



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi queda condicionat a l'acceptació de les condicions d'ús establertes per la següent llicència Creative Commons:  http://cat.creativecommons.org/?page_id=184

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis queda condicionado a la aceptación de las condiciones de uso establecidas por la siguiente licencia Creative Commons:  <http://es.creativecommons.org/blog/licencias/>

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis it is limited to the acceptance of the use conditions set by the following Creative Commons license:  <https://creativecommons.org/licenses/?lang=en>

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

Paula González Míguez

TESIS DOCTORAL UAB / 2017

Directores de la Tesis: Dr. Guillém Saló Bru y Dr. Sebastian Idelsohn Zielonka

Tutor de la Tesis Dr. Enric Cáceres Palou

Programa de Doctorat de Cirurgia i Ciències Morfològiques

UAB

Universitat Autònoma de Barcelona

Escola de Doctorat

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

AGRADECIMIENTOS:

*“Ser del país de la luz, ver un cielo más azul,
sentir dentro del corazón la energía del sol,
donde no existe la noche.”*

Juan Guzmán, 1978

A mi padre, por haberme enseñado a disfrutar de la música y también de la vida. Me hubiese gustado que viera salir a la luz esta tesis.

A mi madre, por todo el camino recorrido juntas y el que aún nos queda, en imperfecta simbiosis. A Philippe, por habernos traído alegría desde el primer día. A mi *pequecha*, porque no ha habido regalo mejor.

A mi compañero, Lucas, por su paciencia, apoyo y comprensión y por regalarme una vida más plena. Ni esta tesis ni muchos otros logros hubieran sido posibles de no estar a su lado.

En el ámbito profesional, al Dr. Guillém Saló, ideólogo y motor de este proyecto, por haber confiado. Al Dr. Sebastian Idelsohn, por haberme permitido llevarlo a cabo, aún en condiciones diferentes a las inicialmente pensadas. Al Dr. Enric Cáceres, por haberlo tutorizado.

Mi agradecimiento también a los compañeros del Hôpital Pellegrin de Burdeos, pues su colaboración, disponibilidad y facilidades han sido imprescindibles.

Por último, agradecer al Grupo Español de Estudio del Raquis (GEER) la adjudicación de la beca que ha hecho posible el desarrollo del presente trabajo.

ABREVIACIONES:

ABD: abducción

Abd: abducción

ADD: aducción

Add: adduction

AP: anteroposterior

BSS: bent spine syndrome

C7-SAR: C7- sagital arrow

CAE: conducto auditivo externo

CCF: centro de las cabezas femorales

CD: cifosis dorsal

COG: center of gravity

CT: cifosis torácica

ECL: estenosis del canal lumbar

EIPS: espina ilíaca postero superior

EVN: escala visual numérica

Fig. : figura

GLFS: escala funcional locomotora geriátrica

IMC: índice de masa corporal

IP: incidencia pélvica

J: julios

J/m: julios por metro

LL: lordosis lumbar

m/s: metros por segundo

N: newton

Nº: número

ODI: índice de discapacidad de Oswestry

p/m: pasos por metro

p/min: pasos por minuto

PS: pendiente sacra

PSO: osteotomía de sustracción pedicular

PT: pelvic tilt

R.A.E.: Real Academia Española

RNM: resonancia magnética nuclear

Rx: radiografía

S: segundos

SRS: Scoliosis Research Society

SVA: sagittal vertical arrow

TC: tomografía computarizada

VP: versión pélvica

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

RESUMEN

El desequilibrio sagital es un término que engloba aquellas deformidades espinales con un componente significativo de inestabilidad postural y que resulta de una pérdida de armonía entre las diferentes curvaturas de la columna. En los últimos años, el estudio de la fisiopatología, etiología y consecuencias del desequilibrio sagital, así como su tratamiento, ha suscitado un creciente interés entre los profesionales dedicados a la patología de columna.

De cara a su análisis, los parámetros espino pélvicos (incidencia pélvica, versión pélvica y pendiente sacra), descritos por primera vez por Duval Beaupère et al., han sido determinantes. Es preciso sin embargo remarcar, que el progresivo deterioro en el perfil sagital no únicamente afecta a la columna y la pelvis, sino que se ve acompañado de una serie de mecanismos de compensación, que comienzan en las partes flexibles de los niveles alterados, progresando hacia elementos más distales. De esta forma, el desequilibrio sagital no únicamente influye sobre la estática de los sujetos afectados, sino que también lo hace, de una forma determinante, sobre su dinámica de marcha.

El objetivo global de este proyecto de tesis doctoral fue el de determinar en qué manera el desequilibrio sagital afecta a la biomecánica de la marcha (parámetros espacio temporales, cinemática y cinética) y a la función y calidad de vida de los pacientes afectados. La hipótesis postula que, a medida que se incremente la deformidad, lo hará también el deterioro biomecánico, así como las puntuaciones en los tests de calidad de vida, imagen auto percibida, dolor y función.

Se trata de un estudio realizado con una muestra de 28 pacientes, procedentes de dos hospitales universitarios, que presentaban diferentes grados de desequilibrio sagital medidos de forma radiográfica mediante la plomada de C7, en los que se ha llevado a cabo un estudio biomecánico mediante dinámica inversa. Los datos fueron analizados empleando el software AnyBody Modeling System®.

Mediante radiografía telemétrica se llevó a cabo un análisis de los parámetros espino pélvicos de la muestra. Clínicamente se analizaron las variables espacio temporales de la marcha (tiempo de apoyo monopodal y bipodal, número total de pasos, longitud de paso, distancia interpodal, cadencia y velocidad de marcha) y la cinemática de las articulaciones de extremidades inferiores implicadas en la deambulación, con excepción de los tobillos (ángulos máximos y mínimos, así como amplitud global de movimiento de caderas y rodillas). Por último fue llevado a cabo un análisis cinético de la marcha mediante la valoración de la fuerza de activación de los diferentes segmentos de los grupos musculares (oblicuos, erectores espinales, psoas, cuádriceps, isquiotibiales, tibiales anteriores y gastrocnemios) y el trabajo total y por paso realizado durante la deambulación por cada paciente.

En lo referente al análisis de calidad de vida, dolor, autopercepción y función de los sujetos de la muestra a estudio, los tests empleados fueron: el índice de discapacidad de Oswestry, EVN, SF-12 y SRS-22.

Se concluye en primer lugar que el desequilibrio sagital puede ser medido de forma fiable mediante técnica radiológica, clínico-estática y clínico-dinámica.

A su vez, destaca un empeoramiento de los parámetros espacio temporales de la marcha a medida que aumenta la deformidad: aumento de la base de sustentación, disminución de la longitud de paso y disminución de la velocidad de marcha.

La conclusión del análisis cinemático destacó que, a medida que aumenta el desequilibrio sagital en la presente muestra, se produce una deambulación con un flexo de caderas y rodillas y una abducción mínima aumentada de la cadera. En lo que respecta al análisis cinético, se observó que a medida que evoluciona la patología, se produce una disminución de la fuerza de activación de todos los grupos musculares de las extremidades inferiores, con excepción del cuádriceps.

Por último, no se ha observado una correlación significativa entre el grado de deformidad y la alteración en los tests de calidad de vida, dolor, autoimagen percibida y función.

ABSTRACT

Sagittal imbalance is a term that encompasses spinal deformities with a significant component of postural instability, resulting from a loss of harmony between the different curves of the spine. In recent years, the study of the pathophysiology, aetiology and consequences of sagittal imbalance, as well as its treatment, has attracted a growing interest among professionals dedicated to spinal pathology.

Spinopelvic parameters (pelvic incidence, pelvic tilt and sacral slope), first described by Duval Beaupère, have been crucial for the study of this pathology. It should be noted, however, that progressive deterioration of the sagittal profile not only affects the spine and pelvis, but is also accompanied by a series of compensatory mechanisms, beginning in the flexible parts of the altered levels and progressing towards more distal elements. In this way, sagittal imbalance not only influences the static posture of affected subjects but also their gait.

The overall objective of this doctoral thesis project was to determine how sagittal imbalance affects gait biomechanics (temporal spatial, kinematic and kinetic parameters) and the function and quality of life of the affected patients.

The hypothesis postulated that as the deformity increased, so would the biomechanical deterioration. Consequently, patients' quality of life and function would decline, their self-perceived image would worsen, and pain would increase.

This study was carried out with a sample of 28 patients from two centres: Parc de Salut Mar, Barcelona, Spain; and Hôpital Pellegrin-Tripode, Bordeaux, France. The different degrees of sagittal imbalance were measured radiographically using the C7 plumb line. A biomechanical study was carried out by inverse dynamics. Data was analyzed using the AnyBody Modeling System™ software.

An analysis of the spinopelvic parameters was carried out by telemetric radiography. Clinically, we analyzed the temporal spatial variables of the gait (single and double support time, total number of steps, length of stride, stride width, cadence and gait speed) and kinematics of the lower limb joints involved in

ambulation with exception of the ankles (maximum and minimum angles, ad global range of movement of hips and knees). Finally, a kinetic analysis of the gait was carried out by assessing the activation force of the different segments of the muscle groups (obliquus, erector spinae, psoas, quadriceps, hamstrings, tibialis anterior and gastrocnemius) and work force (total and by step) of each patient.

Regarding the analysis of quality of life, pain, self-perception and function, the tests used were the Oswestry disability index, VAS, SF-12 and SRS-22.

We conclude firstly that sagittal imbalance can be reliably measured by radiological, clinical-static and clinical-dynamic techniques.

A worsening of the temporal spatial parameters of gait is positively related to/correlates with a worsening of spinal deformity. This includes: increased base of support, reduced stride length and gait speed.

On kynematics, it has been seen that patients with a greater sagittal imbalance walk with a greater hip and knee flexion and increased hip abduction.

Regarding the kinetic analysis, it was observed that, as the pathology evolves, there is a decrease in the activation force of all muscle groups of the lower extremities except for the quadriceps.

Finally, there was no observed correlation between the degree of sagittal plane deformity and negative changes in quality of life, pain, perceived self-image and function tests.

Agradecimientos	3
Abreviaciones	4
Resumen	7
Abstract	9

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN	13
2	HIPÓTESIS DE TRABAJO	31
3	OBJETIVOS	31
4	METODOLOGÍA	33
4.1	Criterios de inclusión, muestra y recogida de datos clínico demográficos	33
4.2	Análisis radiológico	34
4.3	Análisis dinámico	36
4.4	Análisis estadístico	59
5	RESULTADOS	61
5.1	Resultados clínico demográficos	61
5.2	Resultados radiológicos	62
5.3	Resultados análisis calidad de vida, dolor, salud e imagen auto percibidas y evaluación funcional	63
5.4	Resultados comparativos entre las diferentes técnicas de medición de desequilibrio sagital	65
5.5	Resultados análisis biomecánico de la marcha	67
6	DISCUSIÓN	81
6.1	Validación del modelo	81

6.2	Desequilibrio sagital y calidad de vida	81
6.3	Perfil sagital estático y dinámico	82
6.4	Desequilibrio sagital y marcha	88
6.5	Puntos fuertes y limitaciones del estudio	100
6.6	Aplicaciones clínicas	100
7	CONCLUSIONES	103
8	BIBLIOGRAFÍA	105
9	ANEXOS	115

1. INTRODUCCIÓN

La adopción por parte de los seres humanos de una posición erecta y su locomoción empleando ciclos harmónicos pendulares es única en toda la clase de mamíferos (1). Es estable, ergonómica y exclusiva. El primer homínido en posición erecta del que se tiene noticia es el *O. Tugenensis*, que habitó hace 6 millones de años, en el Mioceno (2).

La evolución hacia la postura erecta redujo la dosis de radiación solar percibida, permitió un plano de visión horizontal, el ahorro de energía para largas caminatas, y la liberación de las extremidades superiores, lo que resultó en una mayor facilidad a la hora de portar herramientas y facilitó el avance hacia una era de mayor desarrollo (3).

La capacidad para deambular sobre las dos extremidades inferiores alteró el primitivo patrón de marcha, el cual se define hoy en día como *“un modo de locomoción bípedo donde se suceden los periodos de apoyo monopodal y bipodal, posibilitando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un coste energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana”* (4).

1.1. Transformaciones evolutivas.

La bipedestación, definida como óptima cuando el estado de equilibrio requiere el mínimo esfuerzo muscular para ser mantenida (5), ha conllevado a numerosos cambios morfológicos, que afectan sobre todo a extremidades inferiores, pelvis y raquis.

Extremidades inferiores: en primates y otros mamíferos, la marcha en bipedestación es rara y se produce mediante la flexión de caderas y rodillas, pero en el caso de los humanos, tanto las rodillas (principalmente) como las caderas,

se hallan en máxima extensión (6) (figura 1).

Pelvis: La pelvis, “primera vértebra” o “vértebra pélvica”, como la denominó Dubousset (7) ha sufrido con la posición erecta transformaciones importantes, que la convierten en un elemento clave a la hora de entender las relaciones entre raquis y extremidades inferiores. A lo largo de la evolución, se ha ido progresivamente verticalizando y ensanchando, extendiendo así su cobertura sobre las cabezas femorales (figura 1). Esto se ha visto a su vez acompañado de un fuerte desarrollo de la musculatura glútea.

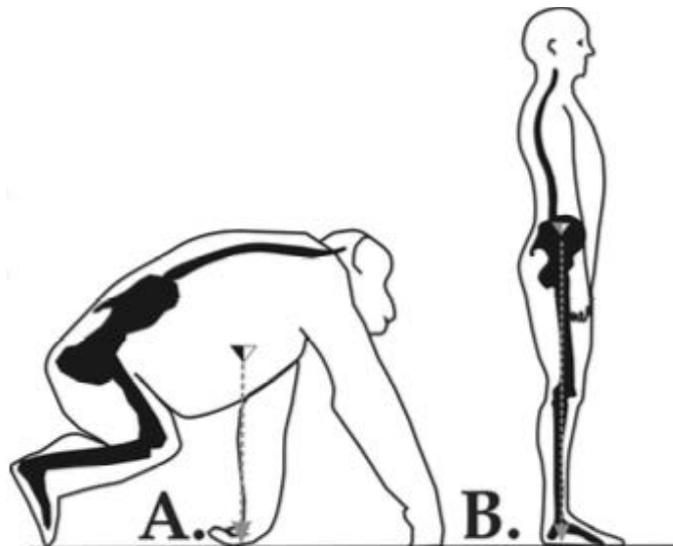


Figura 1: Diferencias en la morfología lumbo-pelvi-femoral, centro de gravedad y equilibrio sagital entre los chimpancés (cuadrúpedos) (A) y los humanos (bípedos) (B). (8)

Raquis: rectilíneo en una proyección coronal, el raquis aparece modulado en el plano sagital en cuatro curvas características de nuestra especie: lordosis cervical (curva flexible de convexidad anterior), cifosis torácica (curva flexible de convexidad posterior), lordosis lumbar (curva flexible de convexidad anterior) y cifosis sacra (curva fija a causa de la fusión de las vértebras sacras que presenta convexidad posterior) (9). Todas ellas aparecen tras el nacimiento. La lordosis lumbar es única en los homínidos y es clave a la hora de entender la

bipedestación y la deambulación (10).

Las transformaciones citadas han dado lugar a un entramado de relaciones de fuerza y equilibrio, que nos hacen aptos para la bipedestación y marcha con un mínimo gasto de energía. El estudio de la biomecánica de cada uno de estos componentes y su interrelación es clave a la hora de entender la normalidad y sus posibles derivas patológicas.

Clásicamente en este campo, se ha otorgado una gran importancia al análisis del balance coronal, siendo su principal alteración – la escoliosis - un tema de intenso debate diagnóstico y terapéutico. Con la incorporación de nuevos conceptos, como los descritos por Duval Beaupère et al. en 1998, se hizo posible definir la geometría pélvica y la relación de la posición de la pelvis con los parámetros raquídeos (11), convirtiendo el equilibrio sagital en un tema de creciente estudio.

1.2. Equilibrio sagital.

El desequilibrio sagital es un término que engloba aquellas deformidades espinales que incluyen un componente significativo de inestabilidad postural. Conceptualmente, la deformidad sagital resulta de una pérdida de armonía entre las diferentes curvaturas de la columna (12).

La habilidad para mantener una postura erecta y una mirada horizontal es un factor fundamental para el desarrollo normal de las actividades de la vida diaria. Las deformidades espinales en el plano sagital (hiperlordosis, hipercifosis y/o rectificación de los valores considerados fisiológicos), pueden desembocar en un desequilibrio y un aumento de los requerimientos energéticos (13).

Para una mejor comprensión, el concepto de “cono de equilibrio”, de Dubousset (representado en la figura número 2) nos ayuda a entender de un modo gráfico, que un balance sagital desequilibrado, conduce a un incremento de carga y esfuerzo muscular, tanto mayor cuanto más alejados del centro nos encontremos situados (14). Este concepto se basa en la existencia de un cono imaginario, centrado en los pies de un individuo y que se proyecta hacia arriba y hacia fuera.

Este cono define la gama de posturas en bipedestación en las que el cuerpo puede permanecer equilibrado con un mínimo esfuerzo y libre de soporte externo. En esencia, el cono se define por el rango de oscilación del centro de masa con relación a los pies, que puede acomodarse fácilmente por los elementos estructurales y la musculatura del individuo. A medida que el cuerpo se mueve hacia la periferia de este cono, se requiere un esfuerzo adicional y un gasto de energía incrementado y más allá de la periferia puede ser necesario un soporte externo, tal como un bastón, muleta o andador para evitar que una persona se caiga (15).

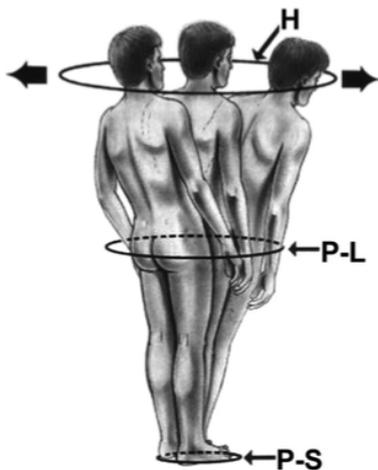


Figura 2: Cono de equilibrio (Dubousset). Tiene su origen en los pies y se proyecta hacia arriba, para definir el rango de movilidad que el cuerpo puede lograr con un mínimo gasto energético, sin la ayuda de soporte externo. (13)

El desequilibrio sagital es a su vez una causa reconocida de dolor lumbar y discapacidad (16), relacionándose también con una baja puntuación en los cuestionarios de calidad de vida. En diversas publicaciones se ha señalado que los pacientes con deformidad espinal, alineación sagital no corregida y/o lordosis lumbar disminuida tienen puntuaciones relativas a la calidad de vida significativamente peores para la función física y social, la autoimagen y el dolor (17).

Estas afirmaciones se hallan reforzadas por los mejores resultados obtenidos en el índice de discapacidad de Oswestry (ODI), Euro-QoL 5D (EQ-5D) y Escala Visual Analógica (EVA) en el grupo de pacientes que, tras cirugías de descompresión con o sin artrodesis lumbar, alcanzan un perfil sagital equilibrado

(18). Similares conclusiones arrojan los estudios de calidad de vida en pacientes intervenidos de espondilolistesis degenerativa lumbar, presentando mejores resultados, tanto en el componente físico del SF-36 como en el ODI, aquellos sujetos con un perfil sagital dentro de valores equilibrados ($C7-SAR \leq 2.5$ cm) (19).

El grado de alineación global se puede determinar mediante parámetros radiográficos que evalúan al paciente en una posición estática. Este enfoque permite al profesional determinar dónde está el tronco en relación con la pelvis y estudiar algunos de los mecanismos compensatorios empleados (13).

1.3. Valoración del equilibrio sagital.

El estudio estático del perfil sagital del raquis se puede llevar a cabo mediante radiografías simples. El balance sagital global puede obtenerse midiendo la distancia horizontal entre una línea vertical que cae desde la mitad de la plataforma inferior de C7, denominada “plomada de C7” o C7-SAR (“C7 Sagital Arrow” en sus siglas en inglés) o “axis sagital vertebral” (SVA: “Sagital Vertebral Axis” en sus siglas en inglés) hasta la parte posterosuperior del cuerpo de S1 (20). Se acepta también la vertical desde los conductos auditivos externos (CAE), más empleada en la literatura francesa por considerar la cabeza como “primera vértebra craneal” (21) y que incluiría dentro del equilibrio global la curvatura cervical completa. En ambos casos, emplear la plataforma de S1 como sustituto de la posición de los pies en el espacio, implica ignorar la contribución de las caderas, rodillas y tobillos, aspecto que minimiza el rol de la pelvis y los mecanismos compensatorios en el mantenimiento del equilibrio sagital global (13).

En una columna equilibrada, esta línea (C7-SAR o vertical de CAE) pasa sobre la parte posterior del cuerpo de S1. La desviación superior a 2.5 cm hacia anterior o posterior, es considerada como un balance sagital anormal, positivo o negativo respectivamente (22). Considerando algunas publicaciones más recientes, las cifras de valores normales se amplían hasta los 5 cm (13, 23).

Según Vital et al., se definen tres tipos de equilibrio sagital posible: el *equilibrio*

ideal, que es aquel que permite de forma fisiológica mantener la plomada de C7 dentro de los valores normales. El *equilibrio compensado*, que logra mantener el C7-SAR en valores correctos a expensas de la retroversión de la pelvis con o sin flexión de las rodillas y por último un *equilibrio descompensado o anterior*, cuando a pesar de estos mecanismos, la plomada se desplaza anteriormente más allá de los 25 mm considerados como “normales” (21).

La técnica clásica de estudio del perfil sagital consiste en la utilización de la telerradiografía centrada sobre T12 (6). A la hora de realizarla, el paciente ha de colocarse con los pies levemente separados y las manos sobre las clavículas. Idealmente, las rodillas han de mantenerse en extensión. En el hipotético caso de que el paciente presente un desequilibrio anterior que le obligue a la flexión de las mismas, es mejor solicitar que las extienda en la medida de lo posible, para poder identificar correctamente la magnitud de su desequilibrio.

Actualmente ha cobrado fuerza el uso del sistema EOS® (Biospace), aplicación médica de los detectores gaseosos de rayos X diseñados por el físico francés Charpak (24), que permite la reducción de la radiación entre 8 y 10 veces para las radiografías bidimensionales, el estudio de cuerpo completo (desde la cabeza hasta los pies) en proyección simultánea anteroposterior y lateral, así como la posibilidad de reconstrucción en 3D (25). Gracias a este sistema, el paciente puede colocarse en una posición funcional en bipedestación (figura 3), a diferencia del decúbito supino necesario para los estudios de TC. La realización de proyecciones anteroposterior y lateral simultáneas permite una precisa reconstrucción a nivel raquídeo, pélvico y de extremidades inferiores, de suma ayuda para el estudio del equilibrio sagital y su eventual corrección quirúrgica.



Figura 3: la tecnología EOS® permite la obtención de imágenes de cuerpo entero en una posición funcional no forzada bajo una mínima radiación (26)

Las curvaturas espinales regionales se cuantifican usando el método de Cobb, que fue propuesto por primera vez por John Cobb en 1948 (27). El método de Cobb es el más difundido para la medición de las curvaturas fisiológicas o patológicas de la columna, tanto en los planos coronal como sagital. Inicialmente fue descrito para la medición de la escoliosis, midiendo el ángulo formado por la intersección de dos líneas trazadas paralelas al platillo superior de la vértebra proximal y al platillo inferior de la vértebra distal de la curva escoliótica (28). Así, el ángulo de lordosis lumbar (LL) se mide como el ángulo entre el platillo superior de L1 y el platillo superior de S1. La cifosis torácica (CT) se cuantifica de forma similar y se define como el ángulo entre el platillo superior de T4 y el platillo inferior de T12 (29).

1.4. Papel de la pelvis en el equilibrio sagital.

Para el estudio del perfil sagital hemos de tener en cuenta, además de los ángulos de lordosis lumbar (LL) ($60.2 \pm 10.3^\circ$) (30), cifosis torácica ($46.3 \pm 9.5^\circ$) (31) y lordosis cervical ($27 \pm 14^\circ$) (32), la posición de la pelvis.

La morfología de la pelvis es prácticamente constante tras el fin del crecimiento. Las curvaturas raquídeas se adaptan a la posición del sacro para asegurar una postura harmónica y un gasto energético eficiente. Para comprender la alineación y relaciones de pelvis y raquis, es necesario definir los denominados “parámetros espino pélvicos”, representados en la figura 4:

- Incidencia pélvica (IP, “pelvic incidence” o PI en la nomenclatura anglosajona): descrita por Duval- Beaupère et al.. Se define como el ángulo creado por la intersección entre la línea que parte desde el centro de las cabezas femorales (CCF) hacia el punto medio del platillo sacro y la línea que avanza perpendicular al punto medio del platillo sacro (11). Su valor normal es de $55^{\circ} \pm 10^{\circ}$ (33). La incidencia pélvica determina la posición relativa del sacro en relación a las cabezas femorales. Los pacientes con una IP muy baja presentan una pelvis con un anillo pélvico muy corto en cuanto al diámetro en la radiografía anteroposterior. Son pelvis verticalizadas, donde las cabezas femorales se hallan bajo la plataforma sacra. Inversamente, una pelvis con una IP de alto grado se acompaña de un gran diámetro en la radiografía anteroposterior. En estos casos, en el plano sagital, las cabezas femorales se colocan por delante del punto medio de la plataforma sacra (34).

Este parámetro puede ser considerado constante una vez finaliza el crecimiento, pues es independiente de la posición de la pelvis (35). Debido a la limitada movilidad la articulación sacro ilíaca, la incidencia pélvica es un parámetro anatómico fijo, que sólo puede ser modificado en caso de fracturas u osteotomías pélvicas. Es importante por ello recordar que, en caso de patología, esta constante puede ser la única marca para determinar el formato original del raquis a la hora de restaurar el equilibrio sagital (10). La IP es un parámetro morfológico único y característico de cada individuo y se halla fuertemente relacionado con la lordosis lumbar, de modo que una gran incidencia determinará una gran lordosis, para poder mantener el balance sagital equilibrado (35).

Existe una relación entre la IP y la lordosis lumbar ideal, expresada en la fórmula $LL = IP \pm 9^\circ$, publicada por primera vez por Schwab et al. en 2010 (14) con el objetivo de guiar la planificación quirúrgica y permitir un enfoque individualizado. El resultado determina cual sería la lordosis que debería tener el paciente para mantener un equilibrio correcto.

La incidencia pélvica es la suma entre dos ángulos, el de versión pélvica (VP) y la pendiente sacra (PS) ($IP = VP + PS$) (36).

- Inclinación o versión pélvica (VP, “pelvic tilt” o PT en su versión inglesa): también descrito por Duval-Beaupère et al. Se define como el ángulo creado por la intersección entre la línea que parte del CCF hacia el punto medio del platillo sacro y la línea vertical proximal desde CCF (37). Su valor normal es de $13^\circ \pm 6^\circ$ (33). La VP traduce la posición de la pelvis en el espacio y varía dependiendo de su gradiente, de forma que a medida que aumenta la retroversión, aumenta la VP y viceversa (cuando la pelvis se posiciona anteversa, la VP disminuye). La VP cuantifica pues la rotación pélvica sobre las cabezas femorales, reconocido factor de compensación contra el desequilibrio sagital.
-
- Pendiente sacra (PS, “sacral slope” o SS en su nombre anglosajón): se define como el ángulo formado por la intersección entre la línea del platillo sacro y la horizontal (11). Su valor normal es de $41^\circ \pm 8^\circ$ (33).

Dado que la IP es la suma de VP y PS y que su valor es constante, hemos de resaltar que un aumento de la versión pélvica, irá acompañado de una disminución de la pendiente sacra y viceversa. Por tanto, los pacientes con una IP baja, presentan una pelvis menos profunda, con un sacro más verticalizado.

De nuevo Schwab et al. (esta vez en 2014) (38), propusieron una fórmula perfeccionada, $LL = (IP + CD) / 2 + 10$, desarrollada mediante un análisis de regresión lineal múltiple y validada en un grupo separado de sujetos. Esta

fórmula resalta la importancia de relacionar ingeniosamente los diferentes parámetros para aproximarnos a una visión más realista del equilibrio sagital.

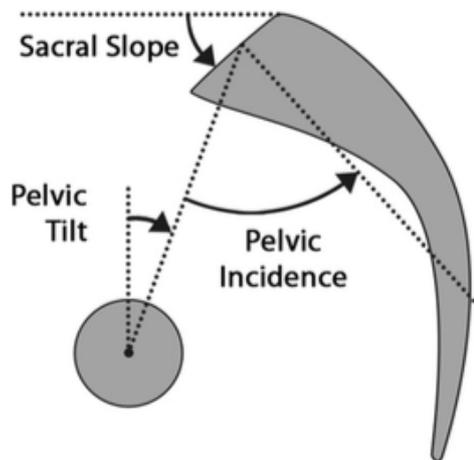


Figura 4. Parámetros espino pélvicos. La incidencia pélvica es descrita como el ángulo formado por la confluencia entre la línea que avanza desde el CCF hacia el punto medio del platillo sacro y la perpendicular que cae desde el centro del platillo sacro. La versión pélvica se define como el ángulo creado por la confluencia entre la línea que avanza desde el punto medio del platillo sacro hacia el CCF y la vertical proximal desde el CCF. La pendiente sacra es el ángulo entre la línea del platillo sacro y la horizontal (13)

Atendiendo a los diferentes valores de lordosis lumbar, cifosis torácica, incidencia pélvica y pendiente sacra, Roussouly et al. establecieron una clasificación con cuatro subtipos de variantes normales para la alineación sagital de la columna vertebral en bipedestación (31):

- El tipo 1 incluye aquellos individuos con una pendiente sacra inferior a 35° , un punto de inflexión bajo y posterior que conlleva a una lordosis corta y una cifosis torácica y toracolumbar significativas.
- El tipo 2 incluye a aquellos individuos con una pendiente sacra también inferior a 35° , un punto de inflexión más alto y anterior, característica que implica una curva más suave y prolongada y una columna globalmente hipolordótica e hipocifótica.
- El tipo 3 incluye a individuos con una pendiente sacra entre 35 y 45° , un punto de inflexión localizado en la unión toracolumbar y una columna globalmente bien equilibrada.
- Por último, el tipo 4 incluye a aquellos individuos con una pendiente sacra superior a 45° , lo que está asociado a su vez con una incidencia pélvica alta y un estado de hiperextensión segmentaria.

Todos ellos se hallan representados en la figura número 5.

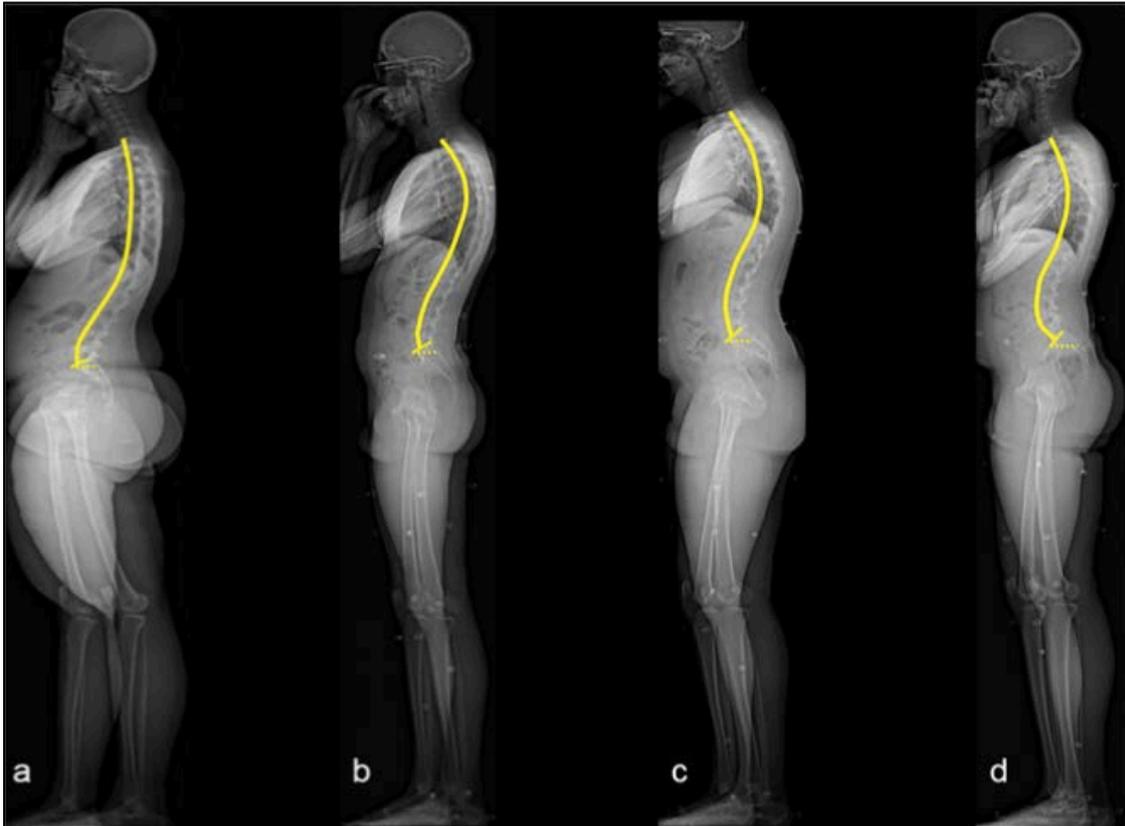


Figura 5: Radiografías sagitales representativas de sujetos con alineamiento sagital de tipo Roussouly 1 (a), 2 (b), 3 (c) y 4 (d). Las curvaturas espinales sagitales y la pendiente sacra de cada sujeto se dibujan en amarillo en las radiografías(39).

1.5. Etiología del desequilibrio sagital.

El formato de la columna vertebral varía de forma fisiológica, desde la espalda plana a la curva. Generalmente las curvaturas espinales se adaptan a la forma pélvica, de modo que la lordosis aumenta con la pendiente sacra, proporcionando una buena armonía entre columna vertebral y pelvis. A pesar de ello, en algunos casos esta armonía se rompe y vemos curvaturas pronunciadas asociadas con una incidencia de bajo grado o columnas más planas asociadas con incidencias de alto grado. Estas combinaciones no son mecánicamente eficientes y podrían explicar una evolución postural que favorezca la lumbalgia (40).

El desequilibrio sagital puede deberse a causas degenerativas (como genéticas o metabólicas) o bien a causas iatrogénicas (41). Dentro de las causas primarias, la presentación más común es aquella ligada a la degeneración discal multinivel, asociada frecuentemente con una escoliosis degenerativa y en ocasiones también con una pérdida de la altura de la columna anterior y un aplanamiento de la LL normal.

Es importante, de cara al estudio y al tratamiento, diferenciar entre los desequilibrios sagitales neurológicos y no neurológicos. La camptocormia, también conocida como “síndrome de la columna doblada” o “bent spine syndrome” (BSS) se define como una flexión anormal del tronco, que aparece en bipedestación, aumenta durante la marcha y disminuye en posición de decúbito supino (42). Además de con síndromes psiquiátricos, la camptocormia se ha relacionado con una serie de trastornos musculo esqueléticos y/o neurológicos, siendo cada vez más reconocida como un fenómeno importante e incapacitante durante el curso de la enfermedad de Parkinson (43).

Entre las causas no neurológicas de desequilibrio sagital encontramos la iatrogenia (figura 6) como una de las más frecuentes, siendo la artrodesis previa un posible desencadenante del desequilibrio sagital adquirido (16). El “flat back” o “síndrome de espalda plana”, que observamos en algunos de los pacientes intervenidos de fusión espinal en los que no ha sido posible la obtención de una lordosis lumbar fisiológica, es una de las causas concretas de un posible desequilibrio futuro. Entre otras razones de deformidad secundaria encontramos también la cifosis postraumática o la postquirúrgica (23).



Figura 6: A: Resultados tras la instrumentación corta y PSO. Pérdida de corrección con fractura proximal de la unión y cifosis, dando lugar a dolor axial y nuevo desequilibrio. B Cirugía de revisión, que incluyó la extensión a T2 y la corrección de la cifosis de unión proximal (44).

1.6. Mecanismos compensadores en caso de desequilibrio sagital.

El progresivo deterioro en el perfil sagital se ve acompañado de una serie de mecanismos de compensación como respuesta. Estos mecanismos a menudo comienzan en las partes flexibles de los niveles alterados, progresando distalmente hacia la cadera y las extremidades inferiores (45). El objetivo en todo momento es trasladar el centro de gravedad hacia atrás para mantenerlo dentro del cono de economía descrito por Dubousset. Inicialmente, los pacientes compensan su patología disminuyendo la cifosis de la columna torácica. El siguiente mecanismo pasa por la retroversión y traslación posterior de la pelvis, junto con la flexión de las rodillas y la extensión de los tobillos (figura 7) (46).

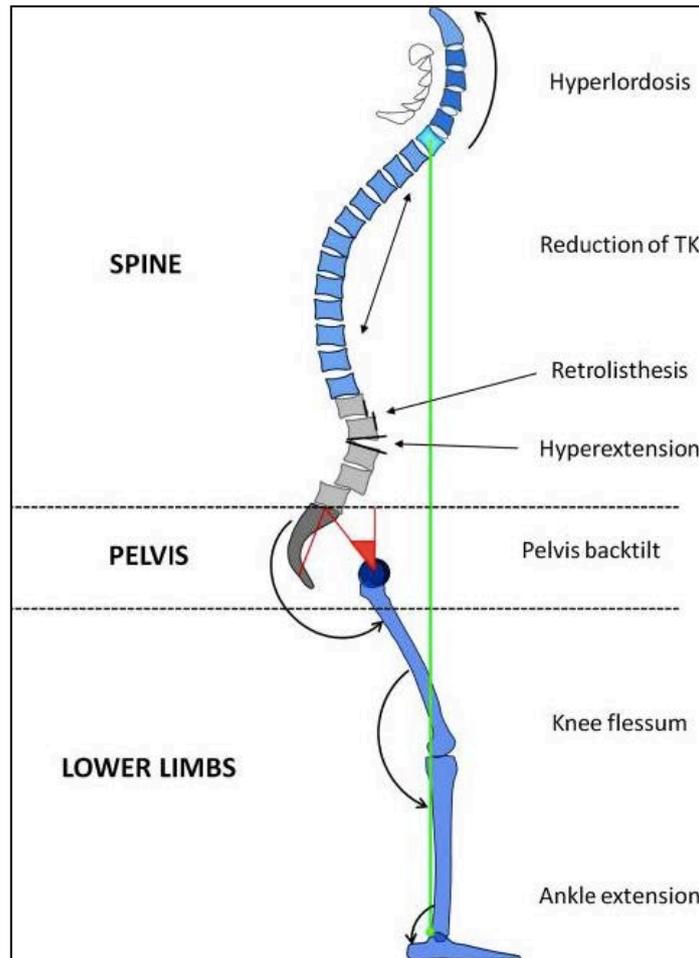


Figura 7: Desequilibrio sagital y los diferentes mecanismos compensatorios en la columna vertebral, pelvis y miembros inferiores (46)

El conocimiento de la existencia de los mecanismos de compensación es crucial a la hora de evaluar y decidir el tratamiento a llevar a cabo en los pacientes con desequilibrio sagital. En muchos casos coexisten ambos, desequilibrio y mecanismos de compensación, siendo importante diferenciarlos. Por ejemplo, una flexión de rodillas y una retroversión pélvica incrementada pueden enmascarar un desequilibrio sagital compensado (con correctos valores de C7-SAR). Por tanto, la evaluación global de la alineación sagital nunca es suficiente: se debe considerar también la evaluación de los parámetros espino pélvicos y las extremidades inferiores (46).

1.7. Biomecánica de la marcha normal.

La marcha es una actividad de vital importancia en la vida diaria. Entre otras definiciones aceptadas, hay quien la explica como un “modo de locomoción bípeda en el que un período de doble apoyo es seguido por un período en el que el cuerpo está apoyado sobre un miembro inferior, mientras que el otro se mueve hacia delante” (47). El ciclo normal de la marcha se ha dividido en dos fases (identificadas en la figura 8): la fase de soporte o de apoyo (constituye el 60% del ciclo) y la fase de balanceo u oscilación (40% del ciclo), con sus correspondientes subfases (48).

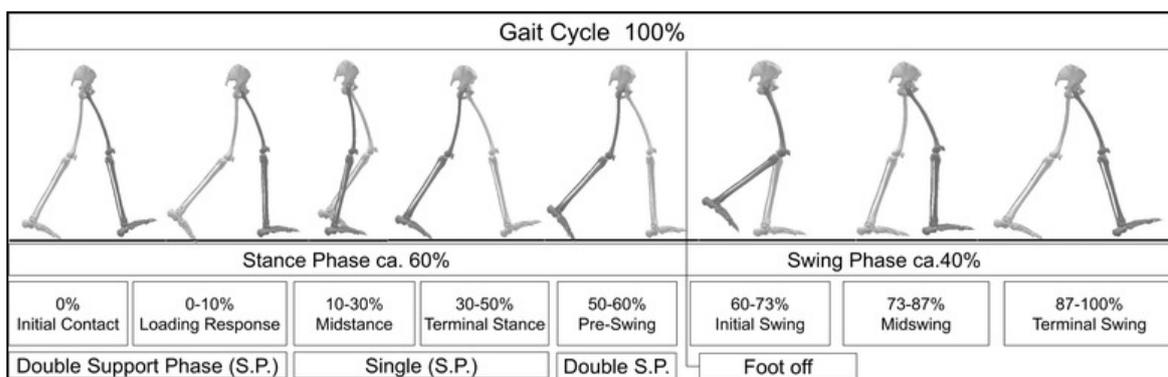


Figura 8: ciclo normal de la marcha. En general, un ciclo se define como una fase de apoyo y otra de oscilación, comenzando con un contacto inicial y terminando con el siguiente contacto inicial de la misma pierna(49).

Las medidas más frecuentemente estudiadas en lo relativo a la marcha son los parámetros espacio temporales. Entre ellos se incluyen:

- Tiempo de apoyo monopodal (sencillo): tiempo en que un solo pie apoya.
- Tiempo de apoyo bipodal (doble): tiempo en que los dos pies están en apoyo.
- Número total de pasos y número de pasos por metro.
- Longitud de paso: existen distintas definiciones. Una de ellas, citada por Murray et al., define la longitud de paso como “ *la distancia entre sucesivos puntos de contacto de pies alternos con el suelo*” (50).

- Distancia interpodal: se define como distancia entre ambos pies.
- Cadencia: es el número de pasos que da un sujeto en un tiempo determinado (50).
- Velocidad de marcha: la velocidad es la distancia recorrida por unidad de tiempo.

A su vez, la cinemática y cinética características de la deambulación también han despertado gran interés entre investigadores y clínicos.

La cinemática ha sido definida como la “rama de la física que estudia el movimiento prescindiendo de las fuerzas que lo producen” (R.A.E.). El análisis cinemático de la marcha describe los movimientos del cuerpo en su conjunto, así como los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la deambulación. En el estudio cinemático se analizan los máximos y mínimos angulares asociados a cada articulación, así como la amplitud total de movimiento.

Durante el ciclo normal de marcha se observa:

- Para la articulación del tobillo: el tobillo oscila desde los 15° de flexión dorsal máxima, cuando el talón despegue del suelo, hasta aproximadamente los 20° de flexión plantar máxima en el momento de elevación del talón y despegue del pie (51). Su amplitud de movimiento es pues de 35°.
- Para la articulación de la rodilla: la rodilla se extiende desde una posición neutra (0°) en el momento del contacto del talón con el suelo, hasta aproximadamente unos 65° de flexión (punto máximo), en la parte media de la fase de balanceo (51).
- Para la articulación de la cadera: la cadera oscila desde una flexión de aproximadamente 30° en el momento del apoyo del talón en el suelo, a unos 20° de hiperextensión inmediatamente después del despegue del talón (51).

A su vez, la cinética ha sido definida como la parte de la física que estudia las fuerzas que actúan sobre el cuerpo durante el movimiento. Aunque la cinemática puede ser evaluada visualmente a nivel clínico, no muestra las causas por las que las personas se mueven de la manera en que lo hacen. La cinética refleja la causa del movimiento, y por lo tanto las fuerzas, el poder y la energía que afectan a la manera en que un individuo se mueve (52). En el estudio cinético aplicado a la marcha normal se puede valorar la energía necesaria para la activación de cada grupo muscular mediante el análisis de las fuerzas de reacción con el suelo, que actúan sobre el centro de masa corporal. Estas fuerzas se descomponen normalmente en parcelas de fuerza vertical, medio lateral y anteroposterior (53).

La relación existente entre la patología raquídea y la alteración de los parámetros de la marcha ha sido objeto de numerosos estudios, que continúan ampliándose hasta la fecha actual (54).

1.8. Equilibrio sagital y marcha.

La mayor parte de las publicaciones al respecto se relacionan con los efectos que puede provocar el desequilibrio coronal sobre los sujetos afectados. Se ha encontrado una relación significativa entre el desequilibrio coronal y algunos parámetros cinemáticos de la marcha, fundamentalmente en lo relativo al rango articular de caderas y rodillas (55). A su vez, también se ha observado correlación significativa entre el grado de desequilibrio coronal y algunas características espacio temporales de la marcha, como la velocidad, así como en los patrones de activación muscular (se ha encontrado una contracción más duradera en algunos músculos lumbopélvicos durante la parte más larga de la zancada en los pacientes afectados de escoliosis en comparación con aquellos libres de patología, siendo las diferencias estadísticamente significativas) (56).

Los diferentes subtipos estáticos en los que P. Roussouly et al. clasificaron el perfil sagital normal se asocian a su vez con unas características diferenciadas a nivel dinámico. En un reciente estudio publicado a inicios de 2017, se ha observado que los sujetos de tipo 2 en particular, tenían un patrón de marcha

bastante diferente en comparación con los sujetos de los tipos 3 y 4. La comparación de los parámetros cinemáticos y espacio temporales a través de los distintos tipos de Roussouly, reveló que los sujetos de tipo 2 tenían una pelvis significativamente más retrovertida durante la marcha y una movilidad incrementada de la misma en el plano frontal en comparación con los sujetos de tipo 4 (39).

La patología del equilibrio sagital se ha visto relacionada con una mayor presencia de alteraciones de tipo dinámico, que afectan a la marcha de los pacientes afectados. El desequilibrio sagital se relaciona con la presencia del denominado “Síndrome Locomotor” (definido éste como un score > 16 puntos sobre 25 en la escala funcional locomotora geriátrica - GLFS-25 -) (57). Los pacientes con alteraciones del perfil sagital también muestran un patrón asimétrico de marcha y un rango articular de las caderas disminuido comparados con voluntarios sanos (58).

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

Dado que la alteración del perfil sagital conlleva asociados mecanismos compensadores tanto a nivel de la pelvis como de extremidades inferiores, la hipótesis del presente trabajo postula que los pacientes afectos de desequilibrio sagital presentarán una alteración del patrón de la marcha, los rangos de movilidad articular y la fuerza y trabajo muscular, tanto en extremidades inferiores como a nivel raquídeo durante la deambulación.

3. OBJETIVOS

3.1 Determinar si el desequilibrio sagital, medido de forma radiológica a través de la plomada de C7, se correlaciona con las mediciones clínicas (estáticas y dinámicas) obtenidas durante la marcha en los pacientes de la muestra a estudio.

3.2 Determinar de qué manera el desequilibrio sagital afecta a los parámetros espacio temporales de la marcha y a la función y calidad de vida de los pacientes afectados.

3.3 Cuantificar cómo el desequilibrio sagital afecta a los rangos de movilidad articular de las extremidades inferiores durante la marcha (cinemática).

3.4 Determinar cómo el desequilibrio sagital afecta al gasto energético, fuerza y trabajo, medidos en los distintos grupos musculares de extremidades inferiores implicados durante la deambulación (cinética).

4. METODOLOGÍA

4.1. Criterios de inclusión, muestra y recogida de datos clínicos/ demográficos.

Se trata de un estudio experimental biomecánico sobre dos muestras de pacientes: una perteneciente al área del Parc de Salut Mar, de Barcelona, España (13 pacientes) y otra perteneciente al área del Hôpital Pellegrin-Tripode de Burdeos, Francia (15 pacientes). Los integrantes de la muestra eran pacientes remitidos por diversas causas a la unidad de cirugía de columna.

El estudio ha contado con la aprobación pertinente del Comité de Ética de ambas instituciones y los participantes han firmado en cada caso un documento de consentimiento informado, del que ellos han recibido una copia. Se han seguido en todo momento las directrices de la “Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial”, que regula los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos.

Criterios de inclusión: se incorporaron a la muestra sujetos con esqueleto maduro con un perfil sagital aparentemente normal y sujetos con esqueleto maduro que presentaban un desequilibrio sagital en la exploración clínica (Figura 9).

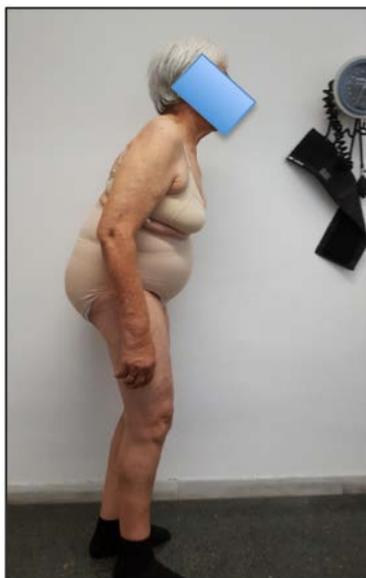


Figura 9: ejemplo de paciente con desequilibrio sagital.
Fuente: Parc de Salut Mar.

Criterios de exclusión: se desestimó la incorporación de sujetos con presencia de enfermedades neurológicas o neuromusculares que afecten a la marcha, artrodesis raquídeas previas, artrodesis o artroplastia en extremidades inferiores, malformaciones congénitas y aquellos individuos con esqueleto no maduro (se ha fijado una edad límite inferior de 18 años).

Se ha reclutado una muestra de 28 sujetos con distintos valores de C7-SAR, que se extienden en un rango que abarca desde valores considerados “normales” (C7-SAR radiológico $\leq 2.5\text{cm}$), hasta cifras de plomada muy por encima de los límites fisiológicos. El objetivo de esta selección ha sido el de obtener una curva gradual y harmónica, que nos ayude a establecer una correlación entre la gravedad de la deformidad y las consecuencias que de ella se deriven.

Se recopilaron los datos clínico-demográficos de la muestra de pacientes tales como las variables edad, sexo, altura, peso e IMC.

Todos los pacientes seleccionados cumplimentaron tests de calidad de vida, dolor, salud e imagen auto percibidas y evaluación funcional. Los tests facilitados fueron: el índice de discapacidad de Oswestry (ODI), EVN (Escala Visual Numérica), SF-12 y SRS-22. Cada grupo de pacientes recibió aquellos tests validados para la población de referencia en el idioma correspondiente (francés o español).

4.2. Análisis radiológico.

Para este análisis se obtuvo en cada caso una radiografía telemétrica en bipedestación de los pacientes seleccionados, desde cráneo hasta tibias. Esta radiografía se obtuvo con el paciente en posición estándar, descrita en la bibliografía y previamente explicada en el apartado 1.3. En el caso de los pacientes dependientes del área del complejo hospitalario de Burdeos (15

pacientes), las radiografías fueron obtenidas mediante la tecnología EOS®, mientras que en el caso de aquellos pacientes seleccionados en el área del Parc de Salut Mar (13 pacientes), empleamos la radiografía convencional telemétrica. En todos los casos las imágenes obtenidas permitían la perfecta visualización de cráneo, columna cervical, dorsal y lumbosacra, pelvis, caderas y rodillas. Pese a que hubiera sido óptimo poder incluir en el estudio el análisis de la articulación del tobillo, esto no ha podido ser llevado a cabo debido a limitaciones técnicas. La tecnología EOS® permite llevar a cabo radiografías de cuerpo entero en una postura fisiológica del paciente, pudiendo analizar simultáneamente caderas, rodillas y tobillos en proyecciones únicas anteroposterior y lateral. Sin embargo, la radiografía telemétrica en bipedestación, no permite la visualización de los tobillos, por lo que se desestimó su análisis.

Los datos de las imágenes obtenidas fueron introducidos vía DICOM (“Digital Imaging and Communication in Medicine”, que corresponde al estándar reconocido mundialmente para el intercambio e integración de pruebas médicas) para su manejo en el programa Surgimap Spine®, a través del cual se realizaron las mediciones pertinentes. Surgimap Spine® (<http://www.surgimap.com>, Nemaris Inc, Nueva York, Nueva York) es un programa informático abierto que integra herramientas de medición de parámetros espino pélvicos y útiles para la planificación quirúrgica. Su utilidad ha sido ampliamente difundida en la literatura médica (59). En la figura 10 se aprecia un ejemplo de medición de parámetros espino pélvicos en uno de los sujetos incluidos en la muestra a estudio.

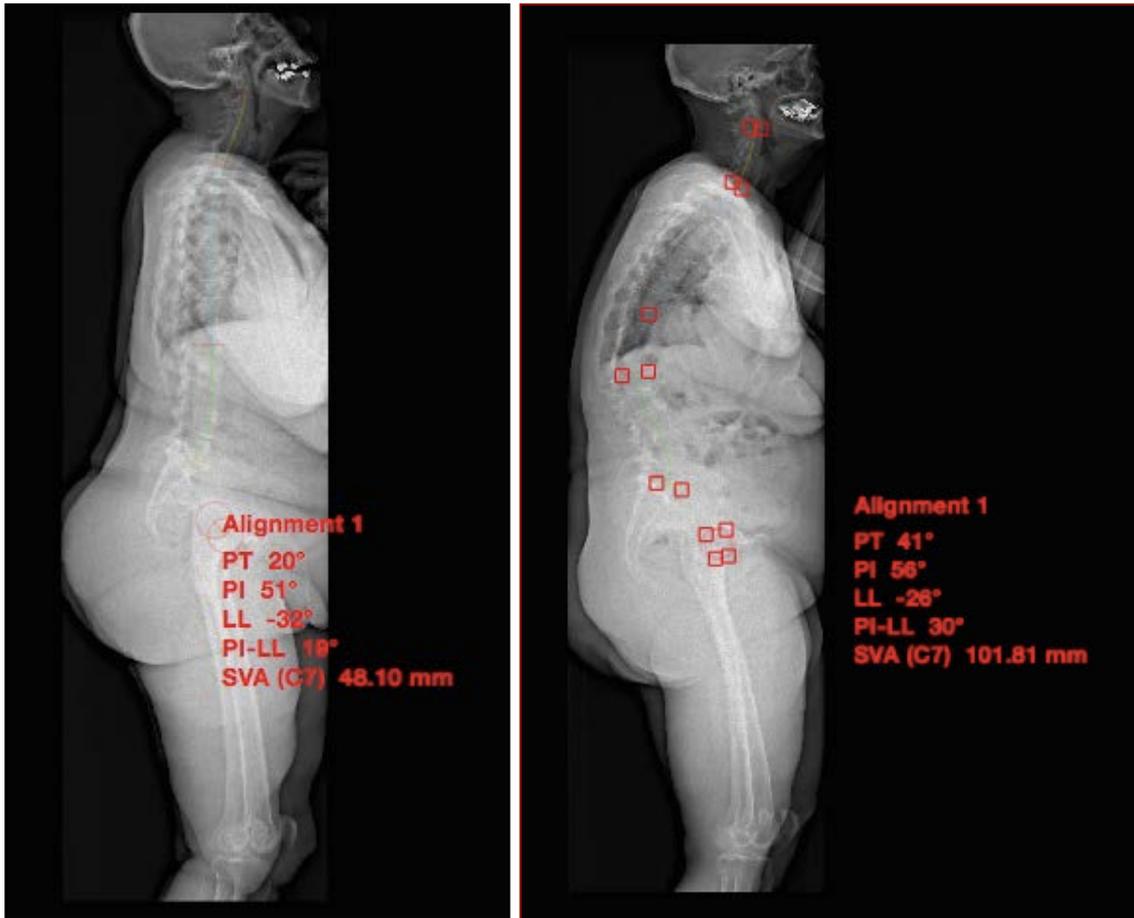


Figura 10: análisis de parámetros espino pélvicos mediante radiografía telemétrica empleando el software Surgimap Spine®

Los parámetros evaluados en el análisis estático-radiológico de la muestra fueron: IP, PS, VP, lordosis lumbar, cifosis torácica y C7-SAR radiológico. Las mediciones fueron realizadas por dos observadores independientes. La concordancia entre ambas mediciones fue elevada ($k = 0,9$), seleccionándose como resultado final una media de los resultados obtenidos por ambos observadores.

4.3. Análisis dinámico.

Para el análisis biomecánico de la muestra seleccionada, los pacientes fueron invitados a recorrer un pasillo de la marcha de 3 metros de longitud en un trayecto de ida y vuelta en dos ocasiones sucesivas, realizando un trayecto total de 12 metros. Se invitó al paciente a que recorriera el pasillo a su velocidad normal de

deambulación. Las imágenes capturadas fueron posteriormente introducidas en el modelo AnyBody Modeling System®.

El sistema AnyBody Modeling System® es un software diseñado para la simulación de la mecánica del cuerpo humano en diferentes situaciones. Los resultados incluyen las fuerzas individuales de los distintos grupos musculares así como, en nuestro caso, los datos cinemáticos de las articulaciones de extremidades inferiores.

El análisis biomecánico se ha llevado a cabo en tres fases: diseño del modelo computacional, captura del movimiento- análisis de la marcha y dinámica inversa.

4.3.1. Diseño del modelo.

Se creó un modelo musculo-esquelético específico utilizando el software AnyBody Modeling System™. A partir de un modelo estándar, se generó una plataforma que permitía parametrizar las variables geométricas. La geometría fue ajustada a cada usuario de forma manual en base a la información medida mediante radiografía (incidencia pélvica, inclinación pélvica, así como los ángulos de lordosis lumbar y cifosis torácica). Una vez finalizada esta fase, contábamos con el modelo representativo de la postura en bipedestación estática de cada usuario.

4.3.2. Captura de movimiento. Análisis de la marcha.

Se capturó el movimiento de los pacientes con 6 cámaras infrarrojas (OptiTrack Flex:V100r2, Natural Point) (representadas en la figura 11a), mediante marcadores esféricos pasivos reflectantes de 16 mm diámetro pegados a la ropa del paciente (figura 11b). Se ha utilizado un modelo sin brazos, que requiere 26 marcadores.



Figura 11: a. cámaras OptiTrack empleadas para el registro. b. Marcadores sobre un modelo real.

El resumen de la colocación de los marcadores viene recogido en la tabla nº 1.

Tabla 1: resumen de la colocación de los marcadores.

Nombre	Posición
RFHD, LFHD	Frente cabeza
RBHD, LBHD	Posterior cabeza
CLAV	Clavículas (extremo distal esternón)
STRN	Esternón (extremo proximal esternón)
C7	Vértebra C7
T10	Vértebra T10
RASI, LASI	ASIS (anterior superior iliac spine)
RPSI, LPSI	PSIS (posterior superior iliac spine)
RTHI, LTHI	Fémur
RKNE, LKNE	Rodillas
RTIB, LTIB	Tibias
RANK, LANK	Tobillos
RHEE, LHEE	Talones
RTOE, LTOE	1º metatarso
RMT5, LMT5	5º metatarso

Adaptado de: <http://www.idmil.org/mocap/Plug-in-Gait+Marker+Placement.pdf>

Tabla 1: resumen de la colocación de los marcadores

La grabación fue realizada con el software Motive 1.0.1 (Naturalpoint) con una frecuencia de 100 fps.

4.3.2.1. Medición de fuerza de reacción.

Se utilizaron plantillas de presión (Paromed GmbH & Co. KG, Parotec, Plantillas V5.70) con 32 puntos de presión (ver figuras 12a y 12b), colocadas en los zapatos de los pacientes.

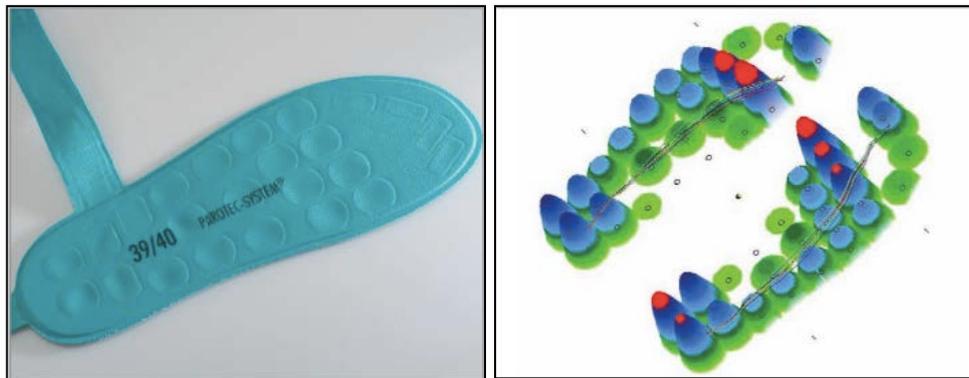


Figura 12: a. Plantillas Parotec. Sensores. b. Representación de las mediciones dinámicas.

Se llevaron a cabo 3 momentos de análisis:

- Sincronización de las plantillas: se llevaba a cabo levantando los pies para resetear el “0” o punto de partida de los sensores
- Clínico-estático: registrado tras aproximadamente 20 segundos en bipedestación (frecuencia de medida 100 Hz)
- Clínico- dinámico: durante la marcha (frecuencia de medida 100 Hz)

4.3.2.2. Realización de pruebas.

Para la grabación se ha marcado un pasillo de 3 m de longitud sobre una alfombra de 5 m x 0,9 m. representado en la figura 13.



Figura 13: Pasillo de la marcha

Una vez colocados los marcadores y las plantillas de presión, se le solicitó a cada paciente que caminase con una “velocidad cómoda” desde el inicio del pasillo hasta el final en línea recta, dando posteriormente la vuelta y volviendo al punto de partida. Tanto el trayecto de ida como el vuelta se grababan en una toma. Esta marcha se repetía 2 veces con pausas de aproximadamente 5 minutos entre las repeticiones.

4.3.2.3. Proceso de datos.

Por razones técnicas (sobre todo por la pérdida de marcadores) se seleccionó de entre las grabaciones realizadas una marcha representativa de cada paciente. Para cada sujeto se generaban las trayectorias (conversión de la posición de los marcadores en una línea continua de movimiento en 3D) de una marcha en Motive 1.0.1. Estas trayectorias fueron exportadas a un fichero C3D (un estándar de datos de captura de movimientos) (más información: www.c3d.org).

4.3.2.4. Simulación cinemática.

La simulación cinemática del modelo esquelético fue llevada a cabo empleando el Anybody Simulation Software 5.0.3 de AnyBody Technology A/S.

En la simulación de AnyBody se introdujeron las trayectorias de los marcadores grabadas en formato C3D. El propio modelo consta de marcadores “virtuales” fijados en relación a sus correspondientes segmentos (por ejemplo, RFHD, LFHD, RBHD, LBHD corresponden al cráneo, RKNE, LKNE a las rodillas, RANK, LANK a los tobillos, etc...). AnyBody escala los segmentos del modelo esquelético y optimiza la posición de sus marcadores “virtuales” en relación a cada una de las áreas estudiadas, para reflejar así la fijación de los marcadores reales. (Se pueden permitir o prohibir para cada marcador las direcciones de optimización). Esto se halla representado en la figura número 14, a continuación.

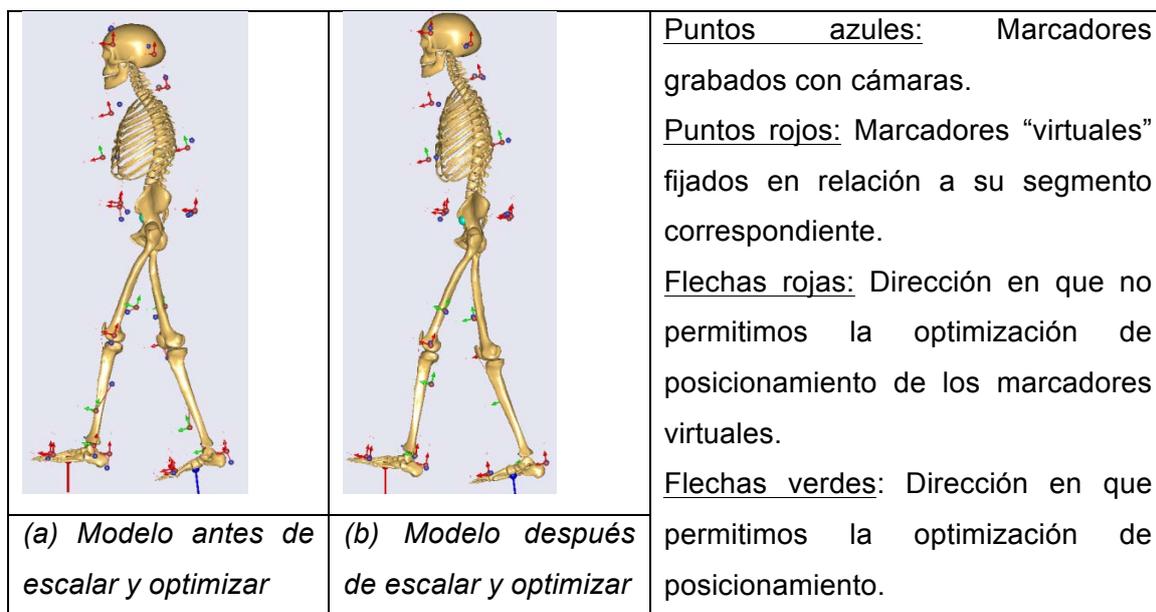


Figura 14: Ejemplo del modelo esquelético antes y después de la optimización por AnyBody

A través de la simulación cinemática conseguimos definir parámetros clínicos, tanto estáticos como dinámicos.

Se han obtenido:

- Ángulo de lordosis lumbar: calculado a partir del sistema de referencias de la pelvis y el sistema de referencias torácicas. A raíz de este parámetro se ha calculado el ángulo de lordosis lumbar máxima de la simulación y el ángulo de lordosis lumbar promedio de la simulación.

- Ángulo de versión pélvica: calculado como el ángulo entre el sistema de referencias de la pelvis y la horizontal.

Ambos ángulos se hallan representados en la figura número 15 (a y b), 16 y 17.

Figura 15: ángulos de VP y lordosis lumbar

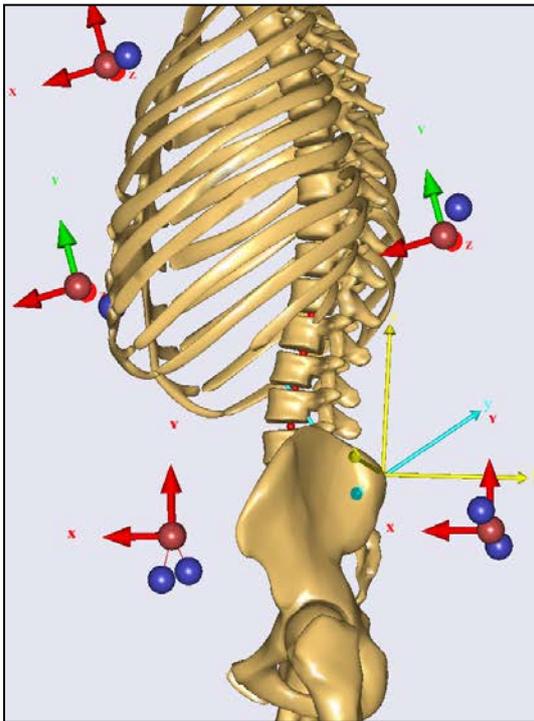


Figura 15a: VP: ángulo entre el sistema de referencias de la pelvis y horizontal

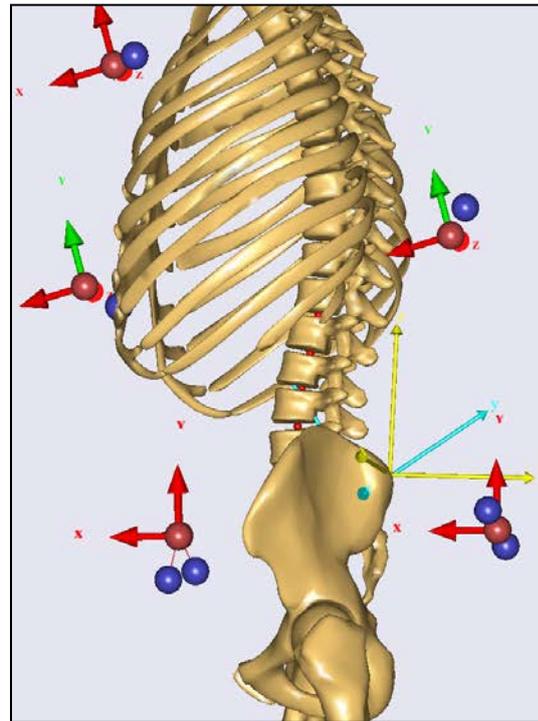


Figura 15b: Lordosis lumbar: ángulo entre sistema de referencias de pelvis y sistema de referencias torácica

Figura 16: Máximo y promedios de ángulos (en grados) durante todo el movimiento: versión pélvica.

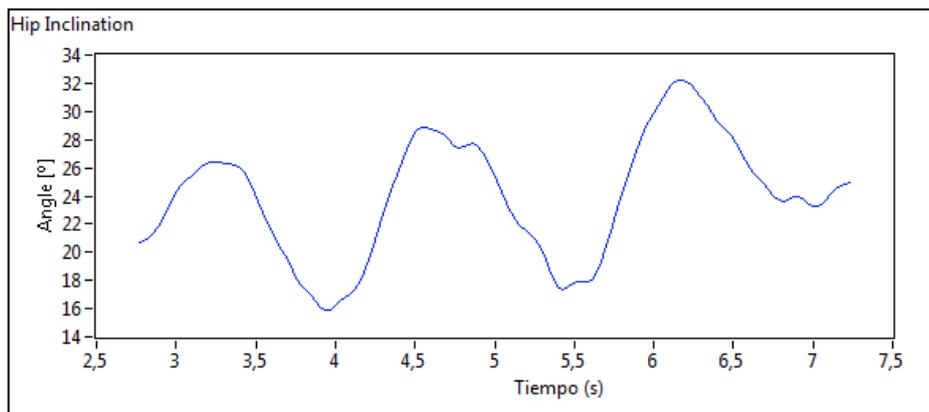


Fig. 16: Se aprecian las variaciones de la angulación durante la marcha

Figura 17: Máximo y promedios de ángulos (en grados) durante todo el movimiento: articulaciones lumbares

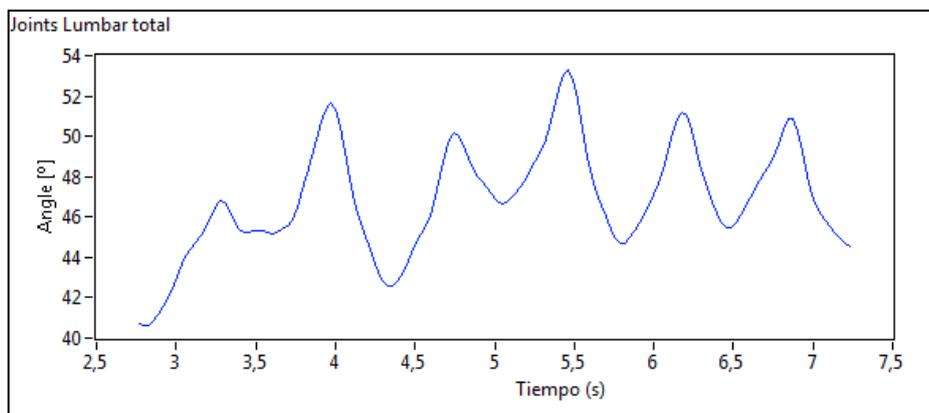


Fig. 17: Se aprecian las variaciones de la angulación durante la marcha

Una vez realizada la optimización del modelo, la simulación mueve los segmentos del esqueleto según las trayectorias de los marcadores, siempre con una cierta tolerancia que proviene de la diferencia de colocación de marcadores reales versus virtuales. Como resultado, se convierten las trayectorias de los marcadores grabados con cámaras en un movimiento continuo de los segmentos del modelo (representado en la figura número 18).

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

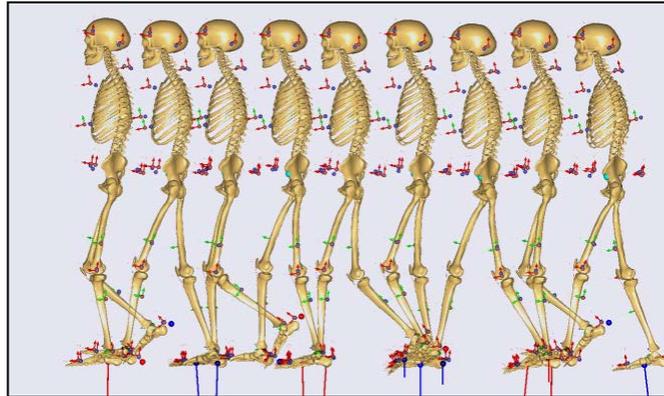


Figura 18: Evolución de la marcha con el modelo esquelético de AnyBody

Esta simulación permite determinar la posición, velocidad y aceleración de todos los segmentos y con ello el ángulo recorrido por todas las articulaciones.

A través de la simulación cinemática se calcularon los ángulos articulares (que son variables en el tiempo) medidos en grados. Para su cálculo, se analizó para cada articulación el promedio de los máximos y mínimos de cada ángulo a estudio. Poniendo como ejemplo el cálculo de los ángulos a nivel de la articulación de la rodilla, el ángulo máximo sería el resultante del promedio de los máximos locales de cada paso (lateralidad izquierda y derecha) y el ángulo mínimo sería el resultante del promedio de los mínimos locales de cada paso (lateralidad izquierda y derecha). El rango máximo para esta articulación consistiría en la diferencia entre el ángulo máximo y el ángulo mínimo. Esto se halla ejemplificado en la figura 19.

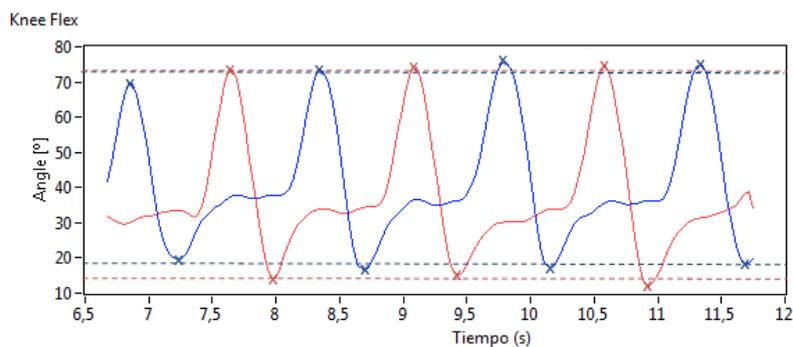


Figura 19: flexión de la rodilla sobre el tiempo de la simulación (trazo rojo: izquierda, trazo azul: derecha). Los valores numéricos extraídos de esta grafica son promedios de los máximos y mínimos (mínimos/máximos marcados con "x"; trazos de puntos: promedio)

Los ángulos articulares analizados mediante simulación cinemática fueron:

- Los máximos y mínimos grados de flexión, extensión y abducción articular de las caderas.
- Los máximos grados de flexión y extensión de las rodillas.
- El rango articular en grados de flexo extensión y abducción de las caderas.
- El rango articular en grados de flexo extensión de las rodillas.

Para todos los datos citados se obtuvieron los promedios entre datos de lateralidades izquierda y derecha. Los datos se hallan resumidos en la tabla nº2.

Tabla 2: ángulos estudiados mediante simulación cinemática:

Flexión cadera derecha (°) (máx)
Extensión cadera derecha (°) (máx)
Flex-Ext cadera derecha (°) (rango)
Abducción cadera derecha (°) (máx)
Abducción cadera derecha (°) (mín)
Abducción cadera derecha (°) (rango)
Flexión rodilla derecha (°) (máx)
Flexión rodilla derecha (°) (mín)
Flexión rodilla derecha (°) (rango)
Flexión cadera izquierda (°) (máx)
Extensión cadera izquierda (°) (máx)
Flex-Ext cadera izquierda (°) (rango)
Abducción cadera izquierda (°) (máx)
Abducción cadera izquierda (°) (mín)
Abducción cadera izquierda (°) (rango)
Flexión rodilla izquierda (°) (máx)
Flexión rodilla izquierda (°) (mín)
Flexión rodilla izquierda (°) (rango)



Promedio de flexión cadera (°) (máx)
Promedio extensión cadera (°) (máx)
Promedio flexo extensión cadera (°) (rango)
Promedio abducción cadera (°) (máx)
Promedio abducción cadera (°) (mín)
Promedio abducción cadera (°) (rango)
Promedio flexión rodilla (°) (máx)
Promedio flexión rodilla (mín)
Pormedio flexo extensión rodilla (°) (rango)

Tabla 2: Para cada articulación existen valores para lateralidades derecha e izquierda. En el resumen de valores se presenta el promedio entre derecha e izquierda.

4.3.2.5. Medición de C7-SAR durante la marcha.

La distancia C7-SAR es, como se ha definido previamente, la distancia horizontal entre una línea vertical que cae desde la mitad de la plataforma inferior de C7 hasta la parte posterosuperior del cuerpo de S1. En la simulación cinemática no se dispone de estos dos puntos. En su lugar, medimos la distancia entre un punto fijo posterior de C7 y un punto entre los dos marcadores RPSI y LPSI (espinas ilíacas posterosuperiores). Se considera que esta medida es más directa, y con ello más real, que la medida de puntos del esqueleto escalado del modelo.

Cálculo del C7-SAR estático (figura 20):

Se ha calculado el C7-SAR máximo, mínimo y promedio (representados en la figura 21) de la distancia del marcador virtual sobre el C7 (en grados) y la línea entre los marcadores LPSI y RPSI durante un tiempo de estancia estática.

Figura 20: medición del C7-SAR estático: marcadores (a) y (b)

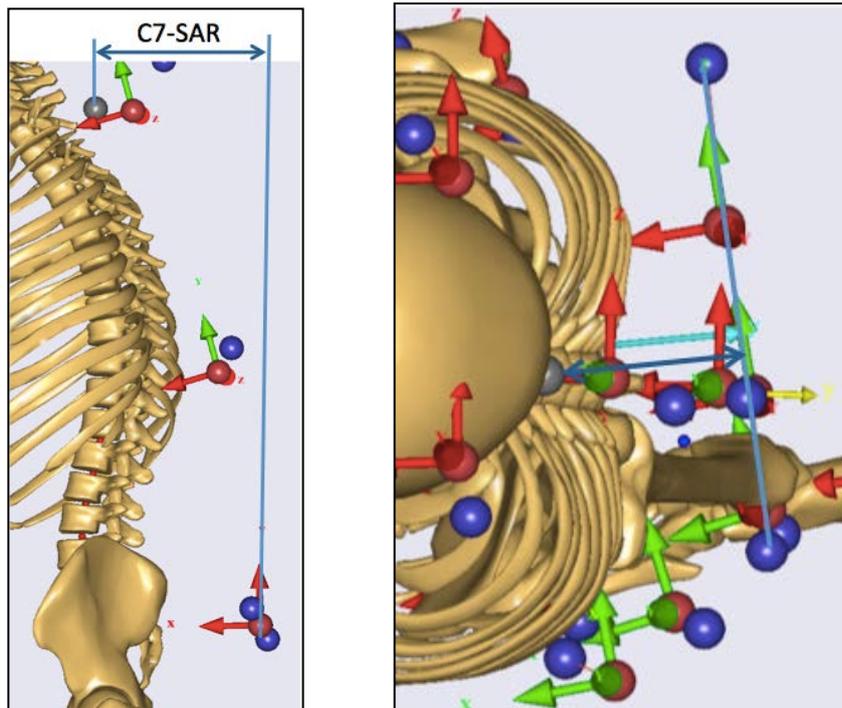


Figura 20: Posición de los marcadores a nivel C7, torácico y en EIPS en proyección lateral(a) y coronal(b)

Figura 21: ejemplo de valores de C7-SAR estático máximo, mínimo y promedio

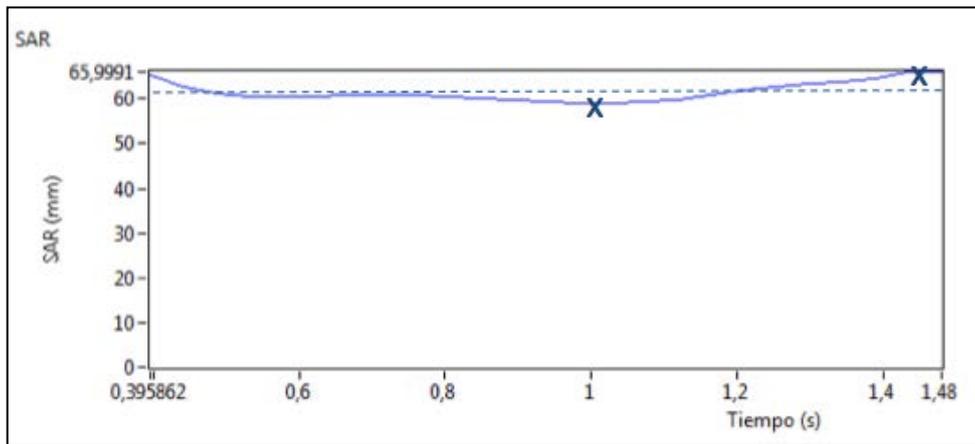


Figura 21: marcados con "x" los puntos de mínimo y máximo. Línea de puntos: indica el promedio.

Cálculo del C7-SAR dinámico:

Se ha calculado el C7-SAR máximo, mínimo y promedio (figura 22) de la distancia del marcador virtual sobre el C7 (en grados) y la línea entre los marcadores LPSI y RPSI durante la marcha analizada.

Figura 22: ejemplo de valores de C7-SAR dinámico máximo, mínimo y promedio

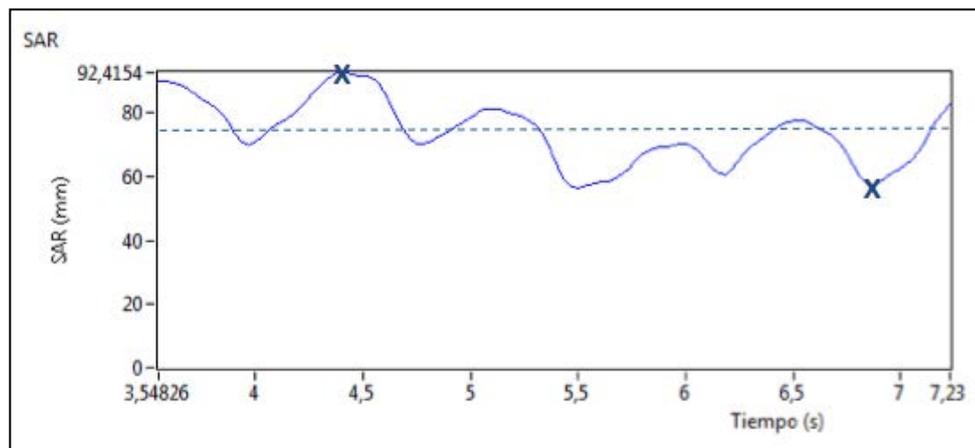


Figura 22: marcados con "x" los puntos de mínimo y máximo. Línea de puntos: indica el promedio.

4.3.2.6. Sincronización de las medidas de movimiento y fuerza

Para poder realizar la simulación mediante dinámica inversa, se necesita la medida de las fuerzas de contacto con el suelo (obtenidas mediante las plantillas). Estos datos no están sincronizados con los datos de la captura del movimiento, debido a que se registran mediante sistemas de grabación distintos, que se ponen en funcionamiento independientemente. Para poder sincronizar los datos de ambos sistemas, se identifican aquellos pasos del paciente en los que coinciden los datos de fuerza de las plantillas y los de posición vertical de los pies en la simulación cinética. Se sincronizan ambos, observando que la fuerza se incrementa cuando la posición del pie se horizontaliza y que baja cuando la posición del pie se verticaliza (figura 23).

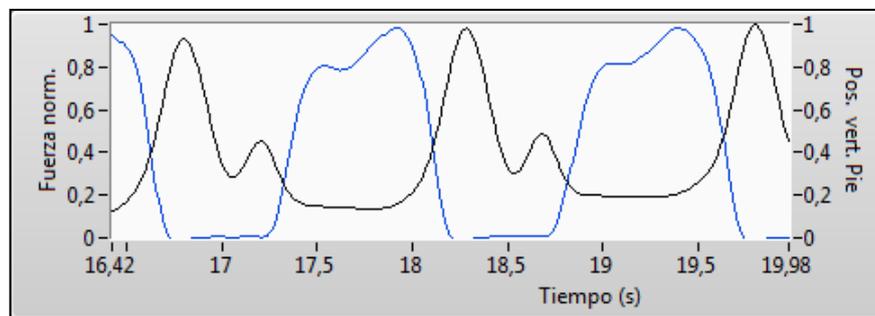


Figura 23: sincronización entre fuerza de contacto con el suelo (trazo azul) y la posición vertical del pie (trazo negro).

Previo a cada ciclo y registro de marcha, se procede al calibrado de las plantillas de presión para poder adaptar las fuerzas medidas por éstas al peso de cada paciente. Para ello, es necesario que cada uno de los sujetos coloque las plantillas de presión en el calzado con el que va a realizar la prueba, se sitúe en posición de bipedestación para que los sensores de la planta registren el peso y posteriormente sedeste con ambos pies levantados hasta el reconocimiento por parte del sistema.

4.3.2.7. Cálculo de los parámetros espacio temporales de la marcha

Para el cálculo de los parámetros espacio temporales empleamos los datos obtenidos a partir de las plantillas de presión y la simulación cinemática (posición vertical del pie).

El cálculo se llevó a cabo analizando la marcha espontánea, que es aquella que adquiere un sujeto cuando camina con naturalidad, sin que se le haya impuesto ninguna velocidad predeterminada. A esta velocidad, según Beckett (1968); Holt (1991); Inman (1966) y Ralston (1958) el gasto energético es menor que a cualquier otra velocidad (4).

Los parámetros temporales estudiados fueron:

- Tiempo de apoyo monopodal (sencillo) medido en segundos: tiempo en que un solo pie apoya (representado en la figura 24).
- Tiempo de apoyo bipodal (doble) medido en segundos: tiempo en que los dos pies están en apoyo (representado en la figura 25).
- Porcentaje de doble apoyo: porcentaje del ciclo de la marcha durante el cual ambos pies se encuentran en el suelo
- Porcentaje de apoyo sencillo: porcentaje del ciclo de la marcha en el cual un solo pie se encuentra en el suelo.

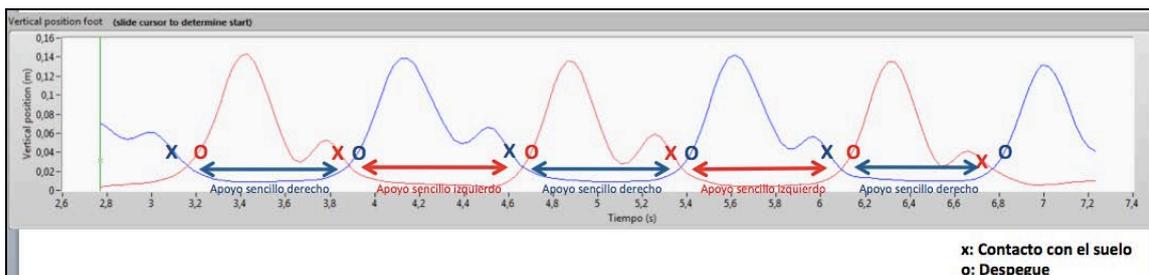


Figura 24: Apoyo sencillo: tiempo en que un solo pie apoya [s].

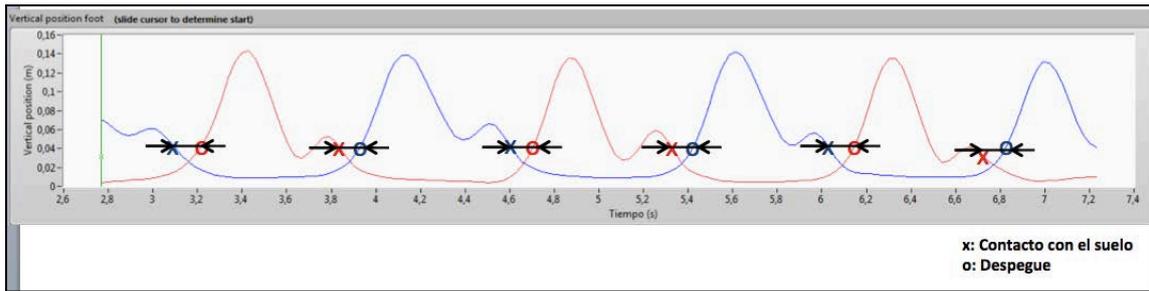


Figura 25: Apoyo doble: tiempo en que los dos pies están en apoyo [s].

Los parámetros espaciales estudiados fueron:

- Número total de pasos: es el resultado de la cadencia dividida por el tiempo total de simulación.
- Número de pasos por metro (p/m): los pasos por metro se pueden calcular tanto a partir de la cadencia y la velocidad de marcha ($p/m = \text{cadencia} / \text{velocidad}$) como a partir de los pasos totales y la distancia total recorrida ($p/m = \text{pasos totales} / \text{distancia total recorrida}$).
- Longitud de paso: se define como la distancia lineal entre el contacto inicial del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral. Se corresponde con el valor inverso del número de pasos por metro. Se ha calculado a través de los marcadores.
- Distancia interpodal (base de sustentación) máxima, mínima y media. Es la distancia máxima, mínima y media entre ambos pies (representada en la figura 26). Este parámetro está directamente relacionado con la estabilidad y el equilibrio. Se calcula mediante la distancia en el plano horizontal de los pies a una línea media en el suelo (m).

Figura 26: distancia interpodal

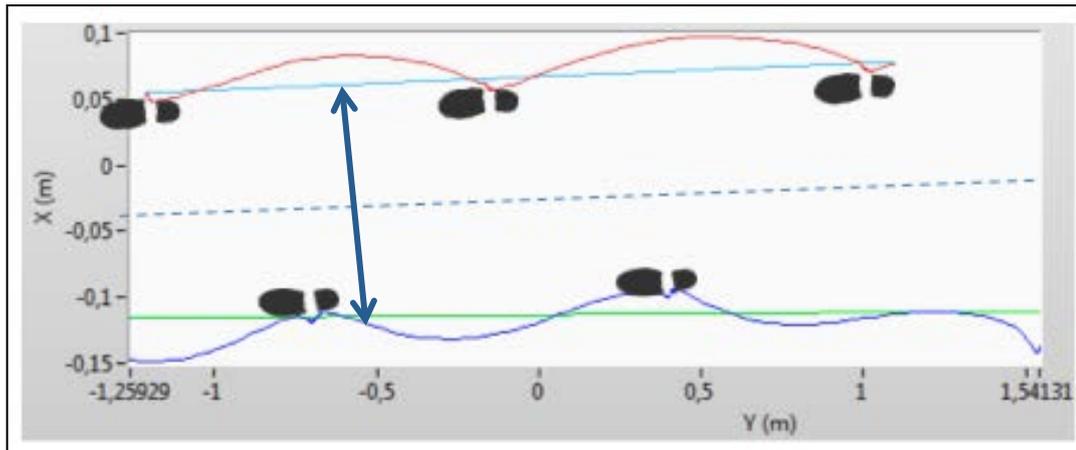


Figura 26: La base de sustentación se calcula a través de la distancia en el plano horizontal de los pies a una línea media en el suelo (m).

Los parámetros espacio-temporales analizados fueron:

- Cadencia: pasos realizados por minuto [1/min]. La frecuencia determina el ritmo y también la rapidez de la marcha. La cadencia se puede extraer de la medición del tiempo entre apoyo y apoyo del mismo pie (a través de los ciclos de marcha, figura 27). Tanto la cadencia como el tiempo de apoyo se calculan mediante los datos de fuerza obtenidos con las plantillas de presión. A través de la fuerza transmitida se identifica el momento en que un pie está en contacto con el suelo y a partir de esta información se pueden calcular ambos parámetros.
- Velocidad de marcha: la velocidad es la distancia recorrida por unidad de tiempo. Se calcula como la distancia multiplicada por la cadencia [m/min - m/s]. La velocidad de marcha se mide en la muestra a estudio analizando el desplazamiento del marcador C7 durante la marcha simulada.

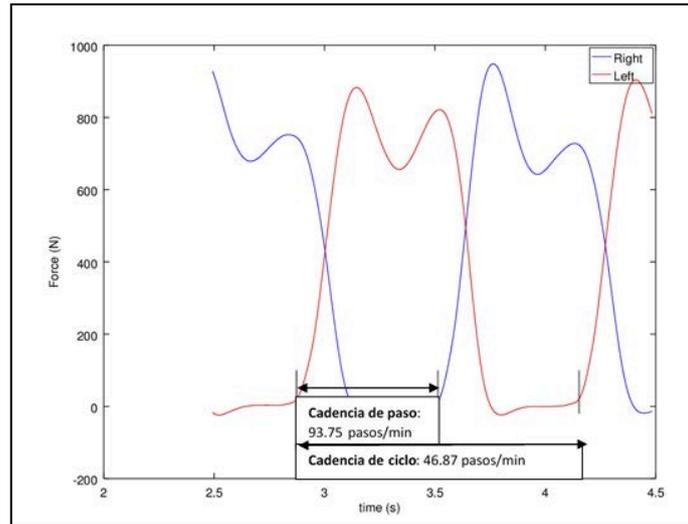


Figura 27: obtención de la cadencia de paso a través de la cadencia de ciclo. Los valores de cadencia de paso son equivalentes a la mitad de la cadencia de ciclo.

Los datos obtenidos son los resultantes de los promedios de múltiples pasos. En cada caso se analizan los datos de lateralidades derecha e izquierda. Los datos resultantes son el promedio de apoyo entre ambas lateralidades medido en segundos.

4.3.2.8. Estimación de fuerzas laterales y antero-posteriores

Para la realización de los estudios de dinámica inversa es preciso contar tanto con datos de fuerzas verticales, horizontales y anteroposteriores como con los momentos asociados (figura 28). Las plantillas de presión registran los datos derivados de las fuerzas verticales, que son las de mayor amplitud y sirven para vencer la gravedad durante el movimiento, pero no permiten el cálculo de las fuerzas horizontales ni anteroposteriores ni de los momentos que se aplican durante la marcha. Es por ello que, para una correcta fiabilidad de los resultados, es precisa una estimación de estas variables.

A partir de la simulación cinemática obtenemos el movimiento del centro de gravedad (COG: "center of gravity" en sus siglas en inglés) del modelo. Con este

dato y junto con la variable “tiempo” se puede calcular la aceleración (cambio de velocidad dividido por el incremento de tiempo) en el plano transversal. Utilizando la fórmula básica de la segunda ley de Newton, $\Sigma F=m \cdot a$ (“Fuerza = masa multiplicado por la aceleración”), se han calculado las fuerzas de contacto en el plano transversal.

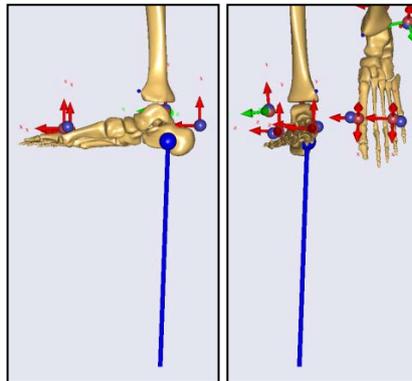


Figura 28: representación de la fuerza de contacto con componentes anteroposterior y lateral.

La resultante fuerza de reacción simulará la fuerza lateral y la fuerza anteroposterior del pie durante su apoyo.

Esta misma segunda ley de Newton puede aplicarse a movimientos angulares, que son los producidos alrededor de las articulaciones, configurando lo que se llama la “ecuación fundamental de la dinámica de rotación”. Esta ecuación establece que la aceleración angular que aparece en un sólido rígido es proporcional al momento de fuerza que actúa sobre él (60). Su expresión es $M=I \cdot \alpha$, en donde “M” es el momento de fuerza recibido por el sólido rígido – cuya unidad de medida en el Sistema Internacional es el newton por metro ($N \cdot m$)-, “I” es el momento de inercia del sólido (cuya unidad de medida es el $kg \cdot m^2$) y “ α ” es la aceleración angular (su unidad de medida en el Sistema Internacional es el rad/s^2).

4.3.3. Dinámica inversa

Los datos obtenidos a partir de la captura de movimiento (análisis de la marcha) de cada paciente se introdujeron en el modelo musculoesquelético específico creado mediante el software AnyBody Modeling System™, para realizar posteriormente un análisis de dinámica inversa.

La dinámica inversa de un cuerpo rígido es un método para la medición de las fuerzas y / o momentos de la fuerza (pares) a través de la cinemática (movimiento) de un cuerpo y las propiedades de inercia del mismo (masa y momento de inercia). Por tanto, usamos la aceleración para calcular la fuerza requerida y el momento que ha actuado sobre el segmento: se invierte la dinámica de las ecuaciones del movimiento (segunda ley de Newton).

Normalmente el método de dinámica inversa se utiliza en modelos del segmento de enlace para representar el comportamiento mecánico de los segmentos interconectados, como las extremidades de los seres humanos, animales o robots, donde dada la cinemática de las diferentes partes, la dinámica inversa se deriva de las fuerzas mínimas y los momentos responsables de los movimientos individuales.

En la práctica, la dinámica inversa calcula los momentos internos - fuerzas del movimiento de las extremidades- y las fuerzas externas, como fuerzas de reacción con suelo, bajo un conjunto de supuestos especiales.

Este proceso se conoce como dinámica inversa porque invierte la dinámica de las ecuaciones del movimiento, dando lugar a un conjunto de ecuaciones diferenciales que reproducen las trayectorias de posición a partir de las aceleraciones y fuerzas aplicadas.

Empleando el método de dinámica inversa, se puede posteriormente conocer el esfuerzo necesario en cada uno de los grupos musculares para generar el patrón de marcha de cada sujeto.

Para poder realizar la simulación mediante dinámica inversa en el presente estudio, se necesita la medida de las fuerzas de contacto con el suelo (obtenidas mediante las plantillas).

Por tanto, la dinámica inversa nos permite simular fuerzas musculares y articulares implicadas en movimientos complejos en todo el cuerpo, teniendo en cuenta las fuerzas de inercia dinámica. La dinámica inversa presenta la ventaja de permitir en pocos segundos el análisis de sistemas musculo esqueléticos muy complejos, que comprenden cientos de músculos (extraído de “AnyBody Modeling System™ Tutorials”. Más información en <http://www.anybodytech.com>). Es pues mediante el análisis de dinámica inversa, como se conocerán en detalle la cinemática y cinética de los grupos musculares del raquis y extremidades inferiores implicados en la generación de la marcha de la muestra a estudio (figura 29).

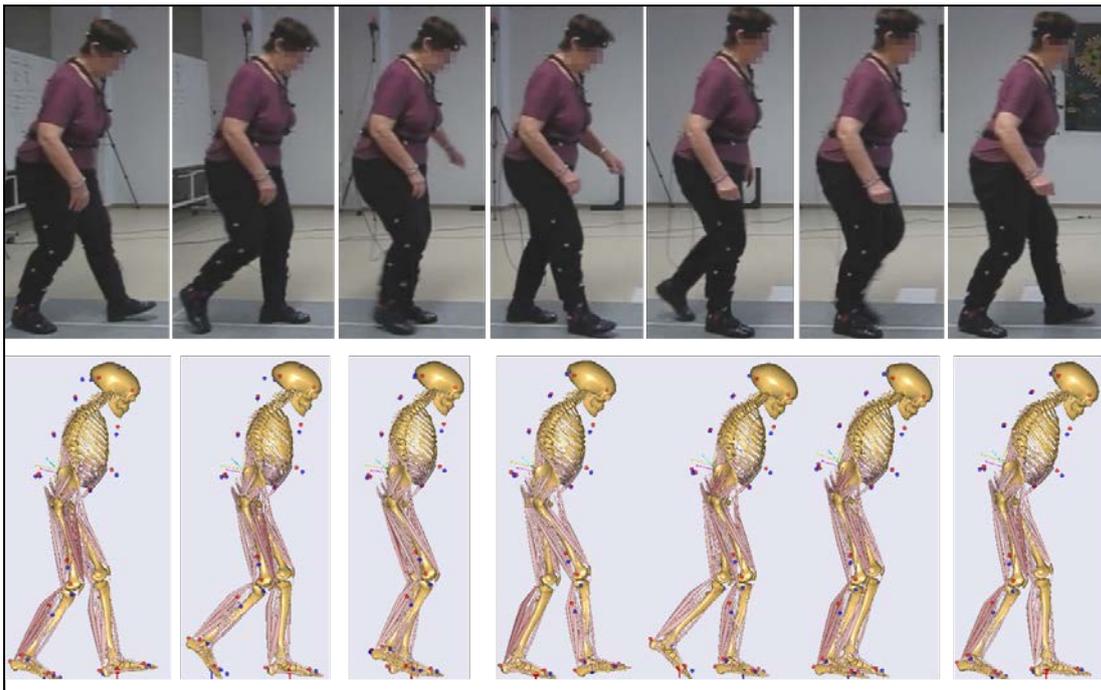


Figura 29: Ejemplo de marcha real y marcha simulada.

4.3.3.1. Fuerza Muscular.

A través de la simulación de dinámica inversa, se calculó la fuerza muscular (estudio cinético). Los datos de fuerza muscular son el resultante de las fuerzas realizadas por cada uno de los grupos musculares (en Newtons) divididas por el peso corporal (también en Newtons).

Cada músculo consta de diferentes partes que se conectan con los distintos puntos anatómicos. El cálculo de los esfuerzos musculares en el tren inferior durante la marcha fue estudiado en un modelo multicuerpo de 12 segmentos asociados a 8 unidades músculo-tendón. El valor de la fuerza ejercida por el cuádriceps, por ejemplo, es la suma de las fuerzas contempladas en los 12 segmentos de dicho músculo.

Para poder comparar las fuerzas musculares (que son, como los ángulos articulares, variables en el tiempo) se calcula para cada músculo el promedio de los máximos de su actividad (figura 30).

Figura 30: Ejemplo de la fuerza muscular sobre el tiempo de simulación aplicada al cuádriceps

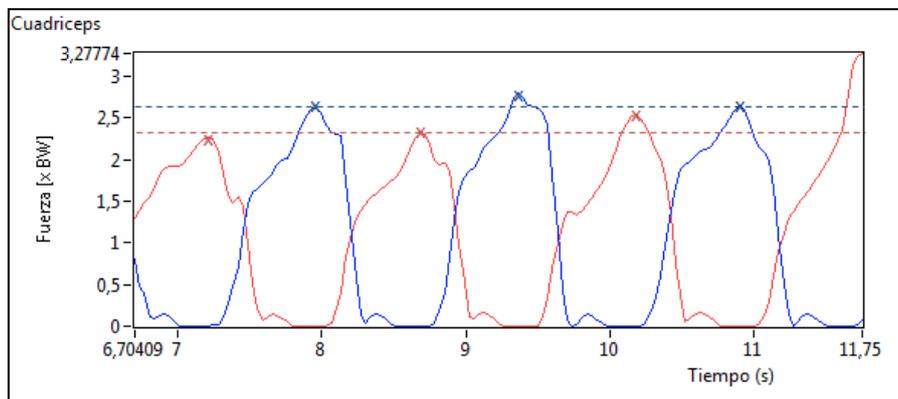


Figura 30: Ejemplo del fuerza muscular sobre el tiempo de la simulación (trazo rojo: izquierda, trazo azul: derecha). Los valores numéricos salientes de esta grafica son promedios de los máximos (máximos marcados con "x"; trazos de puntos: promedio).

Se ha obtenido la fuerza registrada por los siguientes grupos musculares:

- Oblicuo mayor
- Erector spinae
- Glúteo mayor
- Glúteo medio
- Psoas mayor
- Cuádriceps
- Isquiotibiales
- Tibial anterior
- Gastrocnemius

Igual que ocurre con los ángulos articulares, para cada músculo existen valores para la lateralidad derecha e izquierda. En el resumen de valores se presenta el promedio entre ambas lateralidades (tabla 3).

Tabla 3: grupos musculares estudiados mediante dinámica inversa:

Obliquus derecha (x BW)
Erector Espinae derecha (x BW)
Gluteus Máximus derecha (x BW)
Gluteus Medius derecha (x BW)
Psoas Major derecha (x BW)
Cuadriceps derecha (x BW)
Isquiotibialis derecha (x BW)
Gastrocnemius derecha (x BW)
Tibialis Anterior derecha (x BW)
Obliquus izquierda (x BW)
Erector Espinae izquierda (x BW)
Gluteus Máximus izquierda (x BW)
Gluteus Medius izquierda (x BW)
Psoas Major izquierda (x BW)
Cuadriceps izquierda (x BW)
Isquiotibialis izquierda (x BW)
Gastrocnemius izquierda (x BW)
Tibialis Anterior izquierda (x BW)



Suma Obliquus (x BW)
Suma Erector Espinae (x BW)
Suma Gluteus Máximus (x BW)
Suma Gluteus Medius (x BW)
Suma Psoas Major (x BW)
Suma Cuadriceps (x BW)
Suma Isquiotibialis (x BW)
Suma Gastrocnemius (x BW)
Suma Tibialis Anterior (x BW)

Tabla 3: Para cada grupo muscular existen valores para lateralidades derecha e izquierda. En el resumen de valores se presenta el promedio entre derecha e izquierda.

4.3.3.2. Trabajo.

La simulación mediante AnyBody permite la visualización de la energía potencial y la energía cinética del modelo completo durante la marcha simulada (figura 31). Para el estudio del gasto energético durante la deambulación de los pacientes de la muestra a estudio se lleva a cabo un cálculo del trabajo realizado.

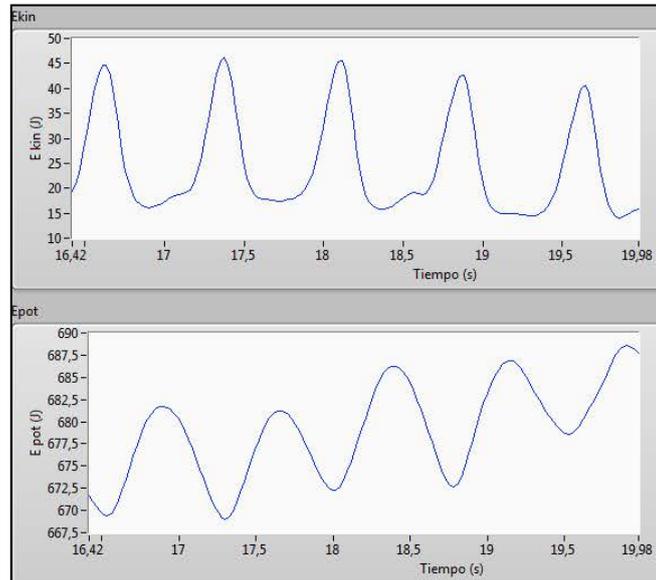


Figura 31: Energía potencial y cinética del sistema musculo esquelético durante la simulación.

El trabajo registrado es la suma de los cambios de energía potencial y energía cinética del sistema completo en cada incremento de tiempo de la medición. La fórmula aplicada para ello fue (61):

$$W_{tot} = \sum_{k=1}^n |\Delta E_{pot_k} + \Delta E_{kin_k}|$$

Donde; W_{tot} es el trabajo total, ΔE_{pot_k} es la variación de energía potencial y ΔE_{kin_k} es la variación de energía cinética.

Se registraron:

- El trabajo total realizado durante la marcha, medido en julios (J)
- El trabajo por cada metro recorrido, medido en J/m.
- El trabajo por cada paso, medido en J.

4.4. Análisis Estadístico.

Se ha calculado el grado de correlación existente entre el desequilibrio sagital y las diferentes medidas estáticas y dinámicas mediante el coeficiente de correlación de Spearman (aplicado para variables no paramétricas).

A su vez se ha correlacionado, también mediante este coeficiente, cada uno de los métodos de medición con los parámetros espacio temporales, la cinemática y la cinética de la marcha de los pacientes a estudio.

Se establecieron como estadísticamente significativos valores de p inferiores a 0.05. Se utilizó el programa estadístico SPSS 18.0 (IBM Corp.).

5. RESULTADOS

Los resultados han sido divididos en resultados clínico-demográficos, resultados radiológicos, resultados del análisis de calidad de vida, dolor, salud e imagen auto percibidas y evaluación funcional, resultados comparativos entre las diferentes mediciones de desequilibrio sagital y, finalmente, resultados del análisis biomecánico de la marcha.

5.1. Resultados clínico demográficos.

La muestra analizada constaba de 28 sujetos, de entre los cuales una mayoría (23) eran mujeres. La edad media registrada fue 63,89 años (siendo la paciente más joven de 33 años y la más anciana de 82) y el índice de masa corporal (IMC) medio de 28,75 kg/m² (cifra compatible con valores de sobrepeso, sin llegar a datos de obesidad, que se alcanzan con cifras de IMC superiores a 30 kg/m²). De entre los pacientes de la muestra, 24 se declaraban “diestros” en lo que respecta a EEII.

Los resultados clínico demográficos se hallan resumidos en la tabla 4.

Tabla 4: Resultados clínico demográficos.

Pacientes, n	28
Sexo masculino	5
Sexo femenino	23
Edad, años *	63,89 (33 – 82)
Altura, cm *	160,07 (140 - 184)
Peso, kg*	73,46 (43 - 110)
IMC, kg/m ²	28,75 (17,44 – 41,89)

* media (rango)

5.2. Resultados radiológicos:

Considerando la definición de plomada normal como la “*distancia horizontal entre la línea vertical que cae desde la mitad de la plataforma inferior de C7 hasta la parte posterosuperior del cuerpo de S1 inferior o igual a 2.5 cm*” (20), se han encontrado 18 casos con una plomada considerada patológica. 10 individuos presentaron valores de plomada dentro de la normalidad. El valor medio de plomada del total de la muestra fue de 56.39 mm, oscilando entre unos valores de -33’5 mm hasta valores de 177.78 mm.

La lordosis lumbar media de la muestra fue de 37.68° (valores de LL normal= 60.2 +/- 10.3°) (30). El valor máximo fue de 67° y el mínimo de 3°. Estamos pues ante un valor medio de LL inferior a la normalidad radiológica. No se ha encontrado sin embargo dentro de la muestra analizada ningún valor patológico por exceso de lordosis.

La cifosis dorsal media de la muestra fue de 34.68° (valores de CD normal= 46.3 +/- 9.5°) (31). El valor superior de cifosis observado fue de 93° y el inferior de 1°.

La incidencia pélvica media observada fue de 56.39°, oscilando entre un valor superior de 79° y uno inferior de 35°. Considerando el valor normal de IP de 55 +/- 10° (33), se observó que, con excepción de cuatro individuos, el resto mantenían unos valores de IP dentro de cifras no patológicas.

El último valor analizado a nivel radiológico para la posterior parametrización de las variables geométricas empleando el software ANYBODY SIM, fue la versión o inclinación pélvica, cuyo valor medio en la muestra seleccionada fue de 26.68°. El valor considerado normal se encuentra en cifras de 13° +/- 6° (33). En la muestra analizada, hasta 20 pacientes presentaban valores patológicos por exceso de VP, lo cual nos remite a una retroversión pélvica pronunciada, esperable como compensación de un balance sagital alterado. El valor máximo registrado fue de 55° y el mínimo de 9°.

Los resultados radiológicos se hallan resumidos en la tabla 5.

Tabla 5: resultados radiológicos

Pacientes, n	28
C7-SAR Rx, mm*	56,26 (-46 – 177,78)
Lordosis Lumbar Rx, grados*	37,68 (3 – 67)
Cifosis Dorsal Rx, grados*	34,68 (1 – 93)
Incidencia Pélvica Rx, grados *	56,39 (35 – 79)
Inclinación Pélvica Rx, grados *	26,68 (9 – 55)

* media (rango)

5.3. Análisis de calidad de vida, dolor, salud e imagen auto percibidas y evaluación funcional.

Los análisis de calidad de vida, dolor, salud percibida y evaluación funcional cumplimentados por los pacientes de la muestra a estudio, revelaron cifras de moderada y elevada discapacidad basal y dolor percibidos. A su vez, los dominios relativos a la salud e imagen auto percibidas arrojaron también pobres resultados. De la muestra analizada, 18 pacientes presentaban un ODI de 40 o mayor puntuación, resultados que son compatibles con datos de discapacidad severa.

La escala visual numérica del dolor presentó también cifras muy elevadas, con una media de 7,21. Del total de la muestra a estudio, 24 pacientes refirieron un EVN superior a 6, lo cual es compatible con una gradación “muy intensa” del dolor. A su vez, los resultados del cuestionario de salud SF-12, tanto en lo tocante al rol físico como mental, revelaron cifras de 39,8 y 36,4 respectivamente. Por último, los valores del cuestionario de la Scoliosis Research Society (SRS-22) obtuvieron también precarios resultados en los diferentes dominios estudiados: 2,82 (1,87- 4,65) para el dominio de función, 2,91 (1,9 - 4,32) para el de dolor, 2,22 (1,67-4,04) en el de autoimagen, 3,02 (1,68-4,19) para la salud mental y 2,74 (1,58-3,9) para la satisfacción global.

Los resultados se hallan representados en la tabla 6.

Tabla 6: resultados tests calidad de vida, dolor, salud e imagen auto percibidas y evaluación funcional

Test aplicado	Resultados
ODI, %*	43,86 (10 - 78%)
SF-12/PCS*	39,8 (17,6 – 59,11)
SF-12/MCS*	36,4 (26,2 - 48)
EVN*	7,21 (3 - 10)
SRS-22*	
Función/actividad*	2,82 (1,87- 4,65)
Dolor*	2,91 (1,9 - 4,32)
Autoimagen*	2,22 (1,67-4,04)
Salud Mental*	3,02 (1,68-4,19)
Satisfacción*	2,74 (1,58-3,9)

* media (rango)

El estudio de correlación entre las diferentes mediciones del desequilibrio sagital (C7-SAR radiológico, C7-SAR clínico-estático y C7-SAR clínico-dinámico) y los parámetros espino pélvicos (VP, IP) con los tests administrados, no reveló una correlación estadísticamente significativa, por lo que no podemos a partir de la muestra estudiada inferir que un aumento del desequilibrio conlleve a un empeoramiento de estos parámetros. La significación estadística se acerca a valores significativos en algunos de ellos ($p = 0,078$ para ODI, $p = 0,096$ para SF-12), lo cual puede sugerir que con un aumento del tamaño de la muestra se podrían obtener resultados más concluyentes. No se ha hallado en este estudio un punto de inflexión (una medida de C7-SAR patológica concreta) a partir del cual los parámetros empeoren. Sí se han observado sin embargo, resultados netos peores en los pacientes con desequilibrio.

5.4. Resultados comparativos entre las diferentes técnicas de medición de desequilibrio sagital

Los valores de C7-SAR fueron medidos empleando tres técnicas diferentes: la medición radiológica (mediante el software Surgimap®, descrito en el apartado 4.2), la medición clínico- estática (antes de empezar a andar) y la medición clínico- dinámica (extraída de la media durante el estudio de la marcha). Las dos últimas mediciones fueron llevadas a cabo empleando los marcadores ya descritos en el apartado 4.3.2.5.

El objetivo del análisis comparativo de los tres tipos de medición empleados es el de poder realizar una extrapolación de datos obtenidos a nivel clínico y a nivel radiológico, tanto para parametrizar posteriormente los resultados como para realizar las inferencias correspondientes.

Tras realizar un estudio de correlación entre las tres técnicas de medición se ha encontrado una fuerte correlación entre ellas, estadísticamente significativa:

- Analizando la correlación entre la media de C7-SAR clínico- estática y la medición clínico-dinámica, se aprecia una fuerte correlación estadísticamente significativa ($r = 0,815$, $p < 0,001$) (figura 32).

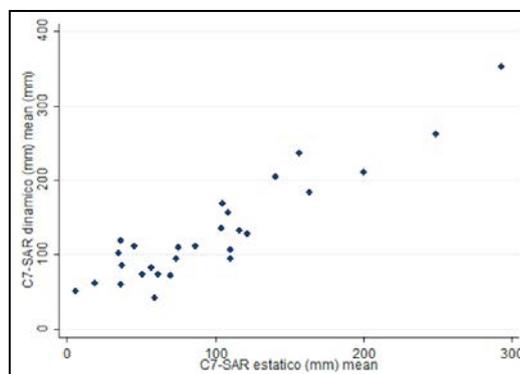


Figura 32: correlación C7-SAR clínico-estática y clínico-dinámica

- La correlación existente entre la medición radiológica y la medición clínico-dinámica fue también estadísticamente significativa, de grado moderado-fuerte ($r = 0,644$, $p < 0,001$) (figura 33).

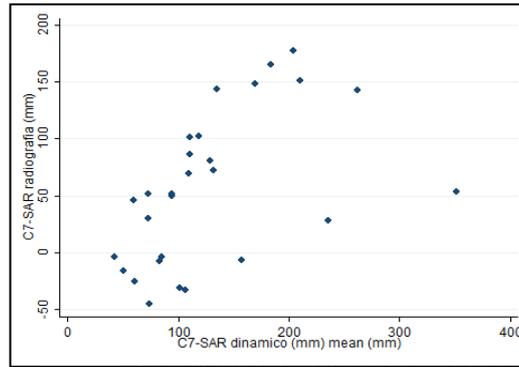


Figura 33: correlación C7-SAR radiológica y clínico-dinámica

- Por su parte, la correlación entre la medida de C7-SAR clínico-estática y la medición de C7-SAR radiológica mostró datos estadísticamente significativos, con un grado de correlación moderado ($r = 0,531$, $p = 0,004$) (figura 34).

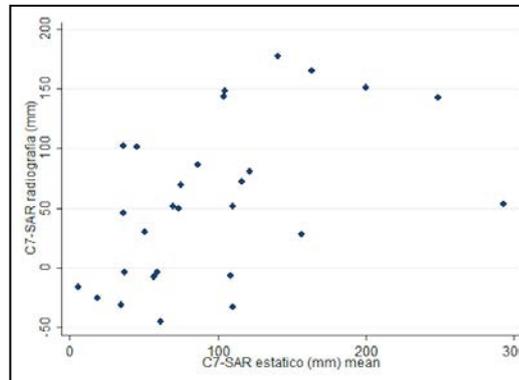


Figura 34: correlación C7-SAR clínico-estática y radiológica

Estos resultados apuntan a una fiabilidad a la hora medir el desequilibrio sagital, independientemente de la técnica para ello empleada. La evidencia de correlaciones moderadas- fuertes entre las diferentes técnicas es un punto de partida esencial a la hora de obtener resultados fiables en el ulterior estudio de parámetros de marcha.

5.5. Análisis biomecánico de la marcha.

Se ha dividido en tres subapartados:

- Resultados espacio temporales del análisis de la marcha: abarcan aquellos relacionados con la cadencia, velocidad de marcha, tiempo de apoyo monopodal, tiempo de apoyo bipodal y longitud de paso.
- Resultados cinemáticos: compilarán aquellos datos relacionados con las rotaciones articulares y el movimiento.
- Resultados cinéticos: son aquellos resultantes de la fuerza realizada por cada uno de los grupos musculares a estudio.

5.5.1: Resultados espacio-temporales del análisis de la marcha.

5.5.1.1 Parámetros temporales

Como ha sido introducido en apartados anteriores, la marcha cuenta con diferentes fases, que se hallan agrupadas en dos grandes grupos: la fase de apoyo y la fase de oscilación. La primera ocupa normalmente el 60% de la locomoción y tiene en cuenta tanto el apoyo doble (generalmente asociado al inicio y fin de la marcha) como el apoyo simple (asociado al desplazamiento). La segunda ocupa un 40% de la marcha y comprende el tiempo en que los pies no se encuentran apoyados en el suelo. En la muestra analizada observamos de media un 50,12% de apoyo doble, que oscila entre valores superiores de 78,95% e inferiores de 31,08%. El porcentaje de apoyo simple a su vez fue de 49,88% de media, oscilando en un rango del 68,92% al 21,05%.

En lo tocante al tiempo de apoyo doble y al promedio de apoyo sencillo, observamos un promedio de tiempo de apoyo doble de 0,35 s, en un rango que

abarca desde 0,22 hasta 0,9 s y un promedio de apoyo sencillo de 0,40 s, en un rango de 0,25 hasta 0,53 s.

5.5.1.2. Parámetros espaciales

Se estudiaron el número total de pasos (que se emplearía posteriormente para el cálculo del número de pasos por metro recorrido), la longitud de paso (valor equivalente al inverso del número de pasos por metro) y la distancia interpodal (base de sustentación).

En lo tocante al número medio de pasos por metro realizados por la muestra a estudio, el resultado fue de 3,07, variando entre 1,54 y 6,81 pasos por metro recorrido (p/m).

A su vez, la longitud de paso media de la muestra fue de 0,37 m, con unos valores que oscilaron entre los 0,15 m de mínimo y 0,65 m de máximo.

La anchura de base de sustentación, medida a través de la distancia lateral entre ambos pies en metros, fue de 0,14 m de media, con una variación entre cotas inferiores de 0,037 m y superiores de 0,231 m.

5.5.1.3. Parámetros espacio temporales

Fueron estudiadas la cadencia y la velocidad de marcha en los pacientes de la muestra seleccionada. El valor medio de cadencia (número de pasos por minuto) que se ha observado en la muestra a estudio fue de 81,65 pasos/ minuto (p/min), oscilando entre 45,17 p/min en el caso de las cifras más bajas y 118,13 p/min en las más altas.

En el estudio de la velocidad de marcha, definida como la distancia que recorre una persona en un tiempo determinado medida en m/s, se han apreciado unos valores medios de 0,52 m/s, oscilando éstos entre 0,14 y 0,92 m/s.

Todos los resultados espacio temporales se hallan resumidos en la tabla 7.

Tabla 7: resultados espacio temporales de la muestra a estudio

Parámetro	Resultados
Temporal	
- Porcentaje de apoyo doble*	50,12 (31,08 - 78,95)
- Porcentaje de apoyo sencillo*	49,88 (21,05 – 68,92)
- Tiempo de apoyo doble, s*	0,35 (0,22 – 0,9)
- Tiempo de apoyo sencillo, s*	0,4 (0,25 – 0,53)
Espacial	
- Número de pasos por metro*	3,07 (1,54 – 6,81)
- Longitud de paso, m*	0,37 (0,15 – 0,65)
- Anchura base sustentación, m*	0,14 (0,037 – 0,231)
Espacio temporal	
- Cadencia, pasos/min*	81,65 (45,17 – 118,13)
- Velocidad, m/s*	0,52 (0,14 – 0,92)

* media (rango)

5.5.1.4. Estudio de correlación.

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma radiológica:

Se ha encontrado una correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido mediante plomada radiográfica (C7-SAR) y el número de pasos totales ($r = 0,564$; $p = 0,002$), número de pasos por metro ($r = 0,525$; $p = 0,004$), máxima base de sustentación ($r = 0,446$; $p = 0,017$), base de sustentación media ($r = 0,536$; $p = 0,003$) y velocidad de marcha ($r = -0,396$; $p = 0,037$). Ello quiere decir que en la muestra a estudio, a medida que aumenta la deformidad (C7-SAR medido de forma radiológica), aumenta el número de pasos que es necesario realizar para recorrer la distancia requerida, aumentando por tanto el número de pasos por metro y disminuyendo la longitud de paso (valor inverso al número de p/m). Todo ello conlleva a su vez a que la velocidad de marcha registrada sea más baja cuanto mayor es el desequilibrio. Se aprecia también en el resultado, que a medida que aumenta la deformidad, existe un aumento de la

distancia entre ambos pies, es decir, una necesidad de aumentar la base de sustentación para optimizar el equilibrio.

No se ha encontrado sin embargo correlación estadísticamente significativa cuando se analiza el tiempo y porcentaje de apoyo uni o bipodal, ni respecto a la cadencia de marcha de los pacientes a estudio, en relación con la medida radiográfica del C7-SAR ($r= 0,045$; $p=0,821$).

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínico- estática:

No se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido mediante la plomada clínica (C7-SAR estático) y ninguno de los parámetros espacio temporales analizados.

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínico-dinámica:

Se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido dinámicamente (durante la marcha) y la máxima base de sustentación ($r = 0,460$; $p = 0,014$), así como con la base de sustentación media ($r = 0,403$; $p = 0,033$).

5.5.2. Resultados cinemáticos.

Se ha analizado la movilidad de las articulaciones de caderas y rodillas en el plano sagital durante las distintas fases de la marcha. Para cada articulación existen valores para lateralidades derecha e izquierda. Los resultados representan el promedio entre ambas lateralidades.

5.5.2.1. Caderas.

En cuanto a la flexión máxima de la cadera, medida en grados, se ha observado en la muestra estudiada un valor medio de $22,70^\circ$, que se ha tomado a partir de cifras que presentaron un valor inferior de $0,4^\circ$ (una limitación casi completa para la flexión de la misma) y un valor superior de $45,35^\circ$.

La extensión de esta articulación alcanza valores medios de $5,37^\circ$, oscilando entre $-18,6^\circ$ y $25,85^\circ$. Se aprecian por tanto unos resultados globalmente bajos, encontrándose al revisar la muestra caso por caso, que los pacientes con las mayores cifras de desequilibrio presentan, a su vez, una incapacidad para la extensión completa de la cadera durante la deambulación.

En lo tocante a la amplitud de movimiento de esta articulación, medida entre los puntos de máxima extensión y máxima flexión, se han encontrado valores medios de $28,06^\circ$, en un rango que abarca cifras inferiores de $15,3^\circ$ y superiores de $42,05^\circ$.

En el estudio de la abducción máxima de las caderas se han encontrado valores medios de $5,75^\circ$, en un rango que va desde los $0,05^\circ$ (presentes en el paciente que menor anchura de base de sustentación presentaba, lo cual podría explicar el origen de la exigua distancia entre ambos pies) y los $13,75^\circ$ de valor superior.

La aducción máxima registrada para las caderas arrojó una cifra de $3,86^\circ$, en un rango de límite inferior de $-0,1^\circ$ y límite superior de $10,2^\circ$ (siendo los valores medios para la aducción máxima de los pacientes de la muestra con plomada radiológica patológica de $2,9^\circ$).

Por último, la amplitud media del movimiento de la articulación de la cadera, medida entre los puntos de máxima abducción y aducción, fue de $9,61^\circ$, alternando en un rango de cifras desde $3,1$ hasta $20,75^\circ$.

Los resultados cinemáticos se recogen en la tabla 8.

Tabla 8: resultados cinemáticos de las caderas.

Parámetros cadera	Resultados
Flexión máxima, grados*	22,70 (0,4 – 45,35)
Extensión máxima, grados*	5,37 (-18,6 – 25,85)
Flexo- extensión (amplitud), grados*	28,06 (15,3 – 42,05)
Abducción máxima, grados*	5,75 (0,05 – 13,75)
Aducción máxima, grados*	3,86 (-0,1 – 10,2)
Abducción- aducción (amplitud), grados*	9,61 (3,1 – 20,75)

* media (rango)

5.5.2.2. Rodillas.

En la muestra estudiada, la flexión media máxima registrada para la articulación de las rodillas (realizándose al igual que en el caso de las caderas una media de los valores obtenidos para ambas lateralidades), fue de 50,26°. La menor flexión de rodilla observada durante la deambulación fue de 30,3°. La mayor flexión de rodilla observada durante la marcha de los pacientes a estudio fue de 72,8°. A su vez, la extensión de esta articulación arrojó resultados medios de -8,53°, en un rango desde los -19,7 hasta los 4,75°. Todos los pacientes de la muestra estudiada con cifras de plomada radiológica alteradas presentaron valores de extensión máxima negativos durante la deambulación.

Los resultados se hallan contenidos en la tabla 9.

Tabla 9: resultados cinemáticos de las rodillas.

Parámetros rodilla	Resultados
Flexión máxima, grados*	50,26 (30,3 – 72,8)
Extensión máxima, grados*	-8,53 (-19,7 – 4,75)
Flexo-extensión (amplitud), grados*	41,73 (16,6 – 67,8)

* media (rango)

5.5.2.3. Estudio de correlación

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma radiológica:

Articulación de la cadera:

Se ha encontrado una correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido de forma radiográfica (C7-SAR radiográfico) y el promedio de extensión máxima de la cadera ($r = -0,471$; $p = 0,011$). La negatividad de la correlación implica que a una mayor deformidad (mayor C7-SAR radiográfico), existe una menor extensión de esta articulación. También encontramos resultados estadísticamente significativos en lo referente al aumento del desequilibrio sagital medido de forma radiológica y el promedio de la amplitud de la flexo extensión de la cadera ($r = -0,519$; $p = 0,05$), de forma que cuanto mayor es la deformidad, menor es la amplitud de movimiento de esta articulación.

La abducción de cadera, según los resultados obtenidos, también se halla limitada cuanto mayor es el desequilibrio sagital medido de forma radiológica. En la muestra analizada resulta estadísticamente significativo que, cuanto mayor es el desequilibrio, mayor es la abducción mínima de los pacientes durante la deambulacion ($r = 0,424$; $p = 0,025$). Esto se halla en relación lógica con el aumento de la base de sustentación, como se desarrollará el ulterior apartado de discusión.

Articulación de la rodilla:

En cuanto al estudio de la articulación de la rodilla, se ha observado una relación estadísticamente significativa entre el promedio de mínima flexión de rodilla ($r = 0,492$; $p = 0,008$) y la deformidad. Ello quiere decir que los pacientes, a medida que aumenta el desequilibrio, extienden menos la rodilla durante la bipedestación y la deambulacion.

A su vez, resulta estadísticamente significativa la correlación entre el desequilibrio observado y el promedio de la amplitud de flexo extensión de la rodilla ($r = -0,396$;

$p = 0,037$), siendo esta correlación negativa. Esto indica que a mayores valores de deformidad observados, menor es la amplitud de movimientos de esta articulación, como también sucede en la articulación de la cadera.

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínica-estática.

Articulación de la cadera:

Se ha encontrado una correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido de forma clínica- estática (C7-SAR estático) y el promedio de extensión máxima de la cadera ($r = -0,413$; $p = 0,029$). La correlación es negativa, de forma que cuanto mayores son los valores del desequilibrio sagital observados, menor es la capacidad de extensión de esta articulación. A su vez, también la amplitud de flexo extensión de la cadera se haya limitada de forma estadísticamente significativa ($r = -0,444$; $p = 0,018$) (a mayor desequilibrio, menor amplitud de movimiento). Como ocurría también con el estudio del C7-SAR radiológico, resulta estadísticamente significativa la correlación entre el C7-SAR clínico-estático y el promedio de mínima abducción ($r = 0,611$; $p = 0,001$), así como con el promedio de la amplitud de abducción de la cadera ($r = -0,438$; $p = 0,02$). Es decir, cuanto mayor es el desequilibrio, menor es la movilidad de esta articulación en todos sus rangos para la muestra estudiada.

Articulación de la rodilla:

No se han encontrado resultados de correlación estadísticamente significativos entre la medición clínico-estática del desequilibrio sagital y los diferentes rangos de movilidad de la articulación de la rodilla.

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínico-dinámica:

Únicamente se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido de forma dinámica (C7-SAR dinámico) y el promedio

de flexión máxima de la cadera ($r= 458$; $p= 0,014$). Es decir, que cuanto mayor es el desequilibrio sagital dinámico, mayor es la flexión máxima de la cadera de los pacientes de la muestra a estudio.

5.5.3. Resultados cinéticos.

Los resultados del estudio cinético son aquellos relacionados con la fuerza realizada por cada uno de los grupos musculares a estudio. Para su obtención, como explicado en el apartado previo de material y métodos, se han registrado los resultados de las fuerzas contempladas en los diferentes segmentos en los que se puede dividir cada grupo muscular. A su vez, al igual que ocurre con el estudio cinemático, los resultados arrojados a partir del estudio cinético son los correspondientes a las medias entre lateralidad derecha e izquierda.

5.5.3.1. Musculatura lumbar.

La fuerza media registrada en la musculatura lumbar, a nivel de músculos oblicuos (obliquus) y del músculo erector espinal, fue de 0,14 y 0,26 Newtons (N) respectivamente. Los valores entre los que oscilaron los rangos de fuerza medidos en la muestra a estudio fueron de 0,06 hasta 0,25 N en el caso del oblicuo mayor y de 0,09 hasta 0,51 N para el erector espinal.

5.5.3.2. Cadera.

Para el estudio de la fuerza registrada por la musculatura de la articulación de la cadera, se han estudiado los valores de la fuerza ejercida por el glúteo mayor, glúteo medio y psoas. El glúteo mayor, fundamentalmente extensor y rotador externo de la cadera, presentó en el total de la muestra analizada una fuerza media ejercida de 0,21 N. El menor registro para este músculo en el total de pacientes analizados fue de 0,07 N, frente al mayor dato que fue de 0,40 N.

En lo relativo al estudio del glúteo medio o medius, abductor principal y rotador externo de la cadera, el valor medio de fuerza registrada en Newtons fue de 1,54, oscilando en un rango que se extendía desde los 0,83 hasta los 2,2 N.

Los datos obtenidos acerca de la fuerza ejercida por la musculatura del psoas, principal flexor de la cadera, arrojaron una media de 0,43 N, oscilando entre valores de 0,05 a 0,95 N.

5.5.3.3. Rodilla.

El estudio de la musculatura cuadricepsal e isquiotibial se emplea para el análisis de la fuerza ejercida por la articulación de la rodilla.

El cuádriceps, potente extensor de esta articulación e importante estabilizador rotuliano durante la marcha (62), ha registrado en la muestra estudiada valores medios de 1,03 N, siendo de 0,34 N el mínimo valor objetivado y de 2,48 N el máximo.

A su vez, la musculatura isquiotibial, cuya principal función es la de actuar de freno para la tendencia a la flexión de cadera que se produce durante la fase de apoyo de la marcha, así como para la extensión de la cadera y la flexión de la rodilla (y rotaciones) (63), registró unos valores medios de 0,74 N, oscilando entre cifras de 0,26 y 1,30 N.

5.5.3.4. Tobillos.

De cara al estudio de la musculatura que interviene en la movilización de la articulación del tobillo, se ha estudiado la fuerza desarrollada por la musculatura gemelar y tibial anterior.

En la muestra estudiada, el valor medio de la fuerza ejercida por los gemelos o gastrocnemios, cuya función principal es la de realizar la flexión plantar del pie y de vital importancia en la propulsión al inicio de la marcha (64), fue de 0,68 N, siendo el límite inferior encontrado de 0,15 N y el superior de 1,83 N.

Por su parte, el estudio de la musculatura tibial anterior, encargada de la flexión dorsal del pie y de la inversión del mismo (65), arrojó unos resultados de fuerza media para la muestra a estudio de 0,68 N, en un rango que partía de valores inferiores de 0,07 N y hasta un valor superior de 0,72 N.

La tabla 10 muestra el resumen de los resultados cinéticos de la muestra a estudio arriba desglosados.

Tabla 10: resultados cinéticos

Parámetro	Resultados
Fuerza obliquus, Newtons*	0,14 (0,06 – 0,25)
Fuerza erector spinae, Newtons*	0,26 (0,09 – 0,51)
Fuerza gluteus maximus, Newtons*	0,21 (0,07 – 0,40)
Fuerza gluteus medius, Newtons*	1,54 (0,83 – 2,2)
Fuerza psoas major, Newtons*	0,43 (0,05 – 0,95)
Fuerza cuádriceps, Newtons*	1,03 (0,34 – 2,48)
Fuerza isquiotibialis, Newtons*	0,74 (0,26 – 1,30)
Fuerza gastrocnemius, Newtons*	0,68 (0,15 – 1,83)
Fuerza tibialis anterior, Newtons*	0,31 (0,07 – 0,72)

* media (rango)

5.5.3.5. Estudio de correlación.

- Correlación respecto a valores de C7-SAR medidos de forma radiológica:

Se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido radiológicamente (C7-SAR radiológico) y la fuerza muscular generada por la suma de ambos glúteos medios ($r = -0,346$; $p = 0,071$), la suma de ambos psoas mayores ($r = -0,502$; $p = 0,007$), la suma de ambos isquiotibiales ($r = -0,368$; $p = 0,05$), la suma de ambos gastrocnemios ($r = -0,372$; $p = 0,05$) y la suma de ambos tibiales anteriores ($r = -0,487$; $p = 0,009$).

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínico- estática

Se ha encontrado a su vez correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido clínico-estáticamente (C7-SAR estático) y la fuerza muscular generada en el grupo muscular isquiotibial derecho ($r = -0,499$; $p = 0,007$), el tibial anterior derecho ($r = -0,407$; $p = 0,032$) y la suma de ambos tibiales anteriores ($r = -0,403$; $p = 0,033$).

- Correlación con respecto a valores de C7-SAR medidos de forma clínico-dinámica

Se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital medido dinámicamente (C7-SAR dinámico) y la suma de ambos psoas mayores ($r = -0,468$; $p = 0,012$), así como con la suma de ambos tibiales anteriores ($r = -0,386$; $p = 0,042$).

En todos los casos observados, las correlaciones fueron negativas, de forma que a medida que aumenta el desequilibrio sagital, disminuye la fuerza total realizada por el conjunto de la musculatura a estudio.

No se ha encontrado sin embargo correlación estadísticamente significativa entre la medición de plomada de forma radiográfica, estático-clínica ni dinámica y la fuerza ejercida por los grupos musculares cuádriceps, oblicuos, ni erectores espinales.

5.5.4. Trabajo

Mediante el análisis del trabajo desarrollado observamos el gasto energético durante la marcha de los pacientes en estudio.

El trabajo total en julios (J) realizado durante la deambulacion de la muestra alcanzó una media de 271,64 J, en un rango de 53,35 a 650,46 J.

Revisando el trabajo realizado por metro recorrido, se apreciaron unos resultados medios para la cohorte analizada de 108,12 J, con unos límites inferior y superior de 39,68 y 211,88 J respectivamente.

Por último, en lo tocante al trabajo realizado por paso, se obtuvieron resultados medios en la muestra de 88,55 J, siendo el valor inferior encontrado de 14,23 J y el superior de 242,88 J.

Los resultados se pueden visualizar en la tabla 11.

Tabla 11: trabajo, resultados

Parámetro	Resultados
Trabajo, julios*	271,64 (53,35 – 650,46)
Trabajo por metro, julios/metro*	108,12 (39,68 – 211,88)
Trabajo por paso, julios*	88,55 (14,23 – 242,88)

* media (rango)

5.5.4.1. Estudio de correlación:

No se ha encontrado correlación estadísticamente significativa entre la medición de plomada de forma radiográfica, estático-clínica ni dinámica con el trabajo realizado durante la marcha de los pacientes a estudio.

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

6. DISCUSIÓN

6.1 Validación del modelo.

La dinámica inversa es un método ampliamente validado a la hora de analizar la cinética y la cinemática del cuerpo humano. Ha sido empleada en numerosos estudios, aplicándose a cualquier nivel del sistema músculo esquelético: extremidades superiores, inferiores y columna vertebral (66 - 68). El principal objetivo de la simulación músculo esquelética es predecir fuerzas musculares, fuerzas de reacción articular u otros parámetros que son difíciles o imposibles de medir. Los dos métodos para determinar estos tipos de cantidades son técnicas de dinámica inversa o de dinámica directa (69). La dinámica inversa es el enfoque utilizado principalmente en la simulación compleja (como la que exige la columna vertebral). Mediante este método, el movimiento y las cargas externas sobre el cuerpo se asumen como conocidos y el propósito del cálculo es determinar las fuerzas internas (70).

Por su parte, la tecnología del Software AnyBody Modeling System™, empleado para el análisis de dinámica inversa, también ha sido validada para el estudio del sistema músculo esquelético en publicaciones previas (71). Este modelo fue desarrollado por AnyBody Technology (Dinamarca) a través de la colaboración en proyectos de investigación con instituciones académicas (por ejemplo, el modelo de columna lumbar fue desarrollado por Hansen et al., 2006 y por de Zee et al., 2007) y es cada vez más explotado por numerosos investigadores en todo el mundo (72). Sólo en el año 2016 se citan más de 50 publicaciones empleando este software.

6.2 Desequilibrio sagital y calidad de vida.

Numerosos estudios han correlacionado el desequilibrio sagital con el empeoramiento de la calidad de vida, función, dolor e imagen auto percibida. Ello ha sido ampliamente reportado en diferentes estudios publicados hasta la fecha (73 - 75). Entre los primeros análisis al respecto, encontramos el llevado a cabo

por Glassman et al. en 2005 (17), que analiza 352 adultos con deformidad espinal. En él, las cifras de equilibrio sagital positivo fueron identificadas como el parámetro radiográfico más altamente correlacionado con resultados adversos de salud. Protopsaltis et al. (76), en un estudio que englobó 559 pacientes afectados de desequilibrio, encontraron que el ángulo T1 pélvico, correlacionado a su vez de forma estadísticamente significativa con los tres principales parámetros espino pélvicos (C7-SAR, VP e IP) reveló un empeoramiento significativo y progresivo en la calidad de vida relacionada con la salud. El ángulo T1 pélvico y el C7-SAR se correlacionaron con el ODI (0,435 y 0,455), SF-36 Physical Component Summary (-0,445 y -0,458) y SRS (-0,358 y -0,383) ($p < 0,001$ para todos ellos).

En el presente estudio los valores obtenidos en todos los tests de calidad de vida, función, dolor y autopercepción (ODI, SF12, EVN y SRS-22) fueron pobres, al igual que se refleja en las publicaciones hasta ahora registradas. La discapacidad encontrada en la muestra arrojó cifras medias de 43,86 (ODI) y el EVN medio registrado fue muy elevado (7,21). Los datos del SF-12 y del SRS-22 se asemejan mucho a los resultados bajos que se reflejan en los estudios de los autores previamente descritos, con cifras por debajo de la media poblacional.

A pesar de ello, los resultados del presente trabajo no demostraron una correlación estadísticamente significativa entre los valores de plomada registrados a nivel radiológico y clínico y los tests previamente citados. Por tanto, lo que se ha hallado en el actual análisis es una tendencia a una peor calidad de vida, sin significación estadística concomitante. Una posible explicación para ello podría encontrarse en el pequeño tamaño muestral.

6.3 Perfil sagital estático y dinámico.

6.3.1 Resultados del perfil sagital medidos mediante radiografía telemétrica

Entre los resultados obtenidos mediante telerradiografía, destacaron valores medios de LL de 37,68° y hasta 25 pacientes de la muestra presentaron valores de LL de 50° o inferiores. Atendiendo a la normalidad radiológica (valores de LL normal= 60.2 +/- 10.3° (30)), se aprecia una disminución patológica de este parámetro. Datos similares están presentes también en diferentes publicaciones

sobre desequilibrio sagital, donde se remarca la pérdida de lordosis lumbar como la principal causa de desequilibrio (77).

A su vez, la cifosis dorsal media de la muestra fue de 34.68° (valores de CD normal= $46.3 \pm 9.5^\circ$) (31), un valor bajo, pero cercano a la normalidad. Revisando uno a uno los sujetos de la muestra, se observa que, con excepción de tres pacientes, el resto de los sujetos con valores de plomada patológicos presentan datos de cifosis inferiores a la normalidad. Esto podría interpretarse como un intento de compensación de la pérdida de lordosis concomitante reflejada en el apartado anterior, que ya ha sido reflejado en la literatura como uno de los mecanismos más precoces de compensación (78).

Schwab et al. analizaron en 2009 las consecuencias de la pérdida de lordosis sobre los valores espino pélvicos, afirmando que la pérdida de lordosis se asocia, entre otros, a una retroversión de la pelvis (y por tanto a un aumento de VP), como intento de mantener un correcto equilibrio sagital (79). La inclinación o versión pélvica de la muestra a estudio, arrojó resultados similares, con una media para este parámetro de 26.68° (normalidad en cifras de $13^\circ \pm 6^\circ$) (33). En el grupo analizado, hasta 20 pacientes presentaban valores patológicos por exceso de VP. Sin embargo, en concordancia con lo redactado por Mac-Thiong et al. (80), los valores de incidencia pélvica no experimentaron cambios, por ser este un parámetro que se mantiene constante tras la finalización del crecimiento. En la muestra analizada la IP media se mantuvo en cifras contenidas dentro de la normalidad.

Por último, a pesar de que más de un 65% de los pacientes de la muestra presentaron una plomada por encima de los valores normales, existían más sujetos con alteración de parámetros espino pélvicos y cinemáticos que sujetos con C7-SAR patológico. Esto nos conlleva a pensar que en estos pacientes, los mecanismos de compensación existentes (disminución de la cifosis, retroversión y traslación posterior de la pelvis y flexión de rodillas) consiguen ser efectivos, hasta un punto de no retorno en que la compensación se hace insuficiente y el paciente acaba abocado al desequilibrio.

6.3.2 Comparación entre las diferentes técnicas de medición del desequilibrio sagital

La técnica considerada “de referencia” en la medición del perfil sagital continúa siendo hoy en día la radiografía telemétrica en bipedestación (33, 81) que, realizada mediante la tecnología clásica o bien mediante los nuevos métodos de análisis de cuerpo entero y baja radiación emitida como el EOS® (7), nos permiten el cálculo de los diferentes parámetros espino pélvicos. Todos estos estudios analizan el perfil sagital de forma estática, sin tener en cuenta la posible variación dinámica que pueda experimentar el equilibrio sagital. Es por ello que recientemente se han planteado nuevos métodos de valoración, que puedan registrar los cambios en el perfil sagital durante la deambulación.

El primer estudio encontrado que compara las mediciones de perfil sagital estático y dinámico fue publicado por Marks en 2003 (82). En él, los autores analizan una muestra de 15 sujetos sanos, en los que se colocan marcadores en C7 y S1 y se compara la relación entre ambos en la radiografía estándar y durante la deambulación (Figura 35 a y b). Los autores concluyen que la medición del C7-SAR radiológico mediante el método habitual (de pie, con las manos reposando sobre las clavículas, a una flexión del hombro aproximada de 45°), a pesar de ser la más reproducible a nivel radiológico, reflejaba como resultado una plomada al menos 3 a 4 cm más posterior que la observada durante una posición funcional.

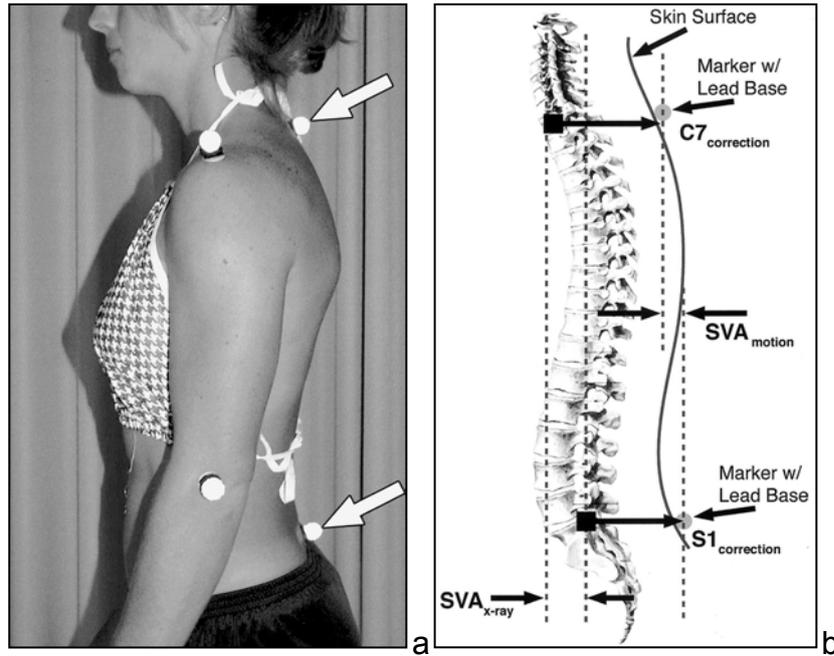


Figura 35. a: marcadores de superficie que recubren la piel en C7 y S1 utilizados para la captura de datos con el sistema de movimiento. b: distancias horizontales desde los puntos de referencia anatómicos utilizados para la medición del C7 SAR radiográfico y los marcadores de superficie correspondientes (82).

Otro estudio sobre desequilibrio sagital que comparó las mediciones estáticas y dinámicas fue publicado en 2015 por De Sèze et al. (20). En él se analizaba la marcha de los pacientes empleando registros obtenidos a través de radiografía y mediante marcadores colocados en la piel (figura 36).

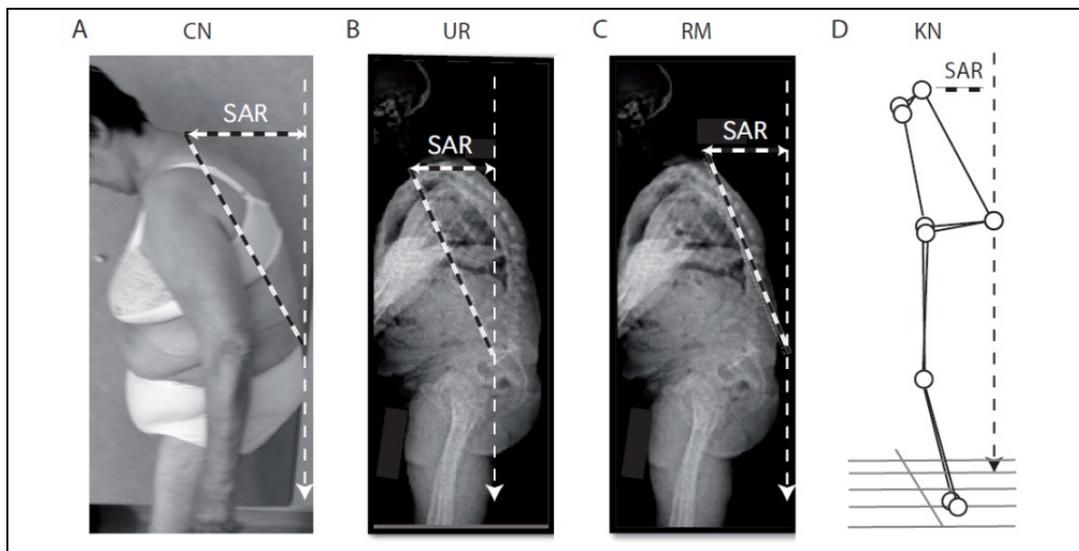


Figura 36: medición de valores de C7-SAR: A clínico- estática, B: medición radiológica estándar, C: medición radiológica mediante marcadores, D: medición dinámica.

La obtención de las mediciones de este estudio fue similar a la que se ha empleado en el presente análisis (figura 37).

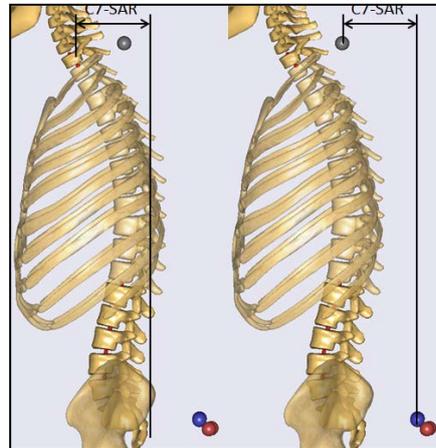


Figura 37: La medición del C7-SAR como descrito por de Sèze (izquierda) (20) versus la medición realizada para el presente estudio (derecha). La distancia “C7-SAR” en las dos imágenes es idéntica.

De Sèze concluye que existe una correlación significativa entre el deterioro funcional y los valores de C7-SAR medidos de forma dinámica, pero no con aquellos medidos de forma radiológica. Es preciso puntualizar que los estudios de De Sèze analizaban una muestra de pacientes afectados de camptocormia, enfermedad que asocia un grado variable de desequilibrio sagital y que se halla relacionada con alteraciones neuromusculares, tales como la enfermedad de Parkinson. Las enfermedades neuromusculares fueron uno de los criterios de exclusión del presente estudio.

Arima et al. (83) en 2016 publicaron un estudio con 93 pacientes, de los cuales 80 eran mujeres y 13 hombres, con una edad media aproximada de 65 años, a los que se les realizó un análisis de la marcha previo a cirugía correctiva de columna. Los autores concluyen que existe una discrepancia entre los valores obtenidos mediante radiografía y los analizados durante el estudio de la marcha, observándose un empeoramiento de la condición clínica asociado al análisis dinámico, que no se percibía en los estudios estáticos.

Por último Shiba et al. (84) evaluaron la marcha sobre cinta de 26 pacientes afectados de cifoscoliosis, con el objetivo de evaluar el equilibrio sagital global empleando la radiografía y el análisis de movimiento tridimensional (3D-MAS). Las conclusiones fueron que la valoración mediante el análisis de movimiento tridimensional podía evitar la infravaloración detectada mediante estudio radiográfico convencional.

Existen pues varias publicaciones que reportan la ausencia de correlación entre el perfil sagital medido mediante radiografía y las mediciones dinámicas durante la deambulación. Esto discrepa con los resultados obtenidos en la presente muestra, en los cuales se aprecia una correlación fuerte, estadísticamente significativa entre los tres métodos de medición. Las razones de esta discrepancia pueden explicarse por varios factores: en primer lugar, la actual muestra excluye pacientes con alteraciones neuromusculares. Es sabido que el efecto de la fatiga en estos pacientes provoca que el perfil sagital empeore con la deambulación, y por tanto, no se corresponda con las mediciones radiográficas. En segundo lugar, algunos autores utilizan métodos de medición distintos a los aquí empleados. Marks, por ejemplo, usa sólo dos marcadores, uno en C7 y otro en S1, a diferencia del presente estudio, razón por la que los resultados también podrían variar. En tercer lugar, en este análisis se ha utilizado un pasillo de la marcha de 3 metros, hecho por el cual es posible que algunos pacientes no hayan tenido tiempo de claudicar su perfil sagital. El corredor de 3 metros ha sido empleado previamente en diferentes estudios biomecánicos de la marcha y en el caso del presente estudio, su uso ha estado reforzado por la incapacidad de algunos de los sujetos para recorrer un mayor espacio sin la ayuda de un soporte externo. Quizá con un pasillo de la marcha más largo, hubiésemos detectado diferencias entre la medición de ambos perfiles. En todo caso, según los resultados obtenidos, la radiografía telemétrica en bipedestación seguiría teniendo validez para la evaluación del grado de afectación del perfil sagital, al menos durante los primeros tres metros de la marcha.

6.4 Desequilibrio sagital y marcha.

La marcha se define como un modo de locomoción bípedo donde se suceden los periodos de apoyo monopodal y bipodal, posibilitando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo humano con un coste energético menor a cualquier otra forma de locomoción humana (85). Como un componente esencial del movimiento, la marcha constituye un patrón fundamental de gran complejidad, que estará relacionado con la capacidad de desplazamiento en el espacio, y por ende con la capacidad de interacción del hombre en el ambiente (86). Su alteración será pues capaz de generar una discapacidad temporal o permanente.

Dentro del estudio de la marcha podemos establecer el análisis de tres campos principales, como son el del estudio de los parámetros espacio temporales, tales como la longitud y tiempo de paso y de zancada, el tiempo de apoyo, cadencia de pasos y velocidad. Los relativos a la cinética de la marcha, estudiando la actuación de las diferentes articulaciones en ella implicadas, como son caderas, rodillas y tobillos. Y por último el estudio de la cinemática, que hace referencia a las fuerzas que son ejercidas por los diferentes grupos musculares durante las diferentes fases de la locomoción.

Los pacientes estudiados en la muestra del presente trabajo, constituyen un grupo de sujetos con una patología estructural, el desequilibrio sagital, que se ha estudiado en lo relativo a la marcha, en cada uno de los campos previamente citados.

6.4.1. Marcha y edad.

La marcha evoluciona hasta la total maduración del sistema musculo esquelético para posteriormente estabilizarse en una serie de parámetros característicos del adulto joven. A partir de los 60 años de edad, comienzan a percibirse cambios, fundamentalmente relacionados con la velocidad de marcha, cadencia, base de sustentación, longitud de paso y movilidad de las articulaciones implicadas en la deambulación (54). En recientes estudios se ha señalado que no existe diferencia

en la marcha de aquellos sujetos ancianos sanos cuando se estratifica por edad, para aquellos pacientes con edades comprendidas entre los 65-79 años y el grupo de 80 o más años. Tampoco se observan diferencias en los parámetros de marcha de los grupos de edad señalados en pacientes con una alteración de la lordosis lumbar patológica (87). La media de edad del presente estudio fue de 63,89 años, siendo la paciente más joven de 33 y la más anciana de 82. En la muestra, 19 pacientes de los 28 reclutados presentaron 65 o más años y 21 se hallaban por encima de los 63 años.

6.4.2. Marcha y género.

En lo que respecta a la distribución de hombres y mujeres, la mayor parte de la muestra a estudio estaba compuesta por sujetos del sexo femenino (23 pacientes). Autores como Kabada (1990) o Perry (1992), realizaron trabajos donde se comparaban los parámetros espacio-temporales de la marcha de hombres y mujeres, observándose pequeñas diferencias estadísticamente significativas entre ambos sexos (88). En publicaciones más recientes, se aprecia sin embargo una ausencia de diferencias estadísticamente significativas en la marcha en llano en función del sexo (89). No ocurre lo mismo cuando se estudia el ascenso o descenso de escaleras, debido fundamentalmente a la diferencia de talla entre ambos grupos (90). Frimenko et al. (91) reafirman también que el sexo podría ser un factor confusor a la hora de analizar las diferencias en la marcha de los distintos sujetos, considerando que la diferencias en los parámetros espacio temporales de la marcha entre hombres y mujeres tiene más relación con la altura, que con el sexo. Los hombres, por presentar de media una mayor talla, asociarían una mayor longitud de paso y las mujeres a su vez, una mayor cadencia.

6.4.3. Desequilibrio sagital y parámetros espacio temporales de la marcha

A pesar de que en condiciones de normalidad el porcentaje de apoyo ocuparía un

60% del total de la marcha (92), siendo dentro de ésta un 20% achacable al apoyo doble o bipodal y un 40% al apoyo simple o monopodal de cada lateralidad (93), en la muestra estudiada se apreció un claro aumento del porcentaje de apoyo doble (50,12% de media en un rango de 31,08 - 78,95%). El aumento del apoyo bipodal es un claro síntoma de desequilibrio de la marcha, que puede ser observado no únicamente en pacientes con desequilibrio sagital, sino también en aquellas patologías de naturaleza neuromuscular o en la marcha de sujetos ancianos (94). La edad podría en el presente caso, ser un confusor a la hora de valorar el porcentaje de apoyo doble, pero es preciso puntualizar, a pesar de no contar con una correlación estadísticamente significativa, que para la muestra analizada se encontraron datos de apoyo bipodal aumentado, tanto en el subgrupo de pacientes de edades medias (50-65 años) con desequilibrio sagital, como en el subgrupo de los pacientes de edades más avanzadas (65-80 años) con plomada alterada.

Son muchos los autores que han escrito acerca de los parámetros de normalidad de longitud de paso, que oscilan entre los 0,56 y 1,1 m (95). Sin embargo, son pocos los que han estudiado este parámetro en relación con el desequilibrio sagital. De acuerdo con Yagi et al. (96), la longitud de paso se ve afectada por la desaxación sagital. Aunque en su análisis parten de unos valores que no alcanzan cifras patológicas propiamente dichas, éstas sí aumentan de forma significativa tras la corrección quirúrgica. En la muestra a estudio se ha observado la presencia de una longitud de paso disminuida con respecto a los valores fisiológicos, alcanzando cifras medias de 0,37 m. A su vez, un aumento del desequilibrio se correlaciona aquí, de forma significativa, con un aumento del número de pasos por metro y por tanto, con una disminución de la longitud de paso. Al igual que ocurre con el aumento del porcentaje de apoyo doble, la disminución de la longitud de paso ha sido previamente relacionada con marchas más inestables (94, 96).

Otro factor alterado en los resultados es la base de sustentación de los pacientes con desaxación del raquis. Craik and Oatis (95) publicaron cifras de valores normales para la anchura de base de sustentación de sujetos adultos sanos, que oscilaban en un rango de 0,77 - 0,96 m. La base de sustentación, al igual que la

longitud de paso citada previamente, se ve aumentada tanto en ancianos (94, 97) como en individuos afectados de enfermedades neurológicas que a su vez causan desequilibrio sagital (98). En la muestra a estudio, se obtuvieron valores medios de 0,14 m. Dado que la base de sustentación se halla directamente relacionada con la estabilidad y el equilibrio, se puede inferir de estos resultados que, en la muestra analizada, los pacientes aumentaron su base de sustentación para poder mantener el centro de gravedad en el interior de la superficie de apoyo. A su vez, se ha hallado una correlación positiva significativa entre la anchura de base de sustentación y los valores de C7-SAR medidos tanto de forma estática (Rx) como dinámica, de forma que a medida que aumenta el desequilibrio, lo hace a su vez la anchura de base de sustentación.

Por último en este apartado, en lo que respecta a la cadencia y a la velocidad de marcha, cabe destacar las cifras definidas por Whittle et al. en 2014. Estos autores establecieron un rango de normalidad que oscilaba entre los 90- 140 p/min para la cadencia y los 0,9- 1,8 m/seg para la velocidad (99). En la muestra estudiada, estos parámetros arrojan cifras medias de 81,65 p/min en lo que respecta a la cadencia y 0,52 m/s en lo relativo a la velocidad. Por tanto se aprecian unos valores medios inferiores al registro en pacientes sanos. Hasta ahora se habían publicado diferentes estudios sobre la relación de los parámetros espacio temporales de la marcha y su relación con las anomalías raquídeas en el plano coronal, revelando en lo tocante a cadencia y velocidad de marcha, resultados similares a los aquí descritos para el desequilibrio sagital (100, 101). Existen sin embargo pocas publicaciones que estudien la relación entre el aumento patológico de la plomada y su repercusión sobre los parámetros espacio temporales. Sus resultados son similares a los aquí obtenidos (96, 20): los pacientes con desequilibrio sagital presentan una disminución de la cadencia y la velocidad de marcha. En el presente estudio se añade, además, que existe una correlación estadísticamente significativa entre la medición radiológica del desequilibrio y la velocidad de marcha, de forma que a medida que aumenta el grado de plomada, disminuye la velocidad de deambulación de los pacientes.

6.4.4. Desequilibrio sagital y cinemática articular durante la marcha.

La limitación de los sujetos con desequilibrio sagital a la hora de la deambulaci3n es evidente en los casos de patologa moderada o avanzada, apreciándose no s3lo una flexi3n del tronco, sino tambi3n de caderas y rodillas y una extensi3n de los tobillos, que parece caracterstica del patr3n de marcha de los sujetos afectados (46).

Saha y colaboradores (102) llevaron a cabo recientemente un estudio en el que se analizaba la marcha en pacientes sanos con inclinaci3n anterior del tronco. En sujetos libres de patologa se constat3 que un aumento de la inclinaci3n del tronco conlleva a una mayor dorsiflexi3n del tobillo, flexi3n de rodillas y flexi3n de caderas.

A su vez, Bakouny, a principios de 2017 public3 que los distintos tipos de perfil sagital basados en la clasificaci3n de Roussouly (descrita en apartados anteriores) presentan una cinemática articular diferente (39) (figura 38).

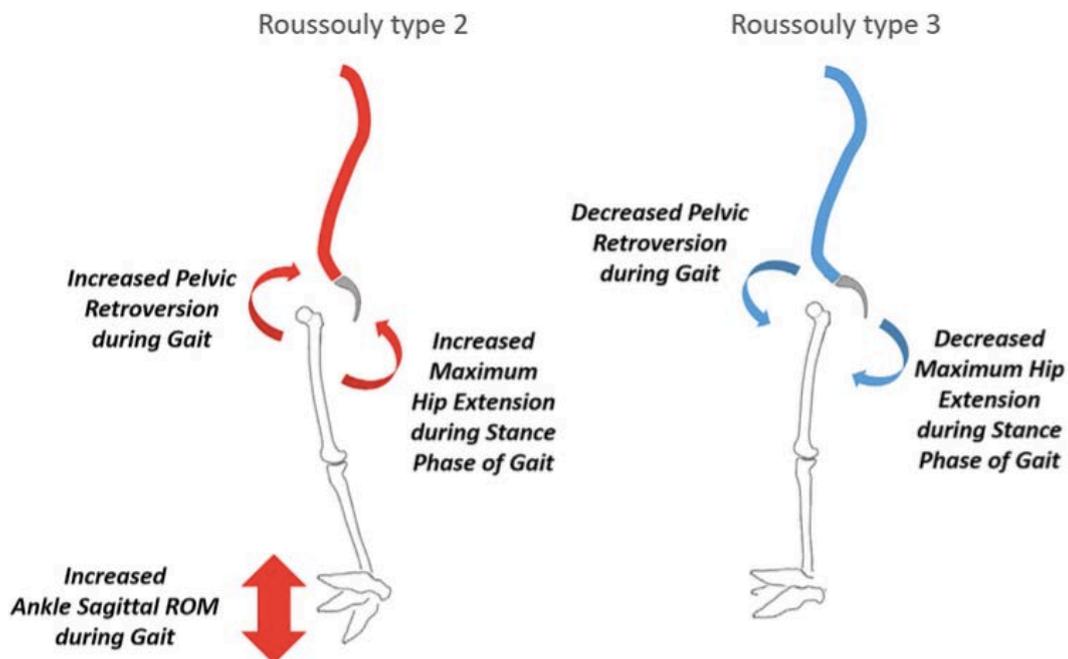


Figura 38: Diferencias más relevantes en la marcha en el plano sagital entre los tipos Roussouly 2, 3 y 4.

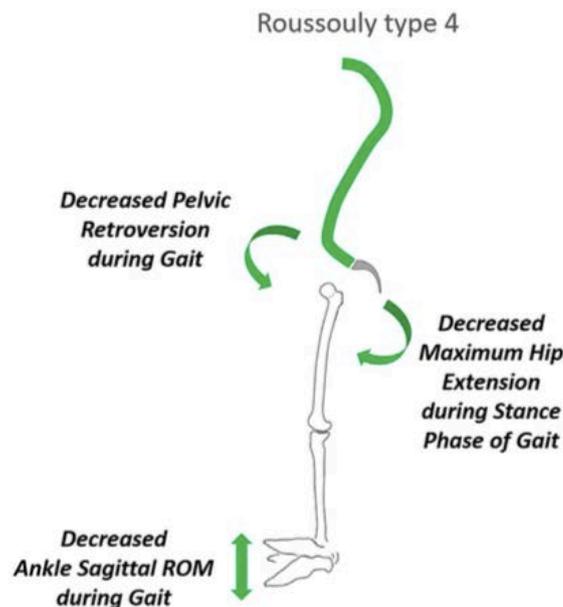


Figura 38: Diferencias más relevantes en la marcha en el plano sagital entre los tipos Roussouly 2, 3 y 4.

Parece lógico pues pensar, que cuando el equilibrio sagital está alterado, la cinética articular también lo estará.

Mediante el análisis cinemático se ha intentado valorar la repercusión del desequilibrio sobre la movilidad de caderas y rodillas en el plano sagital durante las distintas fases de la marcha.

6.4.4.1. Desequilibrio sagital y cinemática de las caderas.

El rango de movilidad normal de las caderas de un sujeto adulto sano durante la marcha oscila entre los 10° de extensión hasta los 35° de extensión (45° de rango máximo de movilidad) (103). En el presente análisis se apreciaron unos resultados en los que destaca una media de amplitud de movimiento de esta articulación reducida a únicamente 28,06°, a expensas principalmente de una limitación en la extensión (la extensión media máxima registrada en el total de la muestra fue de 5,37°, existiendo hasta 8 pacientes entre los 28 del total que

presentaban valores máximos de extensión negativos, lo cual implica un flexo de caderas durante la deambulacion. Todos los pacientes con esta condicion presentaban valores patológicos de equilibrio sagital).

Yagui y colaboradores estudiaron la cinemática de la cadera en pacientes con desequilibrio sagital y concluyeron que los valores de amplitud de movimiento se hallan limitados, fundamentalmente a expensas de la extensión. Los pacientes estudiados mejoraban a su vez ambos parámetros una vez intervenidos quirúrgicamente y corregidos sus valores de plomada radiológica (58). En el caso del presente análisis además, se ha encontrado una correlación negativa significativa entre el grado de desequilibrio sagital estudiado mediante radiografía y mediante marcadores de forma estática y el promedio de extensión máxima de la cadera, así como con el promedio de la amplitud de flexo extensión de esta articulación, de forma que a medida que aumenta la deformidad, disminuyen los rangos de movilidad articular descritos. Por tanto, los resultados del estudio de Yagui coinciden con los obtenidos en nuestra muestra.

El análisis cinemático en cuanto a la aducción y abducción de la cadera en pacientes con desequilibrio sagital no ha sido hasta el momento actual reflejado en publicación alguna según nuestro conocimiento. Dentro del rango considerado "normal" para estos movimientos durante la marcha se encuentran valores que oscilan desde los 5° de máxima aducción hasta los 10° de máxima abducción (rango de movilidad de 15°) (103). Para la muestra a estudio, destacamos la presencia de unos valores limitados de aducción (2,9° de media para la aducción máxima en pacientes con valores de plomada patológicos, frente a una media global de la muestra analizada de 3,8°) y sobre todo, una amplitud limitada a 9,61°. Se aprecia además una correlación estadísticamente significativa entre los valores de aducción y abducción y los valores de plomada medidos de forma radiológica y mediante marcadores (estático- clínica) de forma que, a medida que aumenta la deformidad, disminuye la abducción mínima. Esto implica una situación de mínima abducción que aumenta a medida que lo hace el desequilibrio. Una posible explicación para ello es que los pacientes, a medida que aumentan la plomada, precisan de un aumento en la base de sustentación para poder mantener el centro de gravedad en cotas de equilibrio (ya analizado

en párrafos anteriores). Para poder llevar a cabo una ampliación de la base de sustentación las caderas se han de encontrar en posición de abducción, es por ello que resulta plausible pensar que a medida que aumenta la deformidad, las caderas tiendan a hallarse en una situación de abducción mínima aumentada.

6.4.4.2. Desequilibrio sagital y cinemática de las rodillas.

Los estudios cinemáticos que analizan la articulación de la rodilla durante la marcha normal de los adultos sanos arrojan resultados de movilidad “fisiológica” dentro de un rango de flexo extensión de $70-0^{\circ}$ (rango de movilidad articular de 70°) (103). La cinemática de la rodilla y su relación con el desequilibrio sagital ha sido más ampliamente estudiada que los efectos de la patología sobre la articulación de la cadera. Obeid et al. reportaron la presencia de una flexión de rodilla como mecanismo compensatorio del desequilibrio sagital, correlacionada fundamentalmente con la disminución patológica de la lordosis lumbar (104). Murata et al. (105) a su vez, estudiaron la relación entre la lordosis lumbar y la extensión de rodilla en un orden inverso, que muestra que los cambios degenerativos que afectan a la extensión de la rodilla se compensan en la columna vertebral disminuyendo la lordosis lumbar y con ello pudiendo provocar un posterior desequilibrio sagital. Estos resultados, por tanto, están en la línea de los obtenidos en este estudio.

Otros análisis, como el recientemente publicado por Arima et al., señalan la mejoría estadísticamente significativa en la extensión de la rodilla, en aquellos pacientes que se han sometido a cirugía para la corrección de su desequilibrio sagital (83). En la muestra del presente estudio se apreció una flexión media máxima de rodilla disminuida respecto a parámetros normales ($50,26^{\circ}$ de media), pero lo que más llamó la atención y además sigue la línea de las publicaciones hasta la fecha, es la presencia de una extensión máxima claramente limitada, siendo la media de la muestra a estudio de $-8,53^{\circ}$, es decir, presentando durante la marcha un marcado flexo compensatorio. El rango de movilidad articular, sobre todo a expensas de la extensión, se hallaba limitado con respecto a cifras normales, con valores de amplitud media de $41,73^{\circ}$, aspecto que también se

aprecia en los estudios ya citados. A su vez en el presente análisis, los estudios de correlación revelan la existencia de una correlación positiva entre el grado de plomada medido de forma radiológica y la mínima flexión de rodilla, así como una correlación negativa entre la medición radiológica y el promedio de amplitud de flexo extensión de esta articulación. El primer dato nos informa de la presencia de un mayor flexo basal en los pacientes afectos de desequilibrio sagital y el segundo nos acerca a resultados similares de limitación de la amplitud articular a los reportados en el estudio de Arima (83).

6.4.4.3 Desequilibrio sagital y cinemática de los tobillos.

Pese a que no ha sido analizado en el presente estudio (por las razones técnicas ya mentadas previamente en el apartado 4.2 de resultados), en lo que se refiere al desequilibrio sagital y su repercusión sobre la articulación del tobillo, Yagi et al. reportan una correlación moderada entre la velocidad y la cadencia de la marcha preoperatoria y el balance articular de los tobillos de los pacientes con desequilibrio (58).

Todos estos resultados cinemáticos nos orientan a pensar que, inicialmente, los pacientes con desequilibrio sagital del raquis compensan sus demandas mediante una modificación de los parámetros espino pélvicos (como el aumento de VP). Llegados a un punto en que la retroversión de la pelvis ha llegado a su límite y dado el déficit de extensión de la cadera que presentan estos sujetos, se suman otros mecanismos compensadores, como son la flexión de las rodillas y la extensión de los tobillos. El objetivo en todo momento es el de evitar la precipitación hacia adelante, manteniendo el centro de gravedad equilibrado. Existen en la muestra estudiada sujetos con una plomada dentro de límites normales, que presentan sin embargo una alteración radiológica de los parámetros espino pélvicos y una cinemática afectada en caderas y rodillas. Ello podría deberse a que la compensación es efectiva hasta un cierto punto, umbral a partir del cual el desequilibrio sagital “vence” los mecanismos compensatorios,

iniciando un deterioro lenta o rápidamente progresivo que acaba en ocasiones precisando de corrección quirúrgica.

6.4.5. Desequilibrio sagital y fuerza de activación muscular durante la marcha.

El análisis cinético de la marcha normal fue llevado a cabo por primera vez por Murray et al. (50) y sigue siendo utilizado en la evaluación de la marcha patológica con la ayuda de dispositivos de medición de mayor precisión. Hasta el momento no se han hallado, entre las diferentes publicaciones sobre desequilibrio sagital, estudios que investiguen la cinética de los grupos musculares de extremidades inferiores implicados durante la marcha. Existen sin embargo algunos trabajos que sí evalúan la fuerza ejercida por la musculatura lumbar en pacientes afectados de esta patología. Es el caso del publicado por Hirano et al. (57) en 2016, que analiza la marcha de 135 mujeres de mediana y avanzada edad. En esta publicación señalan que la fuerza ejercida por la musculatura lumbar se correlaciona negativamente con la cifosis torácica y lumbar, y positivamente con el ángulo de inclinación sacra y la densidad mineral ósea de la columna vertebral.

Galbusera y colaboradores (106) analizaron, mediante un modelo de elementos finitos, las cargas que actúan sobre la columna lumbar y la activación de la musculatura de esta región (recto abdominal, iliopsoas, multifidus y erectores espinales). Los resultados mostraron una correlación estadísticamente significativa entre los parámetros sagitales y las cargas que actúan sobre la columna lumbar.

En el presente trabajo no se han hallado diferencias significativas entre el grado de desequilibrio sagital y la fuerza registrada en la musculatura lumbar a nivel de erectores espinales ni oblicuos.

Lee et al. (107) en un estudio llevado a cabo en 2016 en 51 voluntarios, analizaron las características de la marcha relacionadas con la edad y su asociación con el equilibrio. Los resultados mostraron un mayor nivel de

activación muscular medido mediante electromiograma en los adultos mayores, en comparación con los más jóvenes. Se observó además, una correlación positiva significativa entre el aumento de la edad y la activación de los músculos del tronco y muslo en las fases de apoyo y oscilación del ciclo de la marcha.

Los patrones de activación muscular son, al igual que las fases de la marcha, cíclicos. En los individuos normales, la coactivación agonista- antagonista es de corta duración y ocurre durante los periodos de transición cinemática (ejemplo: final de la oscilación e inicio de la fase de apoyo). La presencia de una alteración de la activación de la musculatura durante la marcha puede revelar la existencia de una inestabilidad o de problemas motores (103). En el análisis de correlación del presente estudio se analizaron los diferentes métodos para la medición del desequilibrio sagital y la fuerza muscular generada durante la marcha. Con respecto a las mediciones radiológicas del desequilibrio, encontramos una correlación negativa estadísticamente significativa para la suma de ambos glúteos medios, ambos psoas mayores (también registrada para la medición clínico-dinámica), ambos gastrocnemios, ambos isquiotibiales y ambos tibiales anteriores (también registrada para las mediciones clínico-estáticas y clínico-dinámicas). Es decir, con excepción de la musculatura cuadricepsal en extremidades inferiores, en todos los grupos musculares implicados en la marcha se apreció una menor fuerza de activación a medida que aumentaba el desequilibrio. Una posible explicación para ello es que los pacientes con desequilibrio sagital presenten un patrón de marcha alterado cuanto mayor es la deformidad, pudiendo esto conllevar a una mayor atrofia de la musculatura a estudio y por ello constatándose datos inversamente proporcionales en cuanto a la fuerza ejercida por cada uno de los grupos. En la literatura se ha demostrado una alta prevalencia de atrofia muscular paravertebral en pacientes con cifoscoliosis lumbar degenerativa. La atrofia muscular paravertebral se ha presentado como causa de un desequilibrio sagital anterior debido a la incapacidad de la musculatura atrófica para levantar el tronco verticalmente (108).

Para poder comprobar la hipótesis de la atrofia muscular de las extremidades inferiores sería necesaria la práctica de estudios de imagen, como podría ser la RNM (109). Otra posible hipótesis, en este caso en lo que concierne al sumatorio

de ambos glúteos medios y de ambos isquiotibiales, es la limitación de la extensión de las caderas y de las rodillas en los pacientes afectos de desequilibrio. Una menor extensión conllevaría a una disminución de la fuerza de activación para ambos grupos musculares.

Un elemento sorprendente en el presente estudio, dada la significación estadística para el resto de grupos musculares de extremidades inferiores, fue la ausencia de relación entre la plomada radiológica y la activación muscular cuadricepsal, pues a priori el cuádriceps habría de ser uno de los músculos más afectados, teniendo en cuenta el flexo de las caderas y la ausencia de la completa extensión de las rodillas con la que deambulan los pacientes afectos de desequilibrio sagital.

Otro dato llamativo de los resultados obtenidos, esta vez en el análisis clínico estático de la muestra, fue la existencia de una correlación negativa, estadísticamente significativa, entre el aumento de la plomada y la fuerza de activación derivada del grupo muscular isquiotibial derecho y el tibial anterior homolateral. Revisando la muestra a estudio, comprobamos que la mayor parte de los pacientes eran diestros para extremidades inferiores, lo cual podría relacionarse con los resultados aquí descritos.

6.4.6 Desequilibrio sagital y trabajo durante la marcha.

El coste energético de la transición entre pasos y el movimiento forzoso de las piernas son los responsables de la mayor parte de la energía empleada durante la deambulación (110). A su vez, el consumo energético durante la marcha está directamente relacionado con la velocidad con la que se lleva a cabo (111).

En el estudio de la muestra seleccionada no se encontró una correlación estadísticamente significativa entre ninguno de los métodos empleados para el estudio del desequilibrio sagital y el trabajo total, trabajo por paso y trabajo por metro realizado. A pesar de ello, sí se observó en la muestra de pacientes estudiados una correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio y la velocidad de marcha. Dado que el trabajo durante la deambulación depende

principalmente de la velocidad, sería lógico pensar que el trabajo total y por paso se vieran también afectados por este criterio. Una posible causa para la ausencia de correlación podría ser, en el presente caso, un pequeño tamaño muestral.

Según nuestro conocimiento, no existen hasta la fecha estudios publicados que hayan analizado el trabajo ejercido durante la marcha en pacientes afectos de desequilibrio sagital.

6.5. Puntos fuertes y limitaciones del estudio

Entre los puntos fuertes del presente estudio, cabe destacar el análisis biomecánico de la marcha, que ha sido cuidadosamente realizado y ha permitido la adecuada evaluación dinámica de los pacientes a estudio.

A su vez, la revisión bibliográfica practicada ha sido exhaustiva y engloba muchos estudios de muy reciente publicación acerca de una patología de la cual no existen, a día de hoy, revisiones bibliográficas que analicen en profundidad los parámetros espacio temporales, cinemáticos y cinéticos de los pacientes con desequilibrio sagital.

Como principal limitación cabría destacar el tamaño muestral, al tratarse de una cohorte de pacientes pequeña, formada por 28 individuos.

Por último, el hecho de no haber empleado placas de fuerza para la medición directa de las fuerzas horizontales (anteroposterior y lateral) y los tres momentos implicados en el análisis de dinámica inversa, ha conllevado a la necesidad de un cálculo aproximado de las mismas que, si bien ha sido realizado de forma precisa, hubiera sido mejorable empleando estos dispositivos.

6.6. Aplicaciones clínicas

El desequilibrio sagital es una patología de creciente interés en el campo de la cirugía de columna. Con las recientes técnicas de estudio, tanto radiológico como

dinámico, se ha conseguido un conocimiento más amplio de esta alteración, aplicable de cara a una correcta planificación de una eventual corrección quirúrgica satisfactoria.

La plomada de C7 obtenida mediante radiografía telemétrica es, actualmente, el método de elección para la cuantificación de la alineación sagital global del raquis. Sin embargo, un interrogante al respecto versaba sobre la fiabilidad de esta medición, dadas las posibles diferencias entre el grado de patología observado en la radiografía y las repercusiones dinámicas del desequilibrio de estos pacientes. Los resultados de este estudio conllevan a reforzar la fiabilidad esta técnica, tanto para la evaluación como para la planificación quirúrgica de los pacientes con desequilibrio sagital, dada la correlación significativa con las mediciones dinámicas registradas durante la deambulación.

Debido a los trastornos que presentan estos pacientes durante la marcha (enlentecimiento de la velocidad, aumento del número de pasos y de la base de sustentación,...) y a la relación ya descrita de esta patología con una mayor fragilidad y osteoporosis, sería necesaria la adopción de medidas preventivas para evitar las caídas, así como el posible uso de un soporte externo.

En lo relativo a la activación muscular, convendría realizar en estos pacientes una rehabilitación más intensiva, orientada fundamentalmente a la potenciación de los grupos musculares que presentan mayor merma, como son por ejemplo psoas, isquiotibiales, gastrocnemios o tibial anterior.

En resumen, conocer la manera en que los pacientes afectos de desequilibrio sagital modifican sus parámetros biomecánicos de marcha nos ayuda a comprender los mecanismos de adaptación de estos sujetos y las ulteriores patologías que de ello se puedan derivar.

Este estudio supone además una oportunidad para generar nuevas hipótesis e investigaciones en el campo de la biomecánica de la marcha de los pacientes con desequilibrio sagital, que a día de hoy aún se halla en estadios incipientes.

7. CONCLUSIONES

Conclusiones sobre la hipótesis de trabajo o conclusiones principales:

Los pacientes afectados de desequilibrio sagital presentaron una alteración significativa del patrón de la marcha, los rangos de movilidad articular y la fuerza y trabajo muscular en extremidades inferiores durante la deambulacion. A nivel raquídeo, las alteraciones registradas no resultaron estadísticamente significativas.

Conclusiones sobre los objetivos o conclusiones accesorias:

1. El desequilibrio sagital medido de forma radiológica a través de la plomada de C7 se correlaciona de manera estadísticamente significativa tanto con las mediciones clínico estáticas como con las clínico-dinámicas obtenidas durante la marcha.

2.1. El desequilibrio sagital se correlaciona significativamente con un incremento de la base de sustentación, una disminución de la longitud de paso y un enlentecimiento de la velocidad de la marcha.

2.2. No se ha encontrado una correlación estadísticamente significativa entre el desequilibrio sagital y una peor calidad de vida, dolor, autopercepción ni función, en los pacientes de la muestra a estudio.

3. El desequilibrio sagital se correlaciona de forma significativa con una disminución en la extensión, abducción y rango de movilidad global de caderas durante la deambulacion. Asimismo, también se correlaciona con un déficit de flexión y un menor rango de movilidad global de las rodillas durante la marcha.

4.1. El desequilibrio sagital se correlaciona significativamente con la disminución de la fuerza de activación de todos los grupos musculares mayores de las extremidades inferiores (glúteo medio, psoas, isquiotibiales, tibial anterior y gastrocnemios) con excepción del cuádriceps.

4.2. El incremento del desequilibrio sagital no se correlaciona significativamente con un incremento del gasto energético durante la deambulación.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Gebo DL. Climbing, Brachiation, And Terrestrial Quadrupedalism: Historical Precursors Of Hominid Bipedalism. *Am J Phys Anthropol.* 1996;101:55-92.
2. Senut B, Pickford M, Gommery D, Mein... P. First Hominid From The Miocene (Lukeino Formation, Kenya). *Comptes Rendus De L'* 2001
3. Niemitz C. The Evolution Of The Upright Posture And Gait--A Review And A New Synthesis. *Naturwissenschaften.* 2010;97:241-263.
4. Cámara J. Gait Analysis: Phases And Spatio-Temporal Variables. *Entramado.* 2011
5. Schwartz L. A Resume, With Comments, Of The Available Literature Relating To Posture. *Public Health Reports (1896-1970).* 1927
6. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H. [Plain Radiographs Of The Spine: Static And Relationships Between Spine And Pelvis]. *J Radiol.* 2008;89:654-63; Quiz 664.
7. Dubousset J, Charpak G, Dorion I Et Al. [A New 2D And 3D Imaging Approach To Musculoskeletal Physiology And Pathology With Low-Dose Radiation And The Standing Position: The EOS System]. *Bull Acad Natl Med.* 2005;189:287-97; Discussion 297.
8. Jean L. Analysis Of The Dynamic Sagittal Balance Of The Lumbo-Pelvi-Femoral Complex. *Intechopencom.* 2011
9. Gimeno AIC, Castellón MAE, López-Tello... MTC. Grado En Medicina 26700-Anatomía Humana. *Titulacionesunizares.*
10. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical Analysis Of The Spino-Pelvic Organization And Adaptation In Pathology. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5:609-618.
11. Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic Incidence: A Fundamental Pelvic Parameter For Three-Dimensional Regulation Of Spinal Sagittal Curves. *Eur Spine J.* 1998;7:99-103.
12. Angevine PD, Bridwell KH. Sagittal Imbalance. *Neurosurg Clin N Am.* 2006;17:353-63, Vii.

13. Klineberg E, Schwab F, Smith JS, Gupta MC, Lafage V, Bess S. Sagittal Spinal Pelvic Alignment. *Neurosurg Clin N Am*. 2013;24:157-162.
14. Schwab F, Patel A, Ungar B, Farcy JP, Lafage V. Adult Spinal Deformity- Postoperative Standing Imbalance: How Much Can You Tolerate? An Overview Of Key Parameters In Assessing Alignment And Planning Corrective Surgery. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35:2224-2231.
15. Ames CP, Smith JS, Scheer JK Et Al. Impact Of Spinopelvic Alignment On Decision Making In Deformity Surgery In Adults: A Review. *J Neurosurg Spine*. 2012;16:547-564.
16. Joseph SA, Moreno AP, Brandoff J, Casden AC, Kuflik P, Neuwirth MG. Sagittal Plane Deformity In The Adult Patient. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17:378-388.
17. Glassman SD, Bridwell K, Dimar JR, Horton W, Berven S, Schwab F. The Impact Of Positive Sagittal Balance In Adult Spinal Deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30:2024-2029.
18. Lee BH, Park JO, Kim HS Et Al. Spinal Sagittal Balance Status Affects Postoperative Actual Falls And Quality Of Life After Decompression And Fusion In-Situ Surgery In Patients With Lumbar Spinal Stenosis. *Clin Neurol Neurosurg*. 2016;148:52-59.
19. Radovanovic I, Urquhart JC, Ganapathy V Et Al. Influence Of Postoperative Sagittal Balance And Spinopelvic Parameters On The Outcome Of Patients Surgically Treated For Degenerative Lumbar Spondylolisthesis. *J Neurosurg Spine*. 2017:1-6.
20. De Sèze MP, Guillaud E, Slugacz L, Cazalets JR. An Examination Of Camptocormia Assessment By Dynamic Quantification Of Sagittal Posture. *J Rehabil Med*. 2015;47:72-79.
21. Vital JM GA, Sauri JC, Soderlund C, Gangnet N, Gille O. Sagittal Balance In Spine Disorders. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2006;50:447-453.
22. 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 (Phila Pa 1976)*. 1994;19:1611-1618.

23. Savage JW, Patel AA. Fixed Sagittal Plane Imbalance. *Global Spine J.* 2014;4:287-296.
24. Dubousset J, Charpak G, Dorion I Et Al. [A New 2D And 3D Imaging Approach To Musculoskeletal Physiology And Pathology With Low-Dose Radiation And The Standing Position: The EOS System]. *Bull Acad Natl Med.* 2005;189:287-97; Discussion 297.
25. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, De Guise J, Kalifa G, Wicart P. [Skeletal And Spinal Imaging With EOS System]. *Arch Pediatr.* 2008;15:665-666.
26. Illés T, Somoskeöy S. The EOS™ Imaging System And Its Uses In Daily Orthopaedic Practice. *International Orthopaedics.* 2012
27. Miranda G, Díaz J, Schonstedt G. En Caché. *Rev Hosp Clin Univ Chile.* 2009
28. Díaz J, Schröter C. UPDATE ON RADIOLOGIC ASSESSMENT OF SCOLIOSIS. *Revista Chilena De Radiología.* 2009
29. Diebo BG, Varghese JJ, Lafage R, Schwab... FJ. Sagittal Alignment Of The Spine: What Do You Need To Know. *Clinical Neurology And* 2015
30. 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;87:260-267.
31. Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification Of The Normal Variation In The Sagittal Alignment Of The Human Lumbar Spine And Pelvis In The Standing Position. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30:346-353.
32. Gore DR. Roentgenographic Findings In The Cervical Spine In Asymptomatic Persons: A Ten-Year Follow-Up. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26:2463-2466.
33. 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;87:260-267.
34. Le Huec JC, Aunoble S, Philippe L, Nicolas P. Pelvic Parameters: Origin And Significance. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5:564-571.
35. Mehta VA, Amin A, Omeis I, Gokaslan ZL, Gottfried ON. Implications Of Spinopelvic Alignment For The Spine Surgeon. *Neurosurgery.* 2012;70:707-721.

36. Morvan G, Wybier M, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H. [Plain Radiographs Of The Spine: Static And Relationships Between Spine And Pelvis]. *J Radiol.* 2008;89:654-63; Quiz 664.
37. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric Study Of The Sagittal Shape Of Spine And Pelvis: The Conditions Required For An Economic Standing Position. *Ann Biomed Eng.* 1992;20:451-462.
38. Schwab FJ, Diebo BG, Smith JS, Hostin... RA. Fine-Tuned Surgical Planning In Adult Spinal Deformity: Determining The Lumbar Lordosis Necessary By Accounting For Both Thoracic Kyphosis And Pelvic *The Spine* 2014
39. Bakouny Z, Assi A, Massaad A Et Al. Roussouly's Sagittal Spino-Pelvic Morphotypes As Determinants Of Gait In Asymptomatic Adult Subjects. *Gait Posture.* 2017;54:27-33.
40. Vaz G, Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Sagittal Morphology And Equilibrium Of Pelvis And Spine. *Eur Spine J.* 2002;11:80-87.
41. Bridwell KH, Lenke LG, Lewis SJ. Treatment Of Spinal Stenosis And Fixed Sagittal Imbalance. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;35-44.
42. Lenoir T, Guedj N, Boulu P, Guigui P, Benoist M. Camptocormia: The Bent Spine Syndrome, An Update. *Eur Spine J.* 2010;19:1229-1237.
43. Djaldetti R, Melamed E. Camptocormia In Parkinson's Disease: New Insights. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2006;77:1205.
44. Berjano P, Bassani R, Casero G, Sinigaglia... A. Failures And Revisions In Surgery For Sagittal Imbalance: Analysis Of Factors Influencing Failure. *European Spine* 2013
45. Obeid I, Hauger O, Aunoble S, Bourghli A, Pellet N, Vital JM. Global Analysis Of Sagittal Spinal Alignment In Major Deformities: Correlation Between Lack Of Lumbar Lordosis And Flexion Of The Knee. *Eur Spine J.* 2011;20 Suppl 5:681-685.
46. Barrey C, Roussouly P, Huec JCL, D'Acunzi... G. Compensatory Mechanisms Contributing To Keep The Sagittal Balance Of The Spine. *European Spine* 2013
47. Al-Obaidi S, Wall JC, Al-Yaqoub... A. Basic Gait Parameters: A Comparison Of Reference Data For Normal Subjects 20 To 29 Years Of Age From Kuwait And Scandinavia. *Journal Of* 2003

48. Lesmes JD. Evaluación Clínico-Funcional Del Movimiento Corporal Humano. Booksgooglecom. 2007
49. Merker J, Hartmann... M. Pathophysiology Of Juvenile Idiopathic Arthritis Induced Pes Planovalgus In Static And Walking Condition—A Functional View Using 3d Gait Analysis. Pediatric 2015
50. Murray MP, Drought... AB. ... Joint Surg Am. 1964
51. ..., Comin M, Lafuente R, Cortés A, Vera P. ... Humana Normal Y Patológica 1993
52. Giannini S. Gait Analysis: Methodologies And Clinical Applications. Booksgooglecom. 1994
53. Dicharry J. Kinematics And Kinetics Of Gait: From Lab To Clinic. Clinics In Sports Medicine. 2010
54. ..., Urrego VG, Restrepo JPR, García MCZ. ... De Evaluación Y Parámetros De Normalidad Reportados En La Literatura.(Gait: Description, Methods, Assessment Tools And Normality Parameters Reported In The Literature CES Movimiento Y 2013
55. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Influence Of The Structural Deformity Of The Spine On The Gait Pathology In Scoliotic Patients. Gait Posture. 2012;35:209-213.
56. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait In Adolescent Idiopathic Scoliosis: Kinematics And Electromyographic Analysis. Eur Spine J. 2009;18:512-521.
57. Muramoto A, Imagama S, Ito Z, Hirano K, Ishiguro N, Hasegawa Y. Spinal Sagittal Balance Substantially Influences Locomotive Syndrome And Physical Performance In Community-Living Middle-Aged And Elderly Women. J Orthop Sci. 2016;21:216-221.
58. Yagi M, Ohne H, Konomi T Et Al. Walking Balance And Compensatory Gait Mechanisms In Surgically Treated Patients With Adult Spinal Deformity. Spine J. 2017;17:409-417.
59. Akbar M, Terran J, Ames CP, Lafage... V. Use Of Surgimap Spine In Sagittal Plane Analysis, Osteotomy Planning, And Correction Calculation. Neurosurgery Clinics Of 2013

60. Dariush B, Hemami... H. A Well-Posed, Embedded Constraint Representation Of Joint Moments From Kinesiological Measurements. Journal Of 2000
61. Peasgood M. Determinants Of Increased Energy Cost In Prosthetic Gait. Uwspaceuwaterlooca. 2004
62. Kisner C, Colby LA. Therapeutic Exercise: Foundations And Techniques. Booksgooglecom. 2012
63. Simons DG, Travell JG, Simons LS. Dolor Y Disfunción Miofascial: El Manual De Los Puntos Gatillo. Booksgooglecom. 2002
64. Lorente M, Escalona PY. Elsevier 1ª Edición Barcelona. 2007
65. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics Of The Ankle. Orthopaedics And Trauma. 2016
66. Pizzolato C, Reggiani M, Modenese... L. Real-Time Inverse Kinematics And Inverse Dynamics For Lower Limb Applications Using Opensim. Computer Methods In 2017
67. Bogert AJVD, Geijtenbeek... T. A Real-Time System For Biomechanical Analysis Of Human Movement And Muscle Function. Medical & Biological 2013
68. Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL. A Biomechanical Model Of The Scapulothoracic Joint To Accurately Capture Scapular Kinematics During Shoulder Movements. Plos One. 2016
69. Zee MD, Hansen L, Wong C, Rasmussen... J. A Generic Detailed Rigid-Body Lumbar Spine Model. Journal Of 2007
70. Hansen L, Zee MD, Rasmussen J, Andersen... TB. Anatomy And Biomechanics Of The Back Muscles In The Lumbar Spine With Reference To Biomechanical Modeling. Spine. 2006
71. Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen... ST. Analysis Of Musculoskeletal Systems In The Anybody Modeling System. ... Modelling Practice And 2006
72. Bassani TS, E; Qian, Z; Briguglio, M; Galbusera, F. Validation Of The Anybody Full Body Musculoskeletal Model In Computing Lum- Bar Spine Loads At L4L5 Level. Journal Of Biomechanics. 2017

73. Ames CP, Scheer JK, Lafage V, Smith JS, Bess... S. Adult Spinal Deformity: Epidemiology, Health Impact, Evaluation, And Management. Spine Deformity. 2016
74. Takemoto M, Boissière L, Vital JM, Pellisé... F. Are Sagittal Spinopelvic Radiographic Parameters Significantly Associated With Quality Of Life Of Adult Spinal Deformity Patients? Multivariate Linear Regression Analyses European Spine 2016
75. Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey... CI. Radiographical Spinopelvic Parameters And Disability In The Setting Of Adult Spinal Deformity: A Prospective Multicenter Analysis. Spine. 2013
76. Protopsaltis TS, Schwab FJ, Smith... JS. The T1 Pelvic Angle (TPA), A Novel Radiographic Parameter Of Sagittal Deformity, Correlates Strongly With Clinical Measures Of Disability. The Spine 2013
77. Gelb DE, Lenke LG, Bridwell KH, Blanke... K. An Analysis Of Sagittal Spinal Alignment In 100 Asymptomatic Middle And Older Aged Volunteers. Spine. 1995
78. Aurouer N, Obeid I, Gille O, Pointillart... V. Computerized Preoperative Planning For Correction Of Sagittal Deformity Of The Spine. Surgical And Radiologic 2009
79. Schwab F, Lafage V, Patel A, Farcy JP. Sagittal Plane Considerations And The Pelvis In The Adult Patient. Spine. 2009
80. Mac-Thiong JM, Berthonnaud É, Dimar JR, Betz... RR. Spine. 2004
81. Azher SN, Jankovic J. Camptocormia Pathogenesis, Classification, And Response To Therapy. Neurology. 2005
82. Marks MC, Stanford CF, Mahar AT, Newton PO. Standing Lateral Radiographic Positioning Does Not Represent Customary Standing Balance. Spine. 2003
83. Arima H, Yamato Y, Hasegawa T, Kobayashi... S. Extensive Corrective Fixation Surgeries For Adult Spinal Deformity Improve Posture And Lower Extremity Kinematics During Gait. Spine. 2017
84. Shiba Y, Taneichi H, Inami S, Moridaira... H. Dynamic Global Sagittal Alignment Evaluated By Three-Dimensional Gait Analysis In Patients With Degenerative Lumbar Kyphoscoliosis. European Spine 2016

85. Cámara J. Gait Analysis: Phases And Spatio-Temporal Variables. Entramado. 2011
86. Hincapié SM, Muñoz DI. Acercamiento A Un Diagnóstico Fisioterapéutico: Analisis De La Marcha. Bdigitalceseducu. 2015
87. Hirose D, Ishida K, Nagano Y, Takahashi... T. Posture Of The Trunk In The Sagittal Plane Is Associated With Gait In Community-Dwelling Elderly Population. Clinical 2004
88. Prat-Pastor JM. Valencia: IBV. 2005
89. A. Villarroya Aparicio JMPG. Marcha Normal Y Patológica. Parámetros Que Modifican La Marcha. Revista Del Pie Y Tobillo. 2003;XVII, N°1:38-44.
90. ..., Growney ES, Johnson... ME. Reproducibility Of The Kinematics And Kinetics Of The Lower Extremity During Normal Stair - Climbing. Journal Of 1997
91. Frimenko R, Goodyear C, Bruening D. Interactions Of Sex And Aging On Spatiotemporal Metrics In Non-Pathological Gait: A Descriptive Meta-Analysis. Physiotherapy. 2015
92. Uden CJTV, Besser MP. Test-Retest Reliability Of Temporal And Spatial Gait Characteristics Measured With An Instrumented Walkway System (Gaitrite®). BMC 2004
93. Gill HS, O'Connor JJ. Heelstrike And The Pathomechanics Of Osteoarthritis: A Pilot Gait Study. Journal Of Biomechanics. 2003
94. Longo DL. Mcgraw Hill Mexico. 2012
95. Craik RL, Oatis CA. Louis. 1995
96. Yagi M, Kaneko S, Yato Y, Asazuma... T. Walking Sagittal Balance Correction By Pedicle Subtraction Osteotomy In Adults With Fixed Sagittal Imbalance. European Spine 2016
97. Laufer Y. Effect Of Age On Characteristics Of Forward And Backward Gait At Preferred And Accelerated Walking Speed. The Journals Of Gerontology Series A: 2005
98. Aburto LC. Evaluación Del Paciente Con Trastornos De La Marcha. Repositoriouchilecl. 2010
99. Whittle MW. Gait Analysis: An Introduction. Booksgooglecom. 2014

100. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik... E. Influence Of The Structural Deformity Of The Spine On The Gait Pathology In Scoliotic Patients. *Gait & Posture*. 2012
101. Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical Gait In Adolescents With Idiopathic Scoliosis. *European Spine Journal*. 2013
102. Saha D, Gard S, Fatone S. The Effect Of Trunk Flexion On Able-Bodied Gait. *Gait & Posture*. 2008
103. Barr AE, Backus SI. *Basic Biomechanics Of The ...*. 2001
104. Obeid I, Hauger O, Aunoble S, Bourghli... A. Global Analysis Of Sagittal Spinal Alignment In Major Deformities: Correlation Between Lack Of Lumbar Lordosis And Flexion Of The Knee. *European Spine ...*. 2011
105. ..., Takahashi K, Yamagata M, Hanaoka... E. The Knee-Spine Syndrome. *Bone & Joint ...*. 2003
106. Galbusera F, Wilke HJ, Brayda-Bruno M, Costa... F. Influence Of Sagittal Balance On Spinal Lumbar Loads: A Numerical Approach. *Clinical ...*. 2013
107. Lee HJ, Chang WH, Hwang... SH. Age-Related Locomotion Characteristics In Association With Balance Function In Young, Middle-Aged And Older Adults. *Journal Of Aging ...*. 2016
108. Takemitsu Y, Harada Y, Iwahara T, Miyamoto... M. Lumbar Degenerative Kyphosis: Clinical, Radiological And Epidemiological Studies. *Spine*. 1988
109. Kjaer P, Bendix T, Sorensen... JS. Are MRI-Defined Fat Infiltrations In The Multifidus Muscles Associated With Low Back Pain. *BMC ...*. 2007
110. Kuo AD. A Simple Model Of Bipedal Walking Predicts The Preferred Speed–Step Length Relationship. *Journal Of Biomechanical Engineering*. 2001
111. Waters RL, Mulroy S. The Energy Expenditure Of Normal And Pathologic Gait. *Gait & Posture*. 1999

9. ANEXOS

ANEXO 1. Índice de Discapacidad de Oswestry (ODI) Versión 2.0 o Cuestionario de Discapacidad de Oswestry para Dolor de Espalda

1. Intensidad del dolor

- Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes [0 puntos]
- El dolor es fuerte pero me manejo sin tomar calmantes [1 punto]
- Los calmantes me alivian completamente el dolor [2 puntos]
- Los calmantes me alivian un poco el dolor [3 puntos]
- Los calmantes apenas me alivian el dolor [4 puntos]
- Los calmantes no me alivian el dolor y no los tomo [5 puntos]

2. Cuidados personales

- Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor [0 puntos]
- Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor [1 punto]
- Los cuidados personales me producen dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado [2 puntos]
- Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo [3 puntos]
- Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas [4 puntos]
- No puedo vestirme, me cuesta lavarme y suelo quedarme en la cama [5 puntos]

3. Levantar peso

- Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor [0 puntos]
- Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor [1 punto]
- El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa) [2 puntos]
- El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo [3 puntos]
- Sólo puedo levantar objetos muy ligeros [4 puntos]
- No puedo levantar ni acarrear ningún objeto [5 puntos]

4. Caminar

- El dolor no me impide caminar cualquier distancia [0 puntos]
- El dolor me impide caminar más de un kilómetro [1 punto]
- El dolor me impide caminar más de 500 metros [2 puntos]
- El dolor me impide caminar más de 250 metros [3 puntos]
- Sólo puedo caminar con bastón o muletas [4 puntos]
- Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño [5 puntos]

5. Estar sentado

- Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera [0 puntos]
- Solo puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera [1 punto]
- El dolor me impide estar sentado más de una hora [2 puntos]
- El dolor me impide estar sentado más de media hora [3 puntos]
- El dolor me impide estar sentado más de 10 minutos [4 puntos]
- El dolor me impide estar sentado [5 puntos]

6. Estar de pie

- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor [0 puntos]
- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor [1 punto]
- El dolor me impide estar de pie más de una hora [2 puntos]
- El dolor me impide estar de pie más de media hora [3 puntos]
- El dolor me impide estar de pie más de 10 minutos [4 puntos]
- El dolor me impide estar de pie [5 puntos]

7. Dormir

- El dolor no me impide dormir bien [0 puntos]
- Sólo puedo dormir si tomo pastillas [1 punto]
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 6 horas [2 puntos]
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 4 horas [3 puntos]
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 2 horas [4 puntos]
- El dolor me impide totalmente dormir [5 puntos]

8. Actividad sexual

- Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor [0 puntos]
- Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor [1 punto]
- Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor [2 puntos]
- Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor [3 puntos]
- Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor [4 puntos]
- El dolor me impide todo tipo de actividad sexual [5 puntos]

9. Vida social

- Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor [0 puntos]
- Mi vida social es normal pero me aumenta el dolor [1 punto]
- El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero si impide mis actividades más enérgicas como bailar [2 puntos]
- El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo [3 puntos]
- El dolor ha limitado mi vida social al hogar [4 puntos]
- No tengo vida social a causa del dolor [5 puntos]

10. Viajar

- Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor [0 puntos]
- Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor [1 punto]
- El dolor es fuerte pero aguanto viajes de más de 2 horas [2 puntos]
- El dolor me limita a viajes de menos de una hora [3 puntos]
- El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora [4 puntos]
- El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital [5 puntos]

ANEXO 2. Escala visual numérica (ejemplo del modelo que se facilitó a la muestra del Parc de Salut Mar de Barcelona, aprobado por el ICS (Institut Català de la Salut))

EVN	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Escala descriptiva	Cap dolor			Lleu		Moderat		Intens			Insuportable

ANEXO 3. Test SF-12: Versión española del Cuestionario de Salud SF-12 adaptada por J. Alonso y cols.: Institut Municipal d'Investigació Mèdica (IMIM-IMAS) Unidad de Investigación en Servicios Sanitarios.

CUESTIONARIO DE SALUD SF-12

INSTRUCCIONES: Las preguntas que siguen se refieren a lo que usted piensa sobre su salud. Sus respuestas permitirán saber como se encuentra usted y hasta qué punto es capaz de hacer sus actividades habituales.

Por favor, conteste cada pregunta marcando una casilla. Si no está seguro/a de cómo responder a una pregunta, por favor, conteste lo que le parezca más cierto.

1. En general, usted diría que su salud es:

1	2	3	4	5
<input type="checkbox"/>				
Excelente	Muy buena	Buena	Regular	Mala

Las siguientes preguntas se refieren a actividades o cosas que usted podría hacer en un día normal. Su salud actual, ¿le limita para hacer esas actividades o cosas? Si es así, ¿cuánto?

2. **Esfuerzos moderados**, como mover una mesa, pasar la aspiradora, jugar a los bolos o caminar más de 1 hora

3. Subir **varios** pisos por la escalera

1	2	3
Sí, me limita mucho	Sí, me limita un poco	No, no me limita nada
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Durante las **4 últimas semanas**, ¿ha tenido alguno de los siguientes problemas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, **a causa de su salud física**?

4. ¿Hizo **menos** de lo que hubiera querido hacer?

5. ¿Tuvo que **dejar de hacer algunas tareas** en su trabajo o en sus actividades cotidianas?

1	2
Sí	No
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Durante las **4 últimas semanas**, ¿ha tenido alguno de los siguientes problemas en su trabajo o en sus actividades cotidianas, **a causa de algún problema emocional** (como estar triste, deprimido, o nervioso)?

6. ¿Hizo **menos** de lo que hubiera querido hacer, **por algún problema emocional**?

7. ¿No hizo su trabajo o sus actividades cotidianas tan **cuidadosamente** como de costumbre, **por algún problema emocional**?

8. Durante las **4 últimas semanas**, ¿hasta qué punto **el dolor** le ha dificultado su trabajo habitual (incluido el trabajo fuera de casa y las tareas domésticas)?

1	2	3	4	5
<input type="checkbox"/>				
Nada	Un poco	Regular	Bastante	Mucho

Las preguntas que siguen se refieren a cómo se ha sentido y cómo le han ido las cosas durante las **4 últimas semanas**. En cada pregunta responda lo que se parezca más a cómo se ha sentido usted. Durante las **4 últimas semanas** ¿cuánto tiempo...

	1	2	3	4	5	6
	Siempre	Casi siempre	Muchas veces	Algunas veces	Sólo alguna vez	Nunca
9. ...se sintió calmado y tranquilo?	<input type="checkbox"/>					
10. ...tuvo mucha energía?	<input type="checkbox"/>					
11. ...se sintió desanimado y triste?	<input type="checkbox"/>					

12. Durante las **4 últimas semanas**, ¿con qué frecuencia la salud física o los problemas emocionales le han dificultado sus actividades sociales (como visitar a los amigos o familiares)?

1	2	3	4	5
<input type="checkbox"/>				
Siempre	Casi	Algunas siempre	Sólo veces	Nunca alguna vez

ANEXO 4. Cuestionario SRS-22

Este cuestionario está diseñado para valorar el estado de su espalda. Es importante que usted mismo responda a las diferentes preguntas y que señale la respuesta más adecuada a cada pregunta.

1. ¿Cuánto dolor ha tenido en los últimos 6 meses?

- Ninguno
- Ligero
- Regular
- Moderado
- Intenso

2. ¿Cuánto dolor ha tenido en el último mes?

- Ninguno
- Ligero
- Regular
- Moderado
- Intenso

SRS22-2

3. Durante los últimos 6 meses, ¿cuánto tiempo estuvo muy nervioso?

- Nunca
- Sólo alguna vez
- Algunas veces
- Casi siempre
- Siempre

4. Si tuviera que pasar el resto de su vida con la espalda como la tiene ahora, ¿cómo se sentiría?

- Muy contento
- Bastante contento
- Ni contento ni descontento
- Bastante descontento
- Muy descontento

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

5. ¿Cuál es su nivel de actividad actual?
- Permanentemente en cama
 - No realiza prácticamente ninguna actividad
 - Tareas ligeras y deportes ligeros
 - Tareas moderadas y deportes moderados
 - Actividad completa

6. ¿Cómo le queda la ropa?
- Muy bien
 - Bien
 - Aceptable
 - Mal
 - Muy mal

SRS22-3

7. Durante los últimos 6 meses, ¿se sintió tan bajo de moral que nada podía animarle?
- Siempre
 - Casi siempre
 - Algunas veces
 - Sólo alguna vez

- Nunca
8. ¿Tiene dolor de espalda en reposo?
- Siempre
 - Casi siempre
 - Algunas veces
 - Sólo alguna vez
 - Nunca

9. ¿Cuál es su nivel actual de actividad laboral o escolar?
- 100% de lo normal
 - 75% de lo normal
 - 50% de lo normal
 - 25% de lo normal
 - 0 % de lo normal

10. ¿Cómo describiría el aspecto de su cuerpo (sin tener en cuenta el de la cara y extremidades)?
- Muy bueno
 - Bueno
 - Regular
 - Malo
 - Muy malo

SRS22-4

11. ¿Toma medicamentos para su espalda?
- Ninguno
 - Calmantes suaves 1 a la semana o menos
 - Calmantes suaves a diario
 - Calmantes fuertes 1 a la semana o menos
 - Calmantes fuertes a diario
12. ¿Le limita la espalda la capacidad para realizar sus actividades habituales por casa?
- Nunca
 - Sólo alguna vez
 - Algunas veces
 - Casi siempre
 - Siempre

13. Durante los últimos 6 meses, ¿cuánto tiempo se sintió calmado y tranquilo?
- Siempre
 - Casi siempre
 - Algunas veces
 - Sólo alguna vez
 - Nunca

Análisis biomecánico de la marcha mediante un modelo analítico de dinámica inversa en pacientes con alteración del equilibrio sagital del raquis

14. ¿Cree que el estado de su espalda influye en sus relaciones personales?

- Nada
- Un poco
- Regular
- Bastante
- Mucho SRS22-5

15. ¿Ud. o su familia tienen dificultades económicas por su espalda?

- Mucho
- Bastante
- Regular
- Un poco
- Nada

16. En los últimos 6 meses, ¿se ha sentido desanimado y triste?

- Nunca
- Sólo alguna vez
- Algunas veces
- Casi siempre
- Siempre

17. En los últimos 3 meses, ¿cuántos días ha faltado al trabajo o al colegio debido al dolor de espalda?

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4 ó más

18. ¿Le dificulta la situación de su espalda salir de casa con sus amigos o su familia?

- Nunca
- Sólo alguna vez
- Algunas veces
- Casi siempre
- Siempre

SRS22-6

19. ¿Se siente atractivo/a con el estado actual de su espalda?

- Sí, mucho
- Sí, bastante
- Ni atractivo/a ni poco atractivo/a
- No, no demasiado
- En lo absoluto

20. Durante los últimos 6 meses, ¿cuánto tiempo se sintió feliz?

- Nunca
- Sólo alguna vez
- Algunas veces
- Casi siempre
- Siempre

21. ¿Está satisfecho con los resultados del tratamiento?

- Completamente satisfecho
- Bastante satisfecho
- Indiferente
- Bastante insatisfecho
- Completamente insatisfecho

22. ¿Aceptaría el mismo tratamiento otra vez si estuviera en la misma situación?

- Sí, sin duda
- Probablemente sí
- No estoy seguro/a
- Probablemente no
- No, sin duda