20.0 to 67.0		39.8	\pm 7.5	22.0 to 68.0	
Weight (kg)	62.6	\pm 10.5	42.7 to 124.5		83.9	\pm 12.2	49.7 to 124.0	
Height (cm)	163.5	\pm 6.1	148 to 180		176.9	\pm 6.4	155 to 196	
BMI (kg/m ²)	23.4	\pm 3.8	17.4 to 45.7		26.8	\pm 3.5	16.8 to 39.6	

n, number of participants; BMI: body mass index.

Table 2. Means and standard error (SE) of lumbar lordosis (°) in healthy adults by gender, age and weight status.

	Lumbar lordosis (°)			
	n	Range	No adjustment (one-way ANOVA)	Adjustment (3-ways ANOVA)
			Means ± SE	Means ± SE
<i>Gender</i>				
Women	297	-4 to 56	29.6 ± 0.7	30.7 ± 11.6
Men	362	-6 to 38	17.3 ± 0.5	16.5 ± 9.3
	<i>p</i>		≤0.001	≤0.001
<i>Age (years)</i>				
20-29	63 (43♀; 20♂)	-4 to 48	26.7 ± 1.5*	23.7 ± 1.9
30-39	345 (169♀; 176♂)	-5 to 53	23.6 ± 0.7 ^f	23.2 ± 0.8
40-49	193 (67♀; 126♂)	-6 to 56	20.8 ± 0.6	22.9 ± 1.4
≥50	58 (18♀; 40♂)	4 to 56	20.9 ± 1.4	24.7 ± 1.8
	<i>p</i>		0.001	0.873
<i>Weight status</i>				
Non-overweight	328(212♀;116♂)	-6 to 56	25.1 ± 0.7 ⁺	23.4 ± 0.8
Overweight	255(67♀;188♂)	-5 to 53	20.9 ± 0.7	23.5 ± 1.0
Obese	76(18♀;58♂)	-4 to 56	19.4 ± 1.4	23.5 ± 1.9
	<i>p</i>		≤0.001	0.902

♀, women; ♂, men; * P < 0.05 for 20-29 years vs. 40-49 and ≥50 years; ^f P < 0.01 for 30-

39 years vs. 40-49 years; ⁺ P < 0.05 for non-overweight vs. overweight and obese.

Table 3. Means and standard error (SE) of thoracic kyphosis (°) in healthy adults by gender, age and weight status.

	Thoracic kyphosis (°)						
	n	Range	No adjustment (one-way ANOVA)		Adjustment (3-ways ANOVA)		
			Means ± SE		Means ± SE		
<i>Gender</i>							
Women	297	15 - 65	40.4 ± 0.6		40.8 ± 1.1		
Men	362	19 - 64	42.8 ± 0.5		42.1 ± 0.8		
			<i>p</i>		0.001	0.340	
<i>Age (years)</i>							
20-29	63 (43♀;20♂)	15 to 62	37.5 ± 1.3*		38.4 ± 1.7		
30-39	345 (169♀;176♂)	17 to 65	41.8 ± 0.5		42.3 ± 0.7		
40-49	193 (67♀;126♂)	24 to 64	42.6 ± 0.6		41.4 ± 1.3		
≥50	58 (18 ♀;40♂)	22 to 60	42.6 ± 1.3		43.7 ± 1.5		
			<i>p</i>		0.001	0.098	
<i>Weight status</i>							
Non-overweight	328 (212♀;116♂)	17 to 65	40.6 ± 0.5 ⁺		40.8 ± 0.7		
Overweight	255 (67♀;188♂)	15 to 64	42.7 ± 0.6		41.5 ± 0.9		
Obese	76 (18♀;58♂)	18 to 62	42.8 ± 1.1		42.0 ± 1.7		
			<i>p</i>		0.014	0.734	

♀, women; ♂, men * P < 0.05 for 20-29 years vs. 40-49 and ≥50 years; ⁺ P < 0.05 for non-overweight vs. overweight.

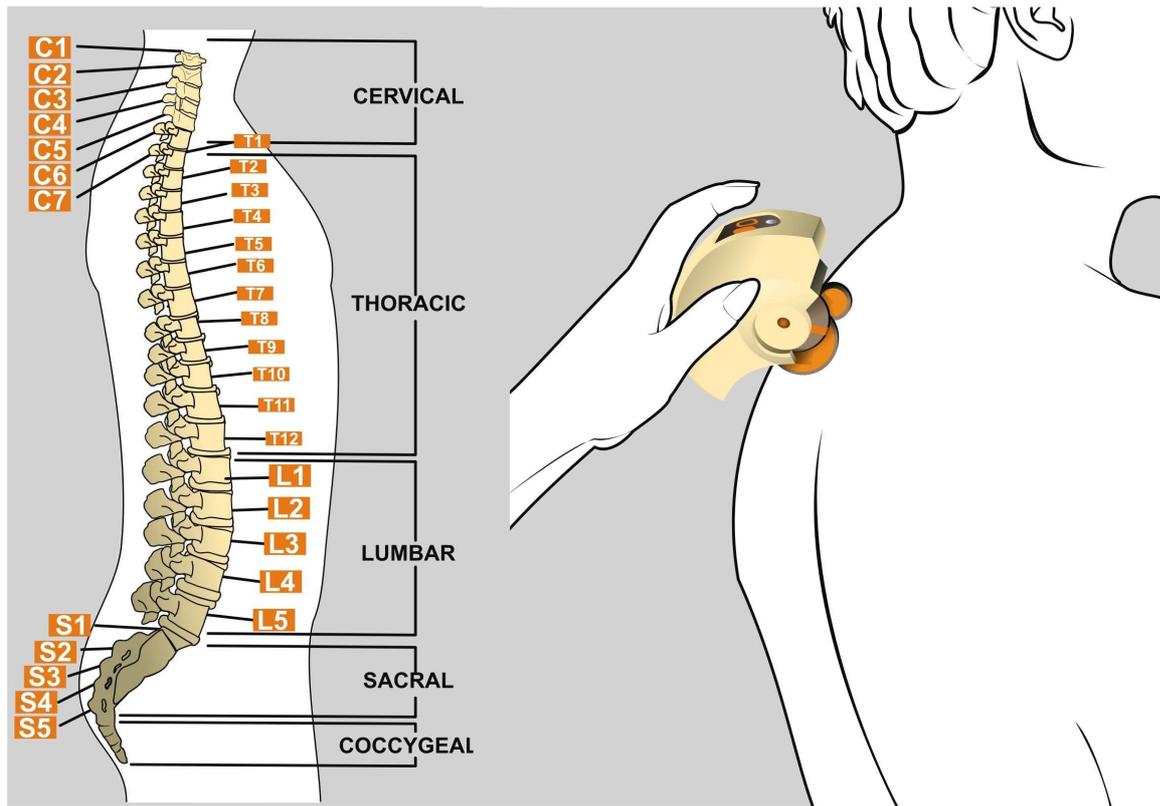


Figure1. The SpinalMouse is run paravertebrally from C7 to S3.

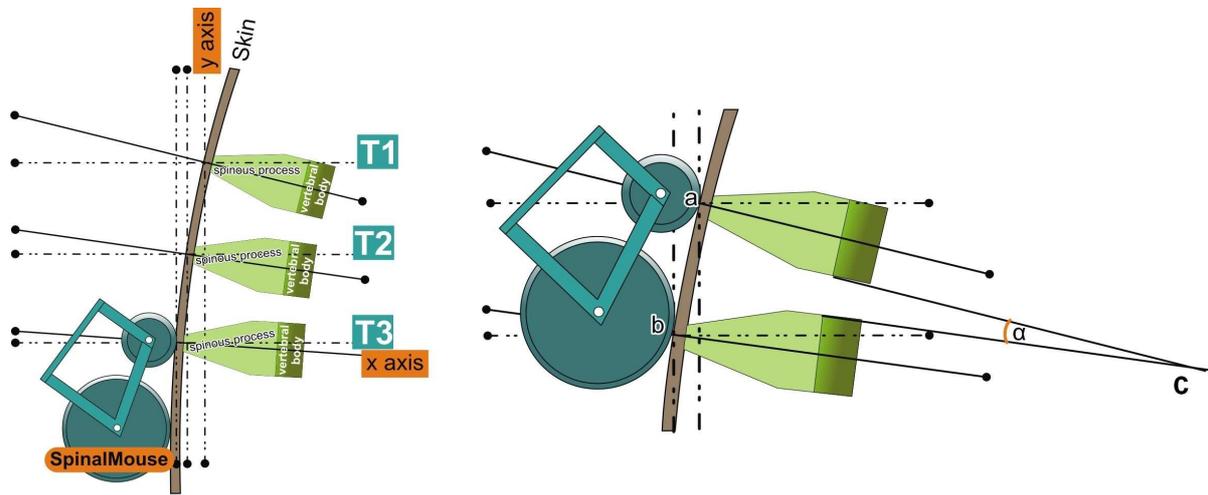


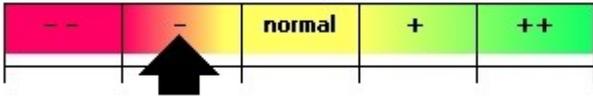
Figure 2. Schematic drawing of α angle calculated. The points **a** and **b** represent the contact points of the curve at spinous process level T1- T2, with two rolling of the SpinalMouse device. The **a** and **b** points are known between bodies vertebral axis adjacent and the shape of the curvature, and respond a geometrical function.

2. MODELO DE INFORME DE SPINALMOUSE®

Apellidos **Begoña** Fecha de nacimiento **02/02/1977**
Nombre **Perez** Sexo **femenino**

© BITsoft, M. Lutz u. SportMouse, 07/03/2006, 13:13, Última de creación.

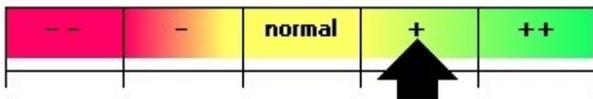
musculatura de la sección media, así como ejercitando la movilidad articular. **Columna - postura** **Columna - puntuación total**



El **Spine-check Score** es una valoración global del estado de la columna que se obtiene computando los resultados de las tres siguientes valoraciones: 1) postura 2) movilidad 3) capacidad muscular. Los resultados del test demuestran un estado **insuficiente** de la columna. La columna es una estructura muy vulnerable que a consecuencia de

las actividades del día a día se ve sometida a constantes tensiones y esfuerzos. El test ha identificado un estado deficiente de la columna por lo tanto existe el riesgo de padecer lesiones y dolor asociados con la espalda. Consecuentemente, es importante en un programa de entrenamiento físico potenciar aquellos criterios valorados por el

Spine-check



La valoración realizada con el Spinalmouse ha identificado una postura **óptima** de la columna.

El test de postura determina el grado de alineamiento de los distintos segmentos de los cuales consta la columna. La columna dispone naturalmente de una serie de curvas que otorgan firmeza y robustez a la estructura. Dichas curvas se ven alteradas a consecuencia de malos hábitos posturales y una insuficiencia muscular que somete a la columna a tensiones y esfuerzos excesivos que usualmente desencadenan en dolencias de espalda. Consecuentemente, es importante preservar el grado excelente de postura

adquisición de una postura correcta y somete a la columna a un esfuerzo excesivo durante las acciones del día a día. Consecuentemente, un objetivo competencia muscular frente a una carga que altera el equilibrio postural. Una capacidad de sostén aceptable facilita la adquisición de una postura c



La valoración realizada con el Spinalmouse ha identificado una movilidad **insuficiente** de la columna. El test de movilidad tiene en consideración

los segmentos a la amplitud total del recorrido. Una movilidad deficiente es un factor importante de riesgo ya que interfiere con la



Apellidos **Begoña** Fecha de nacimiento **02/02/1977**
 Nombre **Perez** Sexo **femenino**

© BITsoft, M. Lutz u. SportMedizin, 2000-2013. Última actualización: **07/03/2006** **13:13**

Contorno de la columna e inclinación

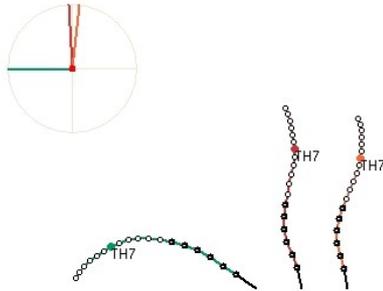


Gráfico de la columna

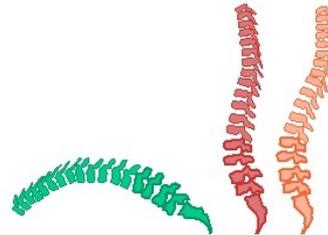


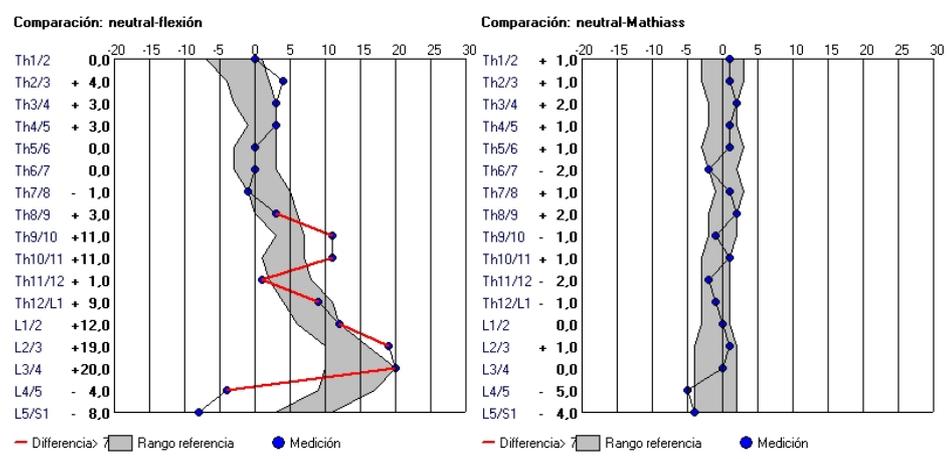
Tabla de medición

Segmento	U.R.	Erguida	O.R.	U.R.	Flex	O.R.	U.R.	Matt	O.R.	U.R.	N-F	O.R.	U.R.	U-M	O.R.
Th1/2	1	8	9	-1	8	5	2	9	8	-7	0	1	-3	1	3
Th2/3	4	6	8	3	10	8	4	7	9	-4	4	2	-3	1	3
Th3/4	3	2	7	3	5	7	3	3	7	-3	3	3	-2	2	2
Th4/5	2	1	6	3	4	7	2	2	6	-1	3	3	-2	1	2
Th5/6	3	4	7	3	3	7	3	4	7	-3	0	3	-3	1	3
Th6/7	3	4	7	3	4	7	3	2	7	-3	0	3	-2	-2	2
Th7/8	2	6	6	4	5	8	3	7	7	-1	-1	5	-1	1	3
Th8/9	1	8	5	4	11	8	1	10	5	0	3	6	-2	2	2
Th9/10	0	0	4	5	11	9	0	-2	4	3	11	7	-2	-1	2
Th10/11	-1	-4	3	3	7	8	-2	-3	2	1	11	7	-3	1	1
Th11/12	-4	0	2	2	1	6	-5	-2	1	2	1	8	-3	-2	1
Th12/L1	-5	-3	1	2	6	8	-6	-4	-1	4	9	11	-3	-1	1
L1/2	-7	-6	-2	3	7	7	-8	-6	-3	6	12	12	-3	0	1
L2/3	-10	-12	-2	5	7	10	-10	-12	-4	10	19	16	-4	1	2
L3/4	-13	-14	-5	3	7	9	-13	-14	-7	10	20	20	-4	0	2
L4/5	-11	3	-3	3	-1	9	-11	-2	-6	9	-4	17	-4	-5	2
L5/S1	-11	9	-1	-3	2	5	-11	6	-3	3	-8	11	-4	-4	2
Sac/Hip J.	11	13	29	58	54	84	11	11	25	39	42	63	-7	-2	3
Columna Dorsal	31	34	47	45	68	65	31	39	45	5	34	27	-6	5	4
Columna lumbar	-44	-22	-24	22	27	38	-49	-31	-31	54	49	74	-12	-9	0
Inclinación	4	3	12	104	92	128	-1	-7	5	98	88	120	-10	-10	-2
Longitud		499			552			471			53			-28	

Apellidos **Begoña** Fecha de nacimiento **02/02/1977**
 Nombre **Perez** Sexo **femenino**

© BITsoft, M. Lutz u. SportMedizin, 2000-2013. Última actualización: **07/03/2006** **13:13**

Mobilidad vertebral



Observaciones sobre postura

