



Universitat Autònoma de Barcelona

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. The access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.



Universitat Autònoma de Barcelona

Facultat de Medicina
Departament de Cirurgia

**La integración de factores biomecánicos
mejora el análisis predictivo
del Fracaso Proximal (PJF) en la
cirugía de deformidad sagital del adulto**

Tesis Doctoral 2022

Doctorando

Alejandro del Arco Churruca

Director

Ferràn Pellisé Urquiza

Tutor

Joan Carles Monllau García

AGRADECIMIENTOS

Hace ya 30 años que empecé con los cursos de Doctorado y la esperanza de tener un proyecto ilusionante. Y pasaron los años y un sinfín de innumerables excusas que arrinconaban ese proyecto que no se puede realizar si no lo blindas de alguna manera. “Alex, tienes que hacer la tesis” me dijo mi Jefe, Joan Carles Monllau, con la serenidad y la autoridad que emergen del carisma. A él le debo acercarme al Mar y volver a la Universidad. No había vuelta atrás y le pedí ser mi tutor. Me faltaba un Director, Ferrán Pellisé, líder indiscutible en la cirugía de deformidad de columna vertebral a nivel internacional. Pedírselo era un reto y un riesgo a la vez porque no le podía fallar; y mi garantía de que ahora la tesis iba a ser realidad. Por eso les estaré eternamente agradecido, por llevarme a donde quería llegar. Encontré el proyecto a mi medida, unía medicina y física, buscando respuestas a problemas complejos. En la UPF encontré a alguien providencial, Jerome Noally, que puso a mi disposición todos sus recursos, su cabeza y su amabilidad. Quiero agradecer especialmente a Morteza Rasouligandomani, todo lo que ha hecho. Ingeniero aeroespacial, recién llegado de Irán cuando empezamos, sabía tanto de la columna como de nuestra lengua, pero al poco de conocernos hablábamos el mismo idioma y lo sabía todo del perfil sagital. A él le debo gran parte de este trabajo, especialmente en el desarrollo del modelo de forma estadístico y el modelo de elementos finitos. Estoy seguro que seguiremos trabajando juntos en el futuro.

Quiero agradecer a todos los que me han sufrido estos últimos meses, mis ausencias o mis olvidos, su paciencia y comprensión.

Quiero agradecer a mis hijos, Guillermo, Patricia, Alejandra y Gonzalopor nada en especial, quizás sólo porque es lo mejor que he hecho en la vida.

Pero no todos son agradecimientos, también tengo un reproche y es para mi, por no acabar la tesis con mi padre aún en vida, doctor ingeniero industrial, responsable de que me rebele, y no me rinda, a la evidencia. A é se la dedico.

RESUMEN

1. INTRODUCCION

La deformidad sagital del adulto (DSA) se ha convertido en un reto sanitario ya que provoca una severa invalidez sobre una población de edad avanzada y su tratamiento implica complejos procedimientos quirúrgicos y con una elevada tasa de complicaciones (15-40%). En los últimos 10 años han aparecido diferentes modelos predictivos que intentan anticiparse a la aparición de dichas complicaciones. Actualmente el más consistente parece ser el Global Alignment and Proportion score, GAP score, pero presenta algunas limitaciones..

2. JUSTIFICACION DEL ESTUDIO

El Fracaso proximal de la instrumentación (PJF) representa la complicación mecánica más relevante en los pacientes intervenidos de DSA, con graves repercusiones sobre su salud y que conlleva un elevado gasto sanitario. Cualquier herramienta que contribuya a predecir la aparición del PJF supondrá un enorme impacto positivo sobre nuestros pacientes.

3. HIPOTESIS

La integración de factores biomecánicos en los modelos predictivos del Fracaso Proximal (PJF) en la cirugía de deformidad sagital del adulto mejora su capacidad predictiva

4. OBJETIVO

El objetivo es determinar si la aplicación de parámetros biomecánicos como el BM (bending moment) y las DAFS (tensiones en el anillo fibroso del disco) resulta útil en la predicción del PJF en la cirugía de deformidad sagital del adulto.

5. MATERIAL Y METODO

Se selecciona una muestra de 112 pacientes intervenidos de DSA obtenida de la base de datos del Instituto Ortopédico Galeazzi. La muestra se divide en 2 grupos: grupo control de 55 pacientes, sin complicaciones mecánicas y grupo fracaso con 57 pacientes que presentaron PJF. Se realiza un estudio radiológico biplanar mediante el sistema EOS y se construye un modelo 3D para calcular los parámetros espinopélvicos geométricos estandarizados y se aplica el GAP score y el FBI (Full Body Index). Además se aprovechan la reconstrucción 3D para estimar un parámetro biomecánico global, el BM (Bending moment o momento de flexión) que combina geometría de la columna, el peso y altura del paciente para calcular las cargas sobre la última vértebra proximal instrumentada (UIV). Posteriormente se obtiene un modelo estadístico de la columna vertebral sobre el que se construye un modelo de

elementos finitos (FEM) al que se introduce la instrumentación vertebral. A dicho modelo se le aplican un nuevo parámetro biomecánico: se calculan las tensiones a nivel de las fibras del anillo discal de la UIV (DAFS) Se realiza un estudio de regresión lineal del GAP score, del FBI y de los nuevos parámetros biomecánicos y su asociación a la aparición de PJF y un estudio ROC y AUC para determinar la fiabilidad y precisión del GAP score, del FBI, y de los nuevos parámetros biomecánicos introducidos. Posteriormente se realiza un proceso de validación sobre 20 casos clínicos de otro centro.

6. RESULTADOS.

El Parameter cut-off analyses ha proporcionado unos límites cuantitativos para caracterizar los grupos control y fracaso: GAP score con una AUC=0.8816 y FBI con una AUC=0.8933 han demostrado su capacidad para discriminar casos de PJF. Mejorando estos resultados, el BM sobre la UIV+1 presenta una AUC=0.9371 y las DAFS alcanzan una AUC= 0.9875.

7. DISCUSION

Todos los modelos predictivos encontrados en la literatura están basados en parámetros geométricos o variables demográficas, y aunque según sus autores ostentan una elevada capacidad predictiva sólo el GAP score parece tener una fiabilidad predictiva contrastada. Aun así, hay determinadas situaciones que parece infravalorar o sobrevalorar el riesgo de aparecer un PJF. Los parámetros biomecánicos como el BM o las DAFS son un reflejo directo de la concentración de tensiones en el extremo proximal de la instrumentación integrando los efectos de carga externa y de la morfología de cada columna vertebral a analizar; de ahí su altísima fiabilidad predictiva e individualizada.

8. CONCLUSIONES

La aplicación de parámetros biomecánicos como el BM (momento de flexión) y las DAFS (cargas tensionales a nivel discal) no sólo mejora los modelos predictivos actuales sino que en sí mismos tienen el mayor potencial predictivo encontrado hasta el momento para la detección del PJF o fracaso proximal en la cirugía de deformidad sagital del adulto.

ABREVIATURAS

APA	Anticipatory Postural Adjustment
AUC	Area Under Curve ROC
BM	Bending Moment
CBVA	Chin Brow Vertical Axis
CEP	Cartilage End Plates
CF	Contact Force
CIA	Cervical Inclination Angle
CL	Cervical Lordosis
CPA	Compensatory Postural Adjustments
CPD	Coherent Point Derivation
DAF	Deformation of Annulus Fibers
DAFe	DAF estimada
DDD	Degenerative Disc Disease
DEXA	Dual-Energy Absortometry
DIV	Distal Instrumented Vértebra
DMO	Densidad Mineral Osea
DSA	Deformidad Sagital del Adulto
DCVA	Deformidad Columna Vertebral del Adulto
FBI	Full Body Index
FE	Finite Elements
FEM	Finite Elements Model
FS	Fibers Strains

GAPs	Global Alignment and Proportion score
GSA	Global sagital Axis
GT	Global Tilt
HRQOL	health Related Quality Of Life
IMC	Indice de masa Corporal
IVD	Inter Vertebral Disc
LDI	Lumbar Lordosis Index
LL	Lumbar Lordosis
LLI	Lumbar Lordosis Index
MSAMIS	Modified Sagittal Alignment and Mechanical Integrated Score
MSAMISe	MSAMIS estimado
ODI	Oswestry Dissability Index
PI	Pelvis Incidence
PCA	Principal Component Analysis
PJA	Proximal Junctional Angle
PJF	Proximal Junctional Failure
PJK	Proximal Junctional Kyphosis
PT	Pelvic Tilt
RLL	Relative Lumbar Lordosis
RPV	Relative Pelvic Version
ROM	Range Of Motion
ROC	Receiver Operation Characteristic Curve
RSA	Relative Spinopelvic Alignment
SAMIS	Sagittal Alignment and Mechanical Integrated Score

SRS	Spine Research Society
SS	Sacral Slope
SSA	Spinal Sacral Angle
SSM	Statistical Shape Model
SVA	Sagittal Vertical Axis
TPA	T1 Pelvic Angle
UIV	Upper Instrumented Vertebra
UIV+1	Vertebra just above UIV

INDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	15
1.1	Concepto de deformidad de columna vertebral del adulto (DCVA).....	15
1.2	Equilibrio y desequilibrio sagital de la columna vertebral.....	17
1.2.1	La bipedestación.....	17
1.2.2	Parámetros espinopélvicos.....	18
1.2.2.1	Parámetros morfológicos.....	18
1.2.2.1.1	Parámetros Pélvicos.....	19
1.2.2.1.2	Parámetros espinales.....	20
1.2.2.3	Parámetros geométricos.....	21
1.2.3	Alineación normal de la columna. Clasificación de Roussouly.....	24
1.2.4	Historia natural del perfil sagital.....	25
1.2.5	Factores dinámicos.....	27
1.2.6	Factores fisiológicos.....	28
1.2.6.1	Sarcopenia.....	28
1.2.6.2	Control postura.....	28
1.2.6.3	Osteoporosis.....	28
1.3	Desequilibrio sagittal y calidad de vida.....	29
1.4	Diagnóstico de deformidad y desequilibrio sagital.....	29
1.5	Tratamiento quirúrgico del desequilibrio sagital.....	32
1.5.1	Planificación quirúrgica.....	32
1.5.2	Resultados.....	36
1.5.3	Modelos predictivos.....	37
1.5.3.1	Estratificación del riesgo quirúrgico.....	38
1.5.3.2	Modelos predictivos de complicaciones mecánicas.....	39
1.6	PJF o Proximal Junctional Failure.....	42
1.6.1	Concepto de PJK / PJF.....	42
1.6.2	Historia natural del PJK / PJF.....	43
1.6.3	Prevención del PJK/PJF.....	44
1.6.4	Modelos predictivos.....	45
1.6.5	Modelo de elementos finitos.....	45
2.	JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO.....	47
3.	HIPÓTESIS.....	49
4.	OBJETIVO.....	51

5.	MATERIAL Y MÉTODO.....	53
5.1	Diseño del estudio de pacientes.....	53
5.2	Muestra de pacientes.....	54
5.2.1	Criterios de selección de muestras.....	54
5.2.2	Análisis radiológico de parámetros espinopélvicos.....	55
5.2.2.1	Sistema EOS™.....	55
5.2.2.2	Creación de base de datos y análisis radiológico.....	57
5.3	Análisis Predictivo de descriptores asociados a PJF.....	58
5.3.1	Descriptores geométricos sagitales.....	59
5.3.2	GAP score.....	60
5.3.3	BM.....	60
5.3.4	DAF.....	63
5.4	Creación de un SSM (Statistical Shape Model).....	65
5.4.1	SSM de columna vertebral no estructurada toracolumbar.....	65
5.4.2	SSM de columna vertebral estructurada toracolumbar.....	72
5.5	Creación de un FEM (Finite Element Model).....	81
5.5.1	Inclusión de las propiedades del material.....	81
5.5.1.1	tejidos blandos y hueso.....	81
5.5.1.2	Instrumentación.....	81
5.5.2	Implantación de la instrumentación.....	82
5.5.3	Interacciones, cargas y condiciones del entorno.....	83
5.5.4	Pasos de simulación de FEM.....	84
6.	RESULTADOS.....	87
6.1	Validación y refinamiento del elemento hexaédrico y análisis ROM... ..	86
6.1.1	Evaluación de la transformación de malla del modelo medio....	88
6.1.2	Reproducibilidad del SSM estructurado.....	90
6.1.3	Análisis del rango de movimiento (ROM) del modelo medio....	91
6.1.3.1	Rango de movimiento segmentario: Región torácica.....	91
6.1.3.2	Rango de movimiento segmentario: Región lumbar.....	92

6.2	Análisis de la DAF (Deformation Annulus Fibers).....	93
6.2.1	Análisis preliminar	93
6.2.2	Estudio de validación . Relación GAP score-DAF.....	96
6.2.3	Análisis de corte. Cut off analysis.....	99
6.2.4	Análisis ROC AUC.....	99
6.2.5	Análisis de ROM y 3 descriptores: GAP, BM, DAF.....	100
6.3	Modelos de regresión y análisis ROC-AUC.....	105
6.3.1	Descriptores espinopélvicos geométricos o morfológicos.....	105
6.3.2	Parámetros biomecánicos. BM.....	106
6.3.3	GAP score.....	107
6.3.4	SAMIS	109
6.3.5	MSAMIS.....	112
6.4	Validación de resultados interna.....	115
6.5	Validación de resultados externa.....	119
7.	DISCUSION.....	121
7.1	GAP score.....	121
7.2	Descriptores mecánicos de PJF.....	129
7.2.1	BM.....	129
7.2.2	DAF.....	131
7.3	SSM (Statiscal Shape Model), FEM (Finite Element Model).....	132
8.	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	137
9.	CONCLUSIONES.....	139
10.	BIBLIOGRAFÍA.....	141

1 INTRODUCCION

La deformidad de la columna vertebral del adulto (DCVA) se ha convertido en un problema sanitario de enorme trascendencia ya que afecta de manera significativa la autonomía y calidad de vida de un sector de la población adulta, de entre 50 a 80 años, cada vez más prevalente en nuestra sociedad. El tratamiento quirúrgico ha demostrado su eficacia pero a la vez implica una elevada tasa de complicaciones graves, unas de tipo médico en relación con comorbilidades del paciente y otras de tipo mecánico ya que se realizan instrumentaciones que fijan largos segmentos de la columna vertebral. La frontera entre el éxito y el fracaso de la cirugía reside en entender cuáles son los principales factores implicados y manejarlos adecuadamente.

En este capítulo realizamos una revisión ordenada y actualizada de todo lo que tiene relación con la cirugía de la DCVA que nos ayudará a entender el resto de trabajo de esta tesis.

1.1 Concepto de deformidad de columna vertebral del adulto (DCVA)

La columna vertebral puede deformarse en los tres planos del espacio: la deformidad por antonomasia o más comúnmente conocida se produce en el plano coronal o frontal y se denomina escoliosis mientras que la deformidad en el plano sagital o lateral se denomina cifosis. Ambas deformidades pueden coexistir en mayor o menor medida. La escoliosis, por definición va acompañada de un componente rotacional.

El concepto DCVA engloba toda aquella deformidad de la columna vertebral que aparece en la edad adulta, generalmente a partir de los 60 años, a diferencia de la patología propia de la infancia y adolescencia (escoliosis idiopática, juvenil, infantil, congénita, neuromuscular, enfermedad de Scheuermann), y que se asocia a procesos degenerativos o de tipo yatrogénico¹ (se descarta deformidad postraumática, séptica o tumoral). La escoliosis del adulto puede ser fundamentalmente de dos tipos: la escoliosis degenerativa o de novo, que aparece de forma espontánea, y la escoliosis progresiva asociada a la escoliosis idiopática del adolescente² . La cifosis se puede desarrollar de forma degenerativa o desencadenarse de forma yatrogénica. A pesar de que el término DCVA incluye ambos tipos de deformidad, clásicamente se había vinculado el término deformidad al de escoliosis. De hecho, la clasificación de la DCVA más aceptada es la propuesta por la SRS (Scoliosis Research Society) en 2006 y que establece una clasificación de la escoliosis del adulto fundamentada sobre las antiguas clasificaciones de la escoliosis idiopática del adolescente y se le otorga un papel secundario a la deformidad en cifosis³ . Posteriormente la propia SRS simplifica la valoración de la escoliosis y otorga un papel mucho más determinante a la cifosis mediante los modificadores sagitales, aunque sigue asociando el término deformidad del adulto a escoliosis del adulto⁴ . En la práctica clínica diaria y en términos globales la DCVA se presenta en forma de escoliosis degenerativa o como deformidad yatrogénica^{5,66} .

Cuando se produce una deformidad o curva patológica el resto de la columna vertebral intenta compensarla incrementando otra curva en sentido contrario, de esa manera podemos hablar de una deformidad equilibrada. Fig 1. En el momento en que la columna vertebral y los mecanismos compensatorios del resto del cuerpo fracasan hablaremos de desequilibrio, que puede ser coronal, sagital o mixto. Fig 2. Como veremos más adelante el problema más limitante para el individuo no será tanto la magnitud de la deformidad sino el desequilibrio que se pueda producir. Aunque las deformidades o curvas suelen ser mayores en el plano coronal que en el sagital, la alteración en el plano sagital produce más desequilibrio en la postura del individuo que la alteración en el plano coronal⁶. En este trabajo nos centraremos fundamentalmente en el desequilibrio sagital.



Fig. 1: Deformidad en plano coronal. Escoliosis.



Fig. 2: Deformidad plano sagital. Cifosis. Desequilibrio sagital

1.2 Equilibrio y desequilibrio sagital de la columna vertebral.

1.2.1 La bipedestación.

Podemos entender la columna vertebral como una estructura elástica que debe de ser recta en el plano coronal porque nuestra anatomía es simétrica en ese plano. Pero en el plano sagital la especie humana tuvo que adaptarse a la bipedestación: Por un lado, en la parte anterior de la columna vertebral se ubican todas las vísceras y órganos toracoabdominales y en la parte posterior la musculatura del tronco, que tiene que contrarrestar el peso de la parte anterior del cuerpo para mantener el centro de gravedad dentro de su área de sustentación⁷. Para conseguirlo, para adaptarse a la bipedestación la columna vertebral tiene que desarrollar 3 curvas complementarias: La lordosis lumbar, la cifosis torácica y la lordosis cervical. Fig.3 La bipedestación en sí misma requiere un consumo de energía considerable. En 1994 J. Dubouset introdujo el término de cono de energía⁸ según el cuál describía cómo el individuo intenta estar lo más equilibrado para minimizar el gasto energético de la bipedestación Fig. 4. La estructura de las 3 curvas ha demostrado ser mucho más eficiente mecánicamente que un columna recta como en los primates⁹(Fig. 5)

De hecho todo ese equilibrio de la columna tiene que partir de subir de forma armónica con el sacro y la pelvis, a la que Dubouset denomina vértebra pélvica o 1ª vértebra⁸. Es decir, la columna vertebral deberá ascender de forma equilibrada en relación a sus cimientos, la pelvis. En el siguiente apartado trataremos Más adelante trataremos los mecanismos compensatorios que aparecen cuando se altera el equilibrio entre dichos parámetros.

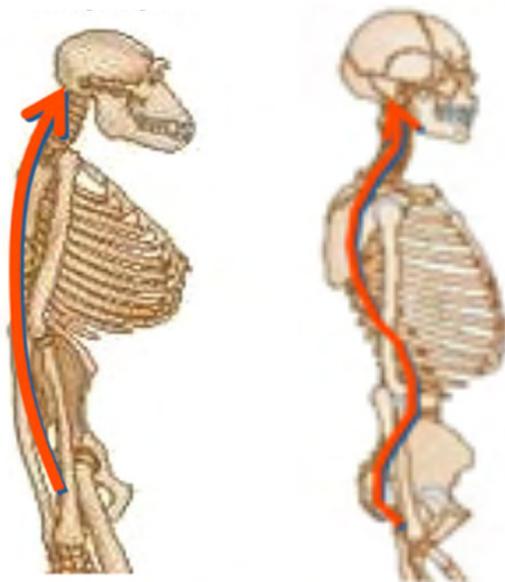


Fig. 3: Curvas fisiológicas: Primate vs especie humana. Cortesía de Le Huec⁷



Fig. 4: Cono de energía. Cortesía de Doubusset⁸.

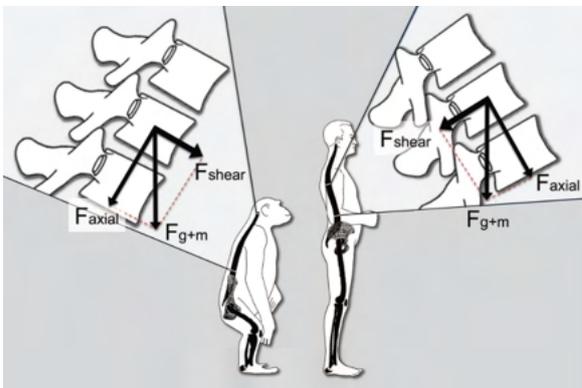


Fig. 5: Adaptación mecánica de la columna vertebral a la bipedestación.

1.2.1.1 Parámetros espino pélvicos.

Los parámetros espino pélvicos definen y relacionan desde un punto de vista geométrico y morfológico los distintos segmentos de la columna vertebral entre ellos y su integración con la pelvis y extremidades inferiores. En general hay una gran variabilidad de los valores numéricos tanto por motivos interindividuales como ligados a la edad o a patrones de columna como luego veremos. Los valores que aportamos a continuación, aunque avalados por la literatura, deben tomarse como orientativos.

A continuación explicaremos los parámetros espino pélvicos más relevantes y/o más utilizados; no están todos los que aparecen en la Literatura.

1.2.1.2 Parámetros Morfológicos

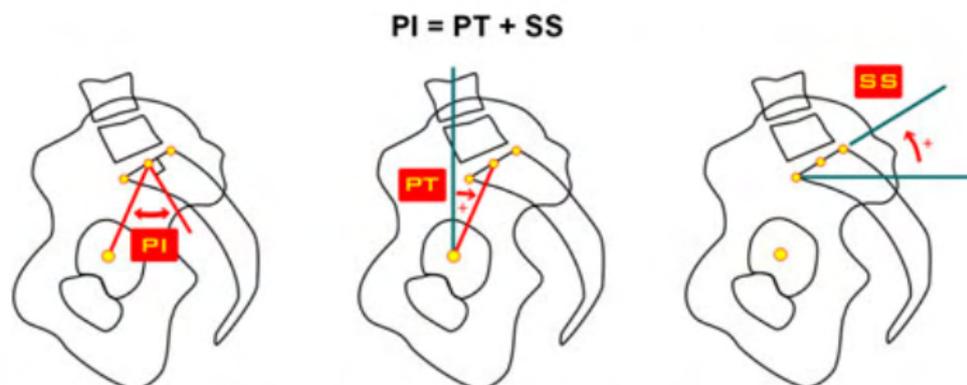
Cuando medimos ángulos entre diferentes segmentos lo hacemos con el método de Cobb, que mide el ángulo formado entre los platillos vertebrales superiores de las vértebras incluidas en ese segmento

1.2.1.2.1 Parámetros Pélvicos:

La Incidencia pélvica PI fue descrita inicialmente por Legaye en 1998¹⁰. Es el principal parámetro espinopélvico y auténtica piedra angular del equilibrio sagital del tronco ya que marca la relación el sacro con la pelvis y por tanto determinará la morfología y armonía de la columna vertebral. Es la manera como se “ensambla” el sacro a la pelvis a través de la articulación sacroilíaca y por tanto es un parámetro fijo. Algún autor¹¹ ha demostrado una movilidad de unos 3° en los máximos rangos de ante-retroversión de la pelvis pero consideramos que este hecho puede ser debido a una cierta movilidad de la articulación sacroilíaca y no cambia sustancialmente el concepto de que es un valor fijo. Se define mediante el ángulo que forman la línea que va del de la cabeza del fémur al punto medio del platillo vertebral de S1 y la perpendicular con el platillo vertebral. A efectos prácticos como las dos cabezas de fémur dan imágenes solapadas en la radiografía de perfil se toma como punto de arranque la intersección del centro de las dos cabezas de fémur. Tiene un valor fijo para cada individuo pero se desdobra en otros dos parámetros , la pendiente sacra o SS (sacral slope) y la inclinación pélvica o PT (pelvic tilt). Ambos parámetros son variables y complementarios ya que traducen la adaptación a los movimientos de la columna lumbar respecto a la pelvis y viceversa. La SS suele traducir el grado de lordosis lumbar y la PT traduce un esfuerzo de la pelvis como elemento compensador a la falta de lordosis lumbar. Cuando la pelvis se traslada hacia atrás se denomina retroversión pélvica (cursa con PT+) y cuando se desplaza hacia delante se denomina anteversión pélvica (cursa con PT-)

Por tanto, $PI = SS + PT$. (Fig.6)

Aunque el valor medio admitido de PI es de unos $50^\circ \pm 10^\circ$, se ha encontrado una amplia variabilidad interindividual en población sana que oscila entre 35° y 85° . Podemos aceptar como valores normales de $SS = 40^\circ$ y $PT = 10^\circ$. En la tabla 1 mostramos los valores medios aceptados de los parámetros espinopélvicos.¹²



Parámetros EP Variables

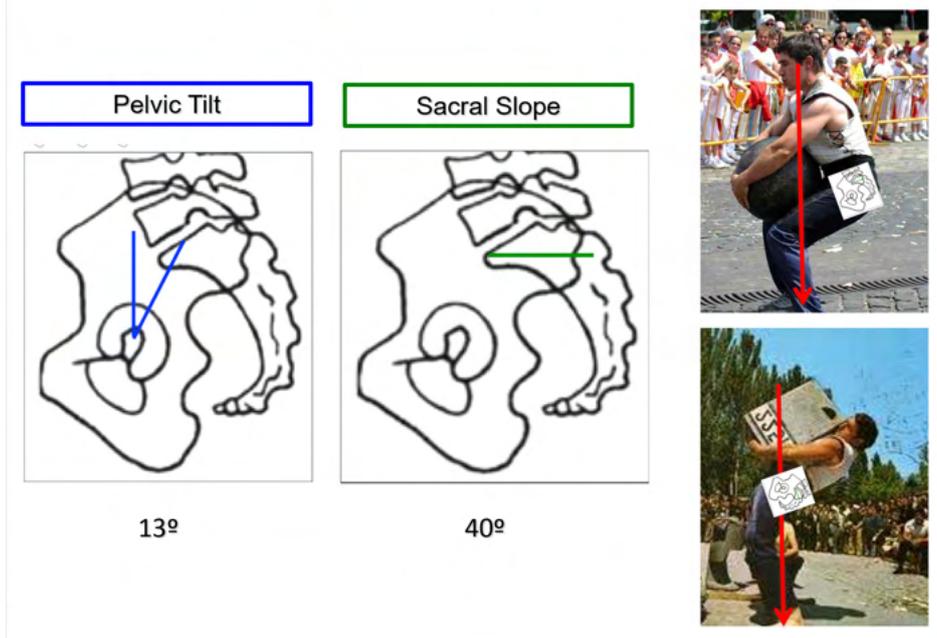


Fig. 6: Parámetros espinopélvicos. Cortesía de Le Huec⁷

Tabla 1. Adaptación de Morvan¹²

Valores normales de los parámetros espinopélvicos		
PI (Incidencia Pélvica)	55°	+/- 10
PT (Inclinación Pélvica)	13°	+/- 6
SS (Pendiente Sacra)	42°	+/- 8
LL (Lordosis Lumbar)	41° (M) y 46° (F)	+3

1.2.1.2.2 Parámetros espinales

1.2.2.1.2.1 Lordosis Lumbar (LL)

La lordosis lumbar se define como el ángulo formado entre los platillos superiores de L1 y S1. Su valor normal es de 50°, pero más allá de su valor numérico son más importantes 2 aspectos para proporcionar una transición lumbosacra armónica:

- La relación entre PI y LL: deben tener valores similares.¹³
- La relación entre la LL y la lordosis L4S1: El segmento L4S1 debe aportar 2/3 del total de la lordosis lumbar, quedando 1/3 de esa lordosis al segmento L1L3.¹⁴

1.2.2.1.2.2 Cifosis Torácica (TK)

La cifosis torácica se define como el ángulo formado entre los platillos superiores de T1 y T12. Su valor normal es de 35° (20-40°)

1.2.2.1.2.3 Lordosis Cervical (CL)

Definida por el ángulo formado entre C0 (cóndilos occipitales y platillo superior de C7). Su valor normal es de 40°.

1.2.2.1.2.4 Parámetros Geométricos

Los parámetros geométricos buscan identificar los factores más relevantes implicados en el equilibrio global de la columna vertebral y de la columna en relación con la pelvis y extremidades inferiores.

1.2.2.1.2.4.1 Eje vertical sacro (SVA) C7PL y Línea de gravedad (Gravity line)

La C7PL o línea de plomada es la línea que marca la plomada desde el centro del cuerpo de C7 en el plano sagital. Cae generalmente por detrás de las cabezas femorales. El SVA es la distancia en horizontal desde la C7PL al margen posterior del platillo de S1.¹⁵ Se considera normal entre 0 y +/- 50mm. El SVA traduce a grandes rasgos el equilibrio global de la columna vertebral como estructura mecánica. Pero no tiene en cuenta el peso del individuo por lo que no hay que confundirla con la línea de gravedad, que es la línea vertical que pasa por el centro de gravedad del individuo y que por tanto depende del peso de éste. Generalmente cruza por la cabeza del fémur^{7,16}. En la fig. 8 se muestran las diferencias entre C7PL, SVA y línea de gravedad.

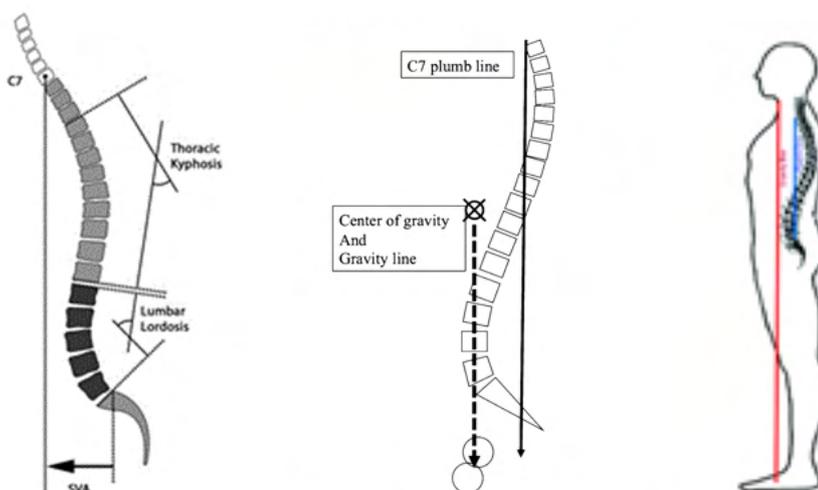


Fig. 8: SVA-C7PL-Gravity line . Cortesía de Klineberg¹⁵, Le Huec⁷ y Ozer¹⁶

1.2.2.1.2.4.2 Lumbar Lordosis Index (LLI)

La LLI define la relación o proporción entre la lordosis lumbar y la pelvis, de forma que $LLI = LL / PI$. Según su autor es el parámetro que mejor se correlaciona con el desequilibrio lumbopélvico.¹⁷

1.2.2.1.2.4.3 TPA o T1 pelvic angle. Angulo T1-pelvis

TPA se define por el ángulo formado entre la línea que nace del centro de la cabeza femoral hasta el centro del cuerpo de T1 con la línea que nace del centro de la cabeza femoral al centro del platillo superior de S1. Hace referencia al equilibrio global de la columna y a la compensación de la pelvis mediante su retroversión¹⁸. (Fig. 9)

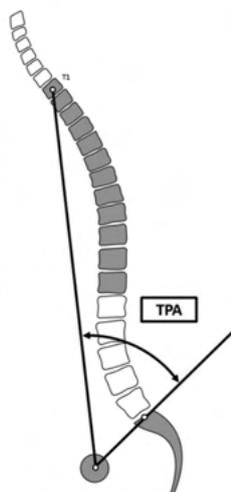


Fig. 9: TPA (T1 Pelvic Axis). Cortesía de Protosaltis¹⁸

1.2.2.1.2.4.4 Chin brow vertical axis (CBVA).

Es el ángulo que forman la línea que pasa por la frente y el mentón con la vertical. Traduce la repercusión del desequilibrio sagital a nivel cervical y por tanto el esfuerzo de mantener la vista frontal del paciente¹⁹. (Fig 10)

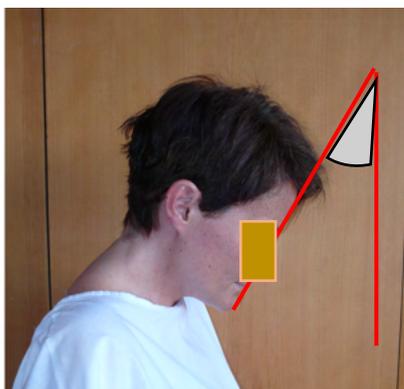


Fig. 10: CBVA (Chin brow vertical axis). Adaptado de Scheer¹⁹

1.2.2.1.2.4.5 Global tilt (GT). Inclinación global

El GT se obtiene mediante la suma del PT y el C7VT (C7 vertical tilt) de manera que suma el desequilibrio anterior marcado por C7V y el aumento del PT, es decir el esfuerzo por compensar con la retroversión pélvica dicho desequilibrio²⁰. Según su autor es el parámetro que más se correlaciona con el desequilibrio sagital ya que incluye el desequilibrio espinal y el pélvico. (Fig. 11)

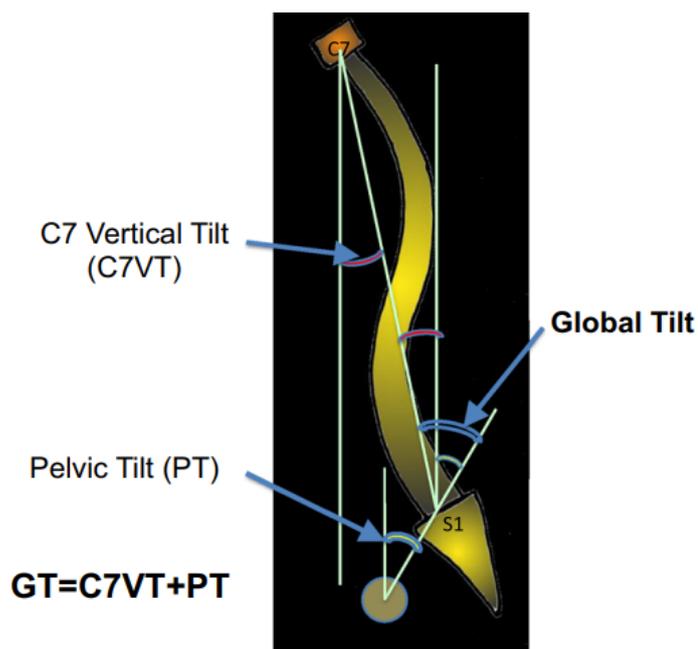


Fig. 11: Global tilt. Cortesía de Obeid²⁰

1.2.2.1.2.4.6 Global sagittal axis (GSA). Eje sagital global

El GSA se define como el ángulo formado por la línea que nace desde el centro de los cóndilos femorales hasta el centro del cuerpo de C7 y la línea que sale de los 2 cóndilos femorales y el corner posterosuperior del platillo de S1. Se considera (+) si la línea que va a C7 pasa por delante de la que va a S1 y se considera (-) si pasa por detrás. (Fig. 12). Al incluir las extremidades inferiores en el análisis del equilibrio global del individuo sus autores lo propugnan como un parámetro único relevante y con estrecha correlación con los parámetros de calidad de vida.²¹

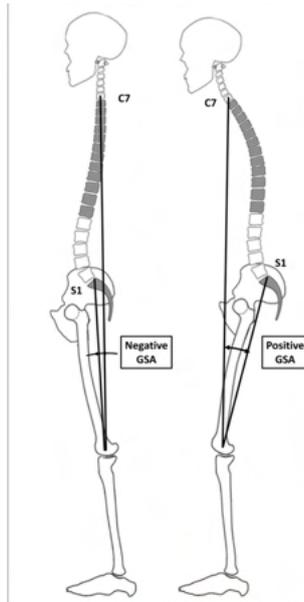


Fig. 12: Global sagittal axis. Cortesía de Diebo²¹

1.2.2.1.2.4.7 OD-HA angle

Es el ángulo formado entre la línea vertical de plomada que cae desde la apófisis odontoides y la línea que va de apófisis odontoides al centro de la cabeza femoral. Traduce la alineación global del individuo desde su cabeza hasta la pelvis, Su valor normal es de 2/-5°. En un estudio a sobre 69 pacientes jóvenes sanos se identificó como el parámetro espinopélvico más invariable.^{22,26}

1.2.3 Alineación normal de la columna vertebral. Clasificación de Roussouly.

En 2003 Roussouly^{23,24} publica un estudio sobre 160 voluntarios sanos sobre el que realiza una serie de radiografías de columna completa de forma estandarizada y establece que hay 4 tipos de alineación sagital normal. Los tipos I y II presentan una PI y SS bajas y las tipo III y IV una PI y SS altas. Este trabajo es muy revelador ya que sistematiza de alguna manera la variabilidad interindividual y pone de manifiesto como la relación entre los diferentes parámetros espinopélvicos se verá modificado según el patrón de alineación. Este trabajo también explicará porqué la historia natural de cada tipo de patrón es diferente y tendrá también importantes implicación es a la hora de plantear una corrección quirúrgica. (Tabla2). La edad media de los voluntarios era de 27 años (18-45) lo cuál ofrece algunas limitaciones a la hora de valorar el perfil sagital de pacientes mayores de 60 años, que es la franja de población que se ve más afectada por problemas de desequilibrio sagital. Posteriormente, en 2016, introduce un 5º tipo de patrón de alineación, la tipo 3 con anteversión pélvica²⁵.

	Type 1	Type 2	Type 3	Type 4
Lordosis Lumbar Punto Inflexión	Cifosis T-L+ hiperlord L4S1 L3L4	Hipolordosis lumbar L1L2	Equilibrada T12L1	Hiperlordosis T8T9
Tipo Curva Relación Curvas T-L	Disarmónica 80:20	"Flat Back" 60:40	Standard 50:50	Hiperlórdótica 20:80
SS (Sacral Slope)	< 35°	< 35°	35-45°	> 45°
PI	Baja	Baja	Alta	Alta
Repercusión Clínica	Charnela Toracolumbar: DD Curva L3L4L5; Retrolistesis Kissing spine. Lisis L5. Discos L4L5S1 protegidos	Alto riesgo de DD y HD Mala tolerancia a esfuerzos / deporte	NO	Listesis ístm. L5S1 Listesis deg. L4L5 Artrosis facetaria. Quistes sinoviales.
Capacidad Compensar	Baja	Baja	Alta	Alta
Planteamiento Terapéutico	Reducir Cifosis T-L	Ost. SPetersen	PSO	PSO

Tabla 2. Tipos de perfil sagital normal. Adaptación de Clasificación de Roussouly²³⁻²⁴

1.2.4 Hª natural del perfil sagital. Cambios degenerativos y mecanismos compensadores²⁶.

El proceso degenerativo principal es la progresiva deshidratación y pérdida de elasticidad discal que provocan una pérdida de altura y cifosis a nivel lumbar fundamentalmente. A pesar de que hay una importante carga genética en la degeneración discal²⁷, la edad también juega un papel importante. La repercusión clínica de este proceso degenerativo varía sustancialmente según el tipo de patrón de Roussouly²⁸:

- Patrón tipo I: Tiene baja PI y SS, cifosis torácica y lordosis distal corta. Protege los discos pero sobrecarga las facetas, predispone a la listesis ístmica L5S1, listesis degenerativa y discopatía toracolumbar.
- Patrón tipo II: Tiene Baja PI y SS, con una distribución armónica de cifosis y lordosis pero a poca lordosis horizontaliza los discos L4L5S1, aumentando la presión sobre ellos y acelerando su degeneración. Hay poca capacidad de retroversión de la pelvis por lo que tolerarán muy mal una hipolordosis yatrogénica.
- Patrón tipo III: Es el patrón más armónico y compensado, no predispone a ninguna patología.
- Patrón tipo IV: Tiene alta PI y SS, por lo que concentra las cargas en los elementos posteriores con lo que predispone a la artrosis facetaria, la

estenosis de canal y la listesis ístmica L5S1. Los discos quedan protegidos y compensa mejor la pérdida de lordosis fisiológica.(Fig. 14)

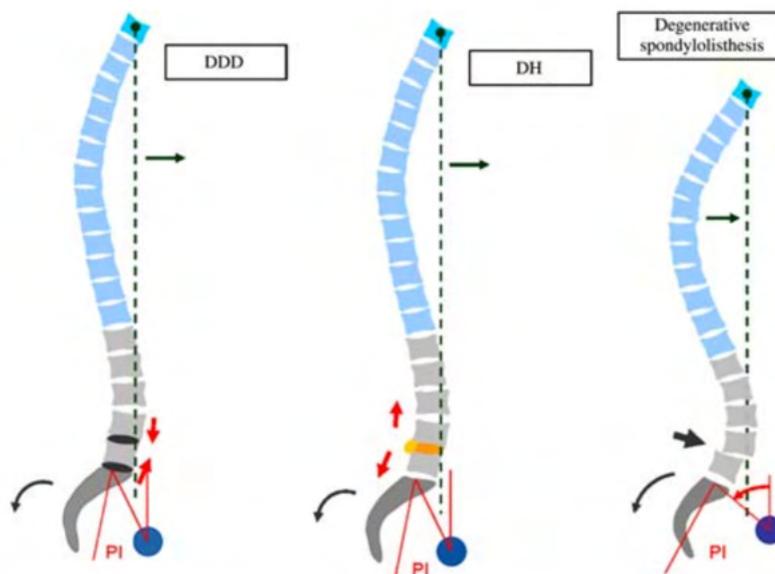


Fig. 14: Implicaciones del tipo de patrón de perfil sagital y el tipo de patología que puede provocar: DDD (Degenerative Disc Disease), DH (Disc herniation), Degenerative spondylolisthesis.Cortesía de Barry²⁸

Una vez se han producido la degeneración discal y la pérdida de lordosis lumbar, el individuo tiende a caer hacia delante. Para compensarlo utilizará una serie de mecanismos compensadores²⁹:

- Contracción musculatura paravertebral, hipocifosis torácica. Hiperextensión lumbar-retrolistesis. Hiperlordosis cervical.
- Retroversión de la pelvis.
- Flexión de caderas y rodillas.

Esta secuencia de mecanismos compensatorios son dinámicos, a través de grupos musculares que se va activando a medida que claudican los anteriores. Finalmente si el individuo agota todos sus mecanismos compensadores la bipedestación y la marcha resultan tan agotadores que necesita un soporte anterior (carrito-caminador) o se ve obligado a desplazarse en silla de ruedas.(Fig. 15)

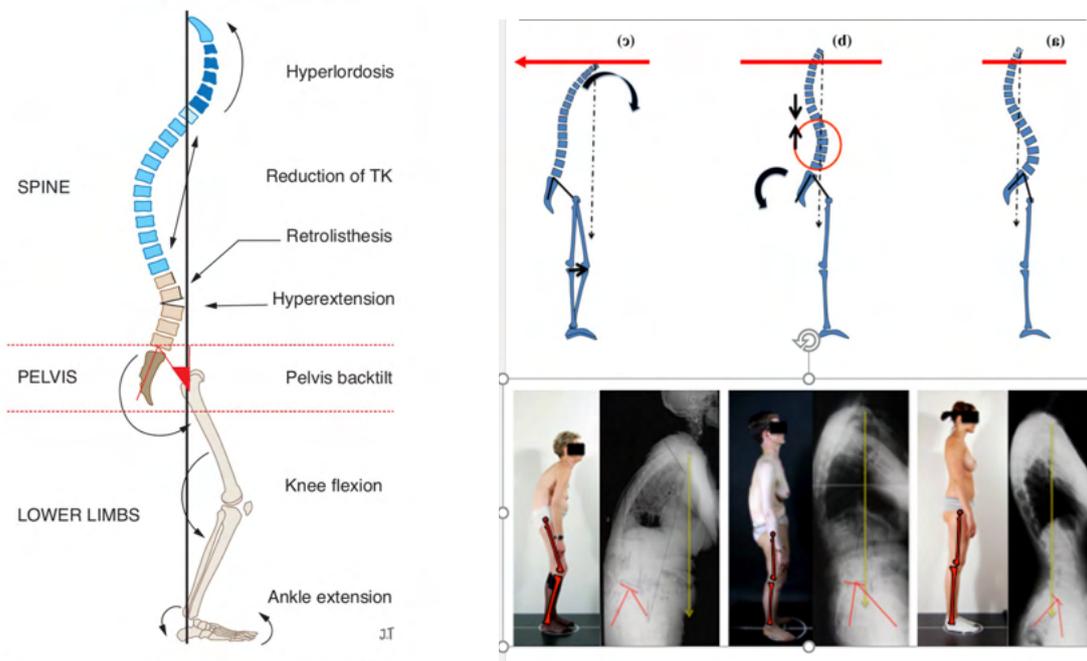


Fig. 15: Cambios degenerativos sobre la alineación sagital y mecanismos compensadores. Cortesía de Le Huec²⁶

1.2.5 Factores dinámicos

La deformidad en el plano sagital ya hemos visto que fácilmente provoca un desequilibrio sagital con severa afectación funcional ya que los mecanismos compensadores consumen gran cantidad de energía muscular. A día de hoy la gran mayoría de estudios se han centrado en el estudio del equilibrio sagital estático y puntual. Sin embargo, atendiendo que el tiempo de bipedestación o deambulación pueden provocar una fatiga muscular se ha abierto el campo al estudio del equilibrio casos sagital dinámico. En un estudio sobre pacientes con DCVA se demostró que al iniciar la deambulación disminuye la retroversión de la pelvis y esto se agrava durante el ejercicio, con lo cual se pierden los mecanismos compensadores. Concluyen que los estudios estáticos habituales pueden infravalorar situaciones de desequilibrio sagital³¹. Otro trabajo sobre pacientes con DCVA comparó estudios radiológicos idénticos realizados antes y después de realizar 10' de ejercicio y evidenció un empeoramiento de los parámetros espinopélvicos, especialmente una reducción del PT y de la LL lo cual traduce una fatiga y claudicación de la musculatura extensora de la cadera y del tronco respectivamente. Concluye también que los estudios estáticos actuales pueden infra diagnosticar casos de desequilibrio sagital³². Por ello es muy probable que el siguiente paso para entender el desequilibrio sagital y cómo tratarlo tenga en cuenta los factores dinámicos implicados en la bipedestación, sedestación y ejercicio físico. En este sentido tendremos que tener en cuenta una particularidades propias del grupo de población a tratar, la mayoría de más de 60 años.

1.2.6 Factores biológicos / fisiológicos

Hay una serie de factores fisiológicos degenerativos asociados a la edad que van a condicionar el desequilibrio sagital más allá de los aspectos puramente geométricos o biomecánicos.

1.2.5.1 Sarcopenia:

La sarcopenia es la pérdida progresiva de tejido muscular y va asociado a la edad. Se ha podido determinar que primero se pierde el torque de flexión del tronco, hacia los 60 años de edad, y posteriormente el de la musculatura extensora, hacia los 70 años, aunque la pérdida extensora es superior: A los 80 años el torque de la musculatura del tronco se ha reducido alrededor de un 60% en comparación con el adulto joven sano³³. En otro estudio mediante RM se demostró una infiltración grasa progresiva de la musculatura con la edad y que dicha infiltración afecta en mayor proporción a la musculatura erectora del tronco y extensora de la cadera que a la musculatura flexora del tronco, caderas y flexo extensora de las rodillas³⁴. Por otro lado se ha demostrado la sarcopenia como un factor de riesgo independiente para la aparición de un fallo proximal de la instrumentación³⁵.

1.2.5.2 Control Postural:

Existen los APA (Anticipatory Postural Adjustments), mecanismos posturales / automatismos que permiten al individuo anticiparse a los cambios en su entorno (bordillo, escalón, terreno irregular) ; también existen los CPA (Compensatory Postural Adjustments), que nos permiten adaptarnos a los cambios imprevistos en nuestro entorno (empujón, resbalón). Ambos mecanismos se alteran con la edad, se enlentecen y descoordinan, agravando la situación de desequilibrio³³.

1.2.5.3 Osteoporosis:

La osteoporosis afecta de 3 maneras sobre el equilibrio sagital:

- Se ha observado una variación de los parámetros espinopélvicos de individuos osteoporóticos respecto a la población joven y sana, detectándose un aumento del PT y reducción de la SS y LL, lo cuál concuerda con una activación de los mecanismos compensadores³⁴.
- Las fracturas osteoporóticas en sí mismas alteran el equilibrio sagital.
- También es bien conocido que la osteoporosis multiplica el riesgo de complicaciones mecánicas de la cirugía de deformidad del adulto: se ha publicado que la tasa de revisión en pacientes osteoporóticos sometidos a cirugía de deformidad del adulto es del 40.5% frente al 28% en pacientes no osteoporóticos³⁶.

1.3 Desequilibrio sagital y calidad de vida

Se ha estimado que entre 1950 y 2000 la población mundial mayor de 60 años se ha triplicado, de 205 a 606 millones de habitantes, y dicha proporción se dispara en los países desarrollados⁵. La deformidad de columna en individuos de más de 65 años se sitúa entre el 32-68%^{1,39,40}. Cuando se comparan los scores de calidad de vida (HRQOL Health Related Quality Of Life) (SF 3 y funcionalidad (ODI) dolor, imagen personal, salud mental los resultados de individuos con deformidad del adulto son significativamente peores que en la población control de la misma edad⁴¹. Cuando se comparan los valores de HRQOL de los pacientes con DCVA respecto a los pacientes con problemas médicos crónicos salen peores resultados para los individuos con DCVA⁴². En un estudio se observó que los resultados del SF-36 eran sustancialmente peores en la población con DCVA (-10.9 a -45) respecto la población con patología amédica crónica (-2.5 a -14.1)⁴³. Glassman et al en 2003 fue el primero en correlacionar deformidad sagital y deterioro funcional. Concluyó que el desequilibrio sagital era el principal factor pronóstico de malos resultados en HRQOL, más que la deformidad en el plano coronal⁴⁴. Schwab et al^{45,18} demuestran una correlación entre la alteración de parámetros espinopélvicos y calidad de vida y establecen como valores de severa discapacidad (ODI > 40): PT >21°, SVA > 46° y PI.LL > 10°.

1.4 Diagnóstico de deformidad y desequilibrio sagital

El diagnóstico de deformidad de columna vertebral del adulto (DCVA) es inicialmente clínico pero se establece sobre parámetros radiológicos. La clasificación más universalmente aceptada es la de la SRS-Schwabb⁴: El punto de partida de alguna manera es la deformidad en el plano coronal (escoliosis) en el que se define el patrón de curva coronal (T: Torácica, L: Lumbar, D: Doble curva, N: No deformidad > 30°) y luego se establecen unos modificadores sagitales que establecen el grado de desequilibrio sagital (PI-LL, SVA, PT) (Fig.16). Hay un hecho curioso o diferenciador: La deformidad sagital del adulto parece haber nacido a remolque de la deformidad coronal (escoliosis) y a pesar de que se le reconoce su enorme repercusión clínica, la literatura se refiere casi unívocamente al desequilibrio sagital, no la deformidad sagital ya que ha surgido como un problema a resolver más que como una patología. Sólo he encontrado un trabajo que ofrezca una clasificación del desequilibrio sagital⁴⁶ (Tabla 3): Se establecen 8 tipos de cifosis basados fundamentalmente en criterios topográficos y la presencia de mecanismos compensadores específicos. También proporciona una guía terapéutica en cada tipo de deformidad. Se echa en falta la consideración de aspectos muy importantes como:

- Deformidad rígida o flexible. Factor determinante a la hora de plantear la corrección
- Deformidad iatrogénica o flat-back: es una de las causas más frecuentes de cifosis lumbar⁵.
- Cifosis de origen neurológico, típicamente el Parkinson (Camptocormia)⁴⁸ o la miastenia gravis⁴⁹. No tenerlas en cuenta o si pasan desapercibidas son una causa de fracaso en el tratamiento quirúrgico.

Si establecen unos criterios de equilibrio / desequilibrio sagital con 3 estadios: Equilibrio sagital, desequilibrio sagital escondido (desequilibrio compensado) y desequilibrio sagital descompensado (desequilibrio establecido , con fracaso de los mecanismos compensadores). (Tabla 4) y (Fig. 17).

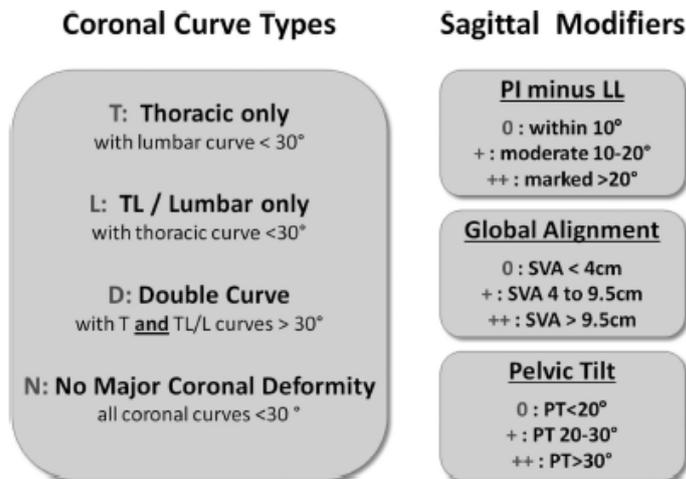


Fig. 16: Clasificación de la Deformidad del Adulto según la SRS-Schwabb⁴

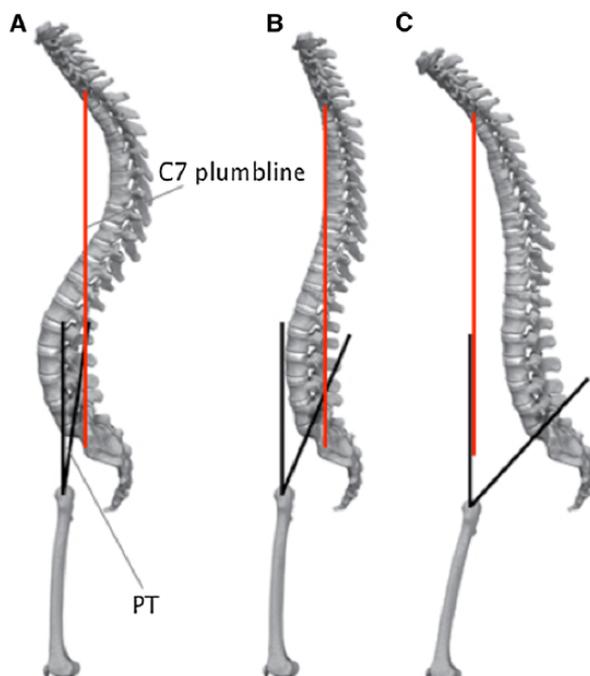


Fig. 3 Different types of spinal alignment. A balanced, B hidden imbalance, C imbalanced, *PT* pelvic tilt

Fig. 17: Estadios de desequilibrio sagital. Cortesía de Garbosa⁴⁷

Tabla 3: Clasificación Desequilibrio Sagital. Cortesía de Lammartina⁴⁶

Deformity patterns	Regional deformity	Compensatory mechanisms
Normal sagittal alignment	None	None
Cervical kyphosis	Cervical kyphosis	Lumbar hyperlordosis or thoracic lordosis
Thoracic kyphosis	Thoracic kyphosis	Cervical hyperlordosis Lumbar hyperlordosis
Thoracolumbar kyphosis	Thoracolumbar kyphosis	Lower lumbar hyperlordosis Pelvic retroversion
Lumbar kyphosis	Lumbar kyphosis	Thoracic lordosis Pelvic retroversion (flexed knees)
Lower lumbar kyphosis	Lower lumbar kyphosis	Upper lumbar hyperlordosis and/or pelvic retroversion
Global kyphosis	Lumbar kyphosis normal or increased thoracic kyphosis	Increased pelvic tilt Flexed knees
Pelvic kyphosis	Increased SVA with normal spine or minor regional kyphosis	No compensatory mechanisms. Normal pelvic tilt

Tabla 4. Estadíos de Equilibrio-Desequilibrio sagital. Cortesía de Lammartina⁴⁶

	Definition	Criteria
Sagittally balanced	The spine is able to align the gravity line and keep horizontal gaze with little muscle effort	C7 plumbline is near posterior corner of S1 endplate (currently, accepted maximum translation is 25–50 mm) AND no compensatory mechanisms are present
Hidden sagittal imbalance	The spine is able to align the gravity line and keep horizontal gaze with increased muscle effort	C7 plumbline is near posterior corner of S1 endplate (currently, accepted maximum translation is 25–50 mm) BUT compensatory mechanisms are present
Uncompensated sagittal imbalance	The spine is unable to align the gravity line or keep the horizontal gaze	C7 plumbline is beyond the accepted distance from posterior corner of S1 endplate. Compensatory mechanisms are lacking or insufficient

La medición de los parámetros espinopélvicos se realiza sobre radiografías de columna completa en bipedestación en frente y perfil⁵⁰. Recientemente ha aparecido un nuevo método de obtención de imágenes el EOS⁵¹, que ha demostrado la misma consistencia diagnóstica que las técnicas de medición convencionales⁵⁸ y que ofrece una serie de ventajas relevantes:

- Obtiene imágenes de cuerpo entero con lo que se pueden integrar parámetros de extremidades inferiores y craneocervicales.
- La calidad de imágenes no interferida por partes blandas.
- Obtiene imágenes en 3D, dan mucha más precisión.
- Incluye software para poder realizar planificación quirúrgica.
- Reduce sustancialmente la irradiación al paciente.

Tiene el inconveniente de su elevado precio por lo que en la actualidad sólo está disponible en muy pocos centros.

El TAC y RM contribuyen a valorar detalles anatómicos como anquilosis ósea, deformidad vertebral (cuerpo (pedículos) y compresión estructuras nerviosas.

Desde un punto de vista funcional existen una serie de escalas que valoran el grado de dolor, discapacidad y afectación en la calidad de vida del individuo:

- EVA⁵²: escala visual analógica. Valoración subjetiva del dolor por parte del paciente siendo 0 ausencia de dolor y 10 el máximo dolor imaginable.
- ODI^{53,54} (Oswestry Dissability Index): Valora el grado de discapacidad en función de 10 ítems que incluyen dolor, y diferentes parámetros de la vida diaria: cuidados personales, levantar peso, andar, sentarse, estar de pie, dormir, actividad sexual, vida social, viajar. Se puntúa siendo la máxima discapacidad 100 puntos: Se establece un porcentaje de discapacidad considerándose moderada entre 21-40%, severa entre 41-60%, invalidante 61-80%. Por encima de 80% se considera que el paciente está encamado o exagera sus síntomas.
- Roland-Morris Dissability Questionaire⁵⁵: Es similar al ODI, algo más centrado en el dolor lumbar.
- SF-36⁵⁶: Es uno de los cuestionarios de salud más utilizados, con 8 dimensiones que hacen referencia a función física, rol físico, dolor, salud general, vitalidad, rol social, rol emocional, salud mental.
- SRS-22⁵⁷: Es un cuestionario de salud general similar al SF-36, más centrado en escoliosis, con cuestiones relacionadas con la deformidad.
- EuroQol 5D⁸¹: Es una versión resumida del SF-36, con 5 dimensiones.
- COMI (Core Outcome Measure Index)¹¹³: Cuestionario que tiene en cuenta 7 dimensiones como dolor lumbar, dolor irradiado, función, síntomas, calidad de vida en general, discapacidad laboral, discapacidad social. Se comparó con el SRS-22 y mostró una alta correlación en la valoración de pacientes sometidos a cirugía de deformidad del adulto¹¹⁴.

1.5 Tratamiento Quirúrgico del Desequilibrio Sagital.

Se ha demostrado que el tratamiento quirúrgico es superior al conservador en la escoliosis del adulto⁵, sin embargo no he encontrado en la literatura trabajos que específicamente hagan referencia al tratamiento conservador o lo comparen con el tratamiento quirúrgico del desequilibrio sagital. Más allá del tratamiento sintomático con analgesia asumimos que el paciente y el médico deciden cuándo la situación de desequilibrio sagital altera de manera intolerable su calidad de vida; habitualmente puntúan un ODI 61-80%⁵³.

En adelante explicaré cómo se realiza la planificación quirúrgica, los resultados, las complicaciones y los algoritmos para evitarlas.

1.5.1 Planificación Quirúrgica del Desequilibrio Sagital. Corrección de la Deformidad.

Conceptualmente se trata de recuperar un perfil sagital óptimo para el individuo. La frontera entre la infra y la sobre corrección es muy fina y cualquiera de las dos

situaciones conlleva al fracaso de la cirugía, que en estos casos suele tener graves consecuencias para el paciente. Por tanto cualquier esfuerzo que contribuya a conseguir ese equilibrio es de enorme trascendencia. A grandes rasgos el objetivo es conseguir un SVA < 50mm⁵⁹ y normalizar la relación entre PI y LL, aceptando como objetivo ideal LL = PI+10⁶⁵. A partir de aquí hay que tener en cuenta varias consideraciones:

- El objetivo PI-LL varía según el tipo de columna de Roussouly: en individuos con PI bajas (Roussouly tipos I-II) se persigue una PI-LL > 10° y en individuos con PI altas (Roussouly tipo IV) se invierte y se aconseja conseguir una PI-LL < 10°. Es decir, si la LL ideal es LL=PI+10°, en los casos de PI altas se aconseja una sobre corrección y en las PI bajas una infra corrección⁶⁷.
- En individuos de >75 años se ha visto que los parámetros espinopélvicos fisiológicos varían respecto a la población de 50 años: PT 28,5°, PI-LL 16,7° y SVA 78,1mm⁶⁰ por lo que el objetivo de la corrección debe de adaptarse a esa “nueva fisiología”.
- La corrección de la lordosis lumbar ha de ser de forma armónica, no basta con conseguir un total de grados entre L1S1 sino que se debe centrar 2/3 de su lordosis en el segmento L4S1. Hay propuestos diferentes modelos de corrección:
 - o Goldschmidt⁶¹ publica un método por el cuál calcula que por cada grado que se optimiza la relación PI-LL mejora el SVA 2°.
 - o FBI⁶² (Full Body Index): Le Huec establece la siguiente fórmula para calcular la cantidad de corrección que necesita cada paciente en concreto: FBI ángulo de corrección = C7TA+ PTCA+ FOA.
C7TA es el ángulo de traslación de C7 a su posición ideal sobre el ápex de la vértebra que se va a osteotomizar.
PTCA es el ángulo de compensación del PT. Para valores de PT de 15-25° se le suman 5° y para valores de > 25° se le suman 10°.
FOA es el Femoral Oblique Angle, marca el grado de flexión de cadera como mecanismo compensatorio. El FBI, por tanto, traduce que la magnitud de la deformidad a corregir es la suma del desequilibrio aparente + los mecanismos compensadores.
Tiene un inconveniente y es que se plantea para osteotomías a un nivel con lo cual no es útil para otros casos. (Fig.18)
 - o Método SFA⁶³ (Spino Femoral Angle): El SFA es el ángulo fentre el eje C7S1 (línea que va desde el platillo inferior de C7 a la formado intersección de la vertical que asciende desde el muro posterior de S1 y la línea de osteotomía planeada) y el eje femoral, es decir suma la magnitud del desequilibrio del tronco y el esfuerzo de la cadera por compensarlo. (Fig.19). Además, se asume que el paciente está con una hipocifosis torácica compensadora (TK) que aumentará una vez el paciente vea corregida su columna lumbar. Por tanto hay que contar con ese hecho para no caer en una infracorrección. Para calcular cuánta cifosis nos podemos encontrar postoperatoria realizamos radiografías en flexión del tronco. De esta manera obtenemos la ATK (Active flexión Thoracic Kyphosis). La ITK (Increase in TK) será la resultante de ATK-TK, es decir la cifosis

residual que volverá una vez la musculatura erectora del tronco no necesite actuar como mecanismo compensador. De esta manera proponen la siguiente fórmula para calcular la magnitud de la corrección necesaria = SFA + 10° + ITK.

- Tipos de osteotomía vertebral:

Es crucial definir si la deformidad es *flexible* (presente en muchos de los los casos no intervenidos previamente) o si es una deformidad *rígida* (la presente en columnas lumbares previamente artrodesadas o flatback) ya que eso determinará el tipo de osteotomía correctora indicada.

Schwab⁶⁴ sistematiza las osteotomías vertebrales en 6 tipos, desde más sencillas a más complejas:

- Osteotomía facetaria parcial o de Smith Petersen. Consigue unos 3-5° de corrección por nivel.
- Osteotomía facetaria total o de Ponte. Consigue unos 5-7° de corrección por nivel. Ambas osteotomías se indican en deformidad flexible y se suelen realizar a varios niveles.
- PSO: Pedicular Subtraction Osteotomy. Se realiza una cuña de cierre a través de los pedículos. Consigue entre 25-30° de corrección por nivel. Se indica en deformidad rígida y generalmente se realiza a nivel de L4 si es un caso de flatback yatrogénico lumbar, o a nivel de la vértebra cifótica si es un caso de deformidad regional (Postraumática, infecciosa).
- Resección parcial cuerpo vertebral y disco superior. Indicación similar a la PSO.
- VCR (Vertebral Column Resection). Se realiza resección completa del cuerpo vertebral y los discos adyacentes. Se indica para grandes deformidades rígidas.
- VCR múltiple. Se resecan dos o más vértebras contiguas.

Uribe et al⁶⁵ dan un paso más y establece una sistemática de corrección de la deformidad mediante osteotomías posteriores o jaulas lordóticas anteriores según el tipo de deformidad.

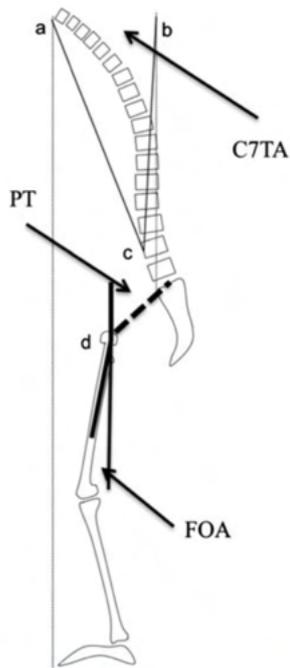


Fig. 18: FBI (Full Body Index). Cortesía de Le Huec⁶²



Fig. 19: SFA (Sacro Femoral Angle). Cortesía de Garbosa⁴⁷

Para facilitar la planificación quirúrgica existen unas aplicaciones de software. Los más comúnmente empleados son Surgimap⁹⁹ y KEOPS¹⁰⁰.

1.5.2 Resultados de la Cirugía del Desequilibrio Sagital

La mayoría de trabajos que hacen referencia a los resultados y complicaciones del tratamiento quirúrgico de la deformidad del adulto se centran en la escoliosis más que en los pacientes con desequilibrio sagital puro. Parece demostrado que el tratamiento conservador es caro e ineficaz⁹⁰. Glansmann publica un coste de 10.815 dólares por paciente en 2 años de tratamiento conservador, sin mejoría en los parámetros de calidad de vida⁸⁹. Numerosos trabajos defienden que el tratamiento quirúrgico es superior al conservador y mejorar la calidad de vida de los pacientes⁶⁸⁻⁷⁵. Además, se demuestra una correlación entre una adecuada corrección de la deformidad y mejoría clínica: los pacientes infra corregidos presentan peores resultados clínicos que aquellos en los que se consigue la corrección ideal⁷⁶. Desde un punto de vista económico también se ha constatado la eficacia coste-beneficio del tratamiento quirúrgico de la deformidad del adulto⁹²

A pesar de que la SRS⁷⁷ publica una tasa de complicaciones del 13,4% y sin relación con la edad (sí con la complejidad de las cirugías), la mayoría de autores muestran tasas de complicaciones bastante más elevadas: Un grupo noruego⁷⁸ publica una tasa de 39.5%, con clara relación con edad y comorbilidades y desequilibrio sagital como factores de riesgo. Roussouly et al⁷⁹ publican un 39% de complicaciones, un 26% de reintervenciones por complicaciones mecánicas o neurológicas y como factores de riesgo identifican la fijación a s1, osteotomía tipo PSO y una PT > 26°. En un metaanálisis sobre 26 trabajos se declara un 41.2% de complicaciones y un 12.9% de pseudoartrosis⁸⁰. Lee⁸² realiza un meta-análisis en el que constata una mejoría significativa en el VAS y ODI pero una mejoría subóptima de los parámetros espinopélvicos lo que explicaría una alta tasa de PJK (Proximal Junctional Kyphosis) y pseudoartrosis de 23.7% y 12.8% respectivamente.

En resumen, podemos concluir que el tratamiento quirúrgico de la DCVA es eficaz pero presenta una elevada tasa de complicaciones. De entre las complicaciones hay que distinguir 2 tipos:

- Complicaciones médicas, derivadas de la conjunción de comorbilidades asociadas y complejidad de las cirugías. Las más relevantes son:
 - o Complicaciones neurológicas: fístula LCR, paresia, ictus.
 - o Infección.
 - o Anemia, shock hipovolémico, CID, fallo multiorgánico.
 - o Trombosis venosa profunda, TEP.
 - o IAM
 - o Exitus
- Complicaciones mecánicas, derivadas de la dificultad de conseguir un equilibrio sagital óptimo y estable, y la idiosincrasia de estos pacientes (debilidad muscular-sarcopenia, obesidad, osteoporosis, deterioro neurológico-cognitivo):
 - o PJF⁸⁶(Fallo proximal de la instrumentación) y DJF⁸⁷ (Fallo distal de la instrumentación). Ambas son complicaciones derivadas de una corrección inapropiada del equilibrio sagital, generalmente una infra corrección. Mucho más frecuente el PJF que el DJF, suele producirse dentro de los 6 primeros meses postoperatorios.

El PJJ representa el caballo de batalla de este trabajo, más adelante le dedicaremos un apartado completo.

- Pseudoartrosis⁸⁸: El proceso de formación de hueso y consolidación de la artrodesis suele durar 12-24 meses. Tras la intervención, las cargas mecánicas sobre el segmento instrumentado se transmiten mayoritariamente a través de la instrumentación vertebral y a medida que se produce una consolidación ósea efectiva esas cargas se traspasan progresivamente a las estructuras óseas (vértebras, discos y puentes óseos). Una vez se establece la consolidación, las cargas pasan casi en su totalidad a través de la columna vertebral y descargan definitivamente a la instrumentación. La pseudoartrosis (o no unión según la literatura anglosajona) es el fracaso de la consolidación de la artrodesis, por lo que suele producirse entre los 1-2 años post intervención aunque puede ser más tardía, entre 3-5 años. Se presenta en forma de rotura de barras y pérdida de corrección y suele asentarse a nivel de la osteotomía principal realizada. Se produce en alrededor del 10% de los casos de cirugía de deformidad del adulto. Los factores implicados son:
 - Aporte insuficiente de hueso en el lecho de osteotomía o preparación insuficiente del lecho de la osteotomía en el momento de la intervención.
 - Montaje de la instrumentación mecánicamente insuficiente para resistir hasta la consolidación ósea. Sfusiones e asocia a montajes largos y
 - Incapacidad biológica por formar hueso. Puede estar relacionado con factores biológicos del propio paciente como el consumo de tabaco, edad (>55 años)

1.5.3 Modelos Predictivos

Hemos visto que el tratamiento conservador es caro e ineficiente y que el tratamiento quirúrgico es eficaz pero con una tasa de complicaciones graves y un coste sanitario elevados. Algunas complicaciones sólo suponen unos efectos colaterales asumibles por el paciente y que no influirán sobre un resultado final satisfactorio pero otras veces las complicaciones pueden llevar a resultados desastrosos^{90,93}. Por eso es crucial poder disponer de herramientas que nos ayuden a estratificar cuando el tratamiento conservador será ineficaz⁹¹ el riesgo quirúrgico y modelos predictivos que nos permitan anticiparnos a la aparición de complicaciones mecánicas.

1.5.3.1 Estratificación del Riesgo Quirúrgico

Podríamos dividir la estratificación del riesgo quirúrgico en 2 categorías:

- Riesgo relacionado con el paciente:
 - o Charlson⁹⁴ fue pionero en 1994 desarrollando un índice de riesgo de complicaciones quirúrgicas en función de edad y comorbilidades.
 - o Por otro lado se introduce el tema de fragilidad que implica el grado de vulnerabilidad a sufrir complicaciones quirúrgicas y va asociado a comorbilidades, edad, discapacidad; aunque no sinónimos, va asociado a la edad y se estima que a partir de cierta edad el individuo ya es frágil en sí mismo⁹⁶ y se crean diferentes índices de fragilidad para cirugía de deformidad del adulto.
 - o Searle et al. publica una sistemática para crear y standarizar un índice de fragilidad, basado en 40 déficits del individuo⁹⁷. El mFI¹⁰¹ (modified Frailty Index) es un índice basado en 11 variables extraídas de las 70 variables que componen el CSHA-FI (Canadian Study of Health and Aging Frailty Index) que abarcaban dominios físicos, cognitivos, funcionales y sociales. (Tabla 5). El índice lo marca el número total de variables presentes en el paciente dividido por el total de variables. Se ha constatado una correlación entre mayor mFI y mayor tasa de complicaciones, reintervenciones y mortalidad, con mayor potencia predictora que la edad >60 años o la obesidad tipo III⁹⁸.

Tabla 5. Índice de Fragilidad mFI. Cortesía de Leven⁹⁸

TABLE 1. Variables of the Modified Frailty Index (mFI)
1. History of diabetes mellitus
2. Functional status 2 (not independent)
3. History of chronic obstructive pulmonary disease or pneumonia
4. History of congestive heart failure
5. History of myocardial infarction
6. History of percutaneous coronary intervention, stenting, or angina
7. History of hypertension requiring medication
8. History of peripheral vascular disease or ischemic rest pain
9. History of impaired sensorium
10. History of transient ischemic attack or cerebrovascular accident
11. History of CVA with neurological deficit

- Riesgo relacionado con la complejidad quirúrgica:
 - o Mirza⁹⁵ publicó en 2008 el primer índice de invasividad de la cirugía de columna vertebral, pero no es aplicable en la actualidad a la cirugía de deformidad del adulto ya que no contempla específicamente técnicas quirúrgicas actuales.

- Neuman et al¹⁰⁶ toman como punto de partida el índice de Mirza y le añaden parámetros de deformidad y radiológicos para mejorar su precisión.
- Pellisé et al¹⁰² desarrollan y validan el índice ADSCI (Adult Deformity Surgery Complexity Index) para dar respuesta a las diferentes técnicas actuales, elaborado mediante el consenso de 15 expertos. Distingue 5 acciones (nº niveles fusionados, nº niveles descomprimidos / fijación intersomática, tipo de osteotomía, fijación a pelvis, cementación de tornillos) y 3 factores (Densidad de implante, Cirugía de revisión, experiencia del cirujano).

Una vez detectados y sistematizados los riesgos quirúrgicos comienzan a emerger modelos predictivos para detectar las complicaciones quirúrgicas:

- Pellisé et al¹⁰³ desarrollan un modelo de predicción de complicaciones mayores, reingreso hospitalario y reintervención. Concluyen que invasividad quirúrgica, , magnitud de la deformidad, edad y fragilidad son los principales factores predictivos de complicaciones mayores.
- Miller et al¹⁰⁴ publican su ASD-FI, basado en 40 variables, y categorizan entre no frágil / frágil / frágil severo y en el que también publican una excelente capacidad predictiva.
- Lee et al¹⁰⁵ publican un modelo con una buena capacidad predictiva para complicaciones mayores (ROC 0.81)
- Bari¹⁰⁷ publica el SAVES (Spine AdVerse Event Severity) system. Hace referencia a todo tipo de cirugía compleja de columna incluyendo población pediátrica y patología tumoral. La cirugía de la deformidad es la que presnet amayor tasa de revisión quirúrgica, un 33%.

En resumen, cualquiera de estos índices y modelos predictivos pretenden estratificar y discriminar entre riesgos asumibles o inaceptables, nos tienen que orientar en la toma de decisiones de saber a quién no hacer qué.

1.5.3.2 Modelos Predictivos de Complicaciones Mecánicas

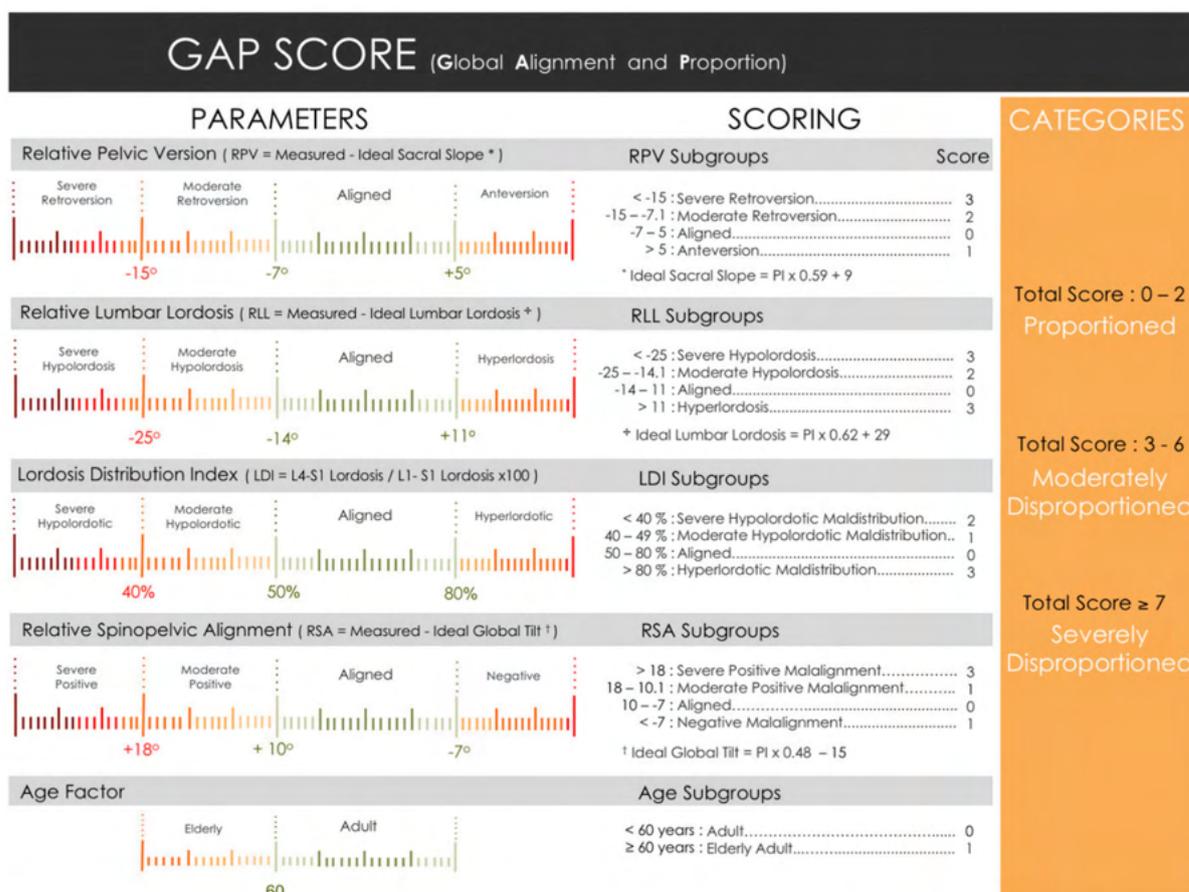
Paralelamente a los modelos predictivos de complicaciones médicas se desarrollaron modelos que intentaban predecir el riesgo de fracaso mecánico. En general no son herramientas de planificación quirúrgica sino de evaluación postoperatoria :

- PRISM: Yagi¹⁰⁸ desarrolla el modelo PRISM (Patient demographics Radiographic Index and Surgical invasiveness for Mechanical failure). Basado en 6 parámetros, Edad, DMO, IMC, fragilidad, PT y LIV y publica una buena capacidad predictiva con una AUC de 0.81.
- Lafage¹⁰⁹ propone un score para el PJK a partir de 4 parámetros: edad > 55 años, LIV en sacro-pelvis, UIV lumbar-torácica y corrección >10°. Publica una correlación lineal entre el incremento del score y la aparición de PJK. Las variables más asociadas a PJK son LIV en pelvis y UIV en columna torácica baja.

- Pizones¹¹⁰ publica una relación directa entre conseguir postoperatoriamente los parámetros de ideales de Roussouly y un resultado clínico satisfactorio. En los pacientes que se habían conseguido una normalización de parámetros espinopélvicos de acorde a Roussouly la tasa de complicaciones mecánicas era del 15% mientras que si el resultado radiológico no era óptimo la tasa se eleva a un 72%.
- Scheer¹¹¹ presenta un modelo basado en 13 variables. Además de las variables demográficas y radiológicas incluye detalles de técnica quirúrgica como el tipo de osteotomía y si es cirugía primaria o de revisión. Publican una excelente precisión predictiva del 86%, con AUC de 0.89.
- GAP score: Yilgor et al publican en 2017 el GAP score¹¹², Global Alignment and Proportion score. La gran diferencia respecto a los modelos previos es que no se limita a valorar en términos numéricos o nominales los valores de los parámetros espinopélvicos pre y postoperatorios sino de la relación proporcional entre diferentes parámetros, a cada parámetro le aplica una puntuación y la suma de puntuaciones le otorga una categoría (Tabla 6):
 - o Parámetros:
 - RPV-Relative Pelvic Version: $RPV = SS \text{ medida} - SS \text{ ideal}^*$
 - RLL-Relative Lumbar Lordosis: $RLL = LL \text{ medida} - LL \text{ ideal}^*$
 - LDI-Lordosis Distribution Index: $LDI = (L4-S1 / L1S1) \times 100$
 - RSA_Relative Spinopelvic Alignment: $GT \text{ medido} - GT \text{ ideal}^*$
 - Edad: $< > 60$ años

Los valores ideales* se obtienen a partir de una cohorte de individuos sanos. La edad se aplica como parámetro modulador complementario de los parámetros espinopélvicos.

Tabla 6. GAP score. Cortesía de Yilgor¹¹²



- Puntuación:
 - A cada parámetro espinopélvico se le aplican de 0-3 puntos según el grado de mismatch residual.
 - Edad: se aplica 1 punto si edad ≥ 60 años.
- Categorías:
 - Proporcionado: 0-2 puntos.
 - Moderadamente desproporcionado: 3-6 puntos.
 - Severamente desproporcionado: ≥7 puntos.

En el propio artículo se detalla el desarrollo del Gap score, su validación con y una buena correlación con resultados clínicos y HRQOLs. Presenta un alto poder discriminativo con una AUC 0.92. Las tres categorías, proporcionada, moderadamente desproporcionada y severamente desproporcionada se correlacionan con un 6%-47%-95% de complicaciones mecánicas y un 3%-21%-55% de cirugías de revisión respectivamente.

La asignatura pendiente de los modelos predictivos es su validación y aceptación por la comunidad científica como herramienta eficaz. Todos ellos son susceptibles de mejorar ya que parece que infra o sobrevaloran determinados escenarios. Hoy por hoy parece que el GAP score es el que ha mostrado más consistencia¹¹⁵⁻¹¹⁹ y por tanto es el que utilizaremos en este trabajo como punto de partida para la valoración de nuestros

resultados. A pesar de que el GAP score se ha diseñado como herramienta predictiva para cualquier complicación mecánica (PJK-PJF, DJF, rotura de barras u otros eventos adversos relacionados con el implante) en este trabajo evaluaremos únicamente su capacidad predictiva para el PJF.

1.6 PJF. Proximal Junctional Failure o Fallo Proximal de la Instrumentación

1.6.1. Concepto de PJK / PJF

El PJF o Fallo Proximal de la Instrumentación es la complicación mecánica más relevante en la cirugía del desequilibrio sagital y es la consecuencia directa de conseguir una inadecuada corrección del perfil sagital ya que se produce una concentración de cargas en la zona de transición entre el extremo proximal de la instrumentación, que es un segmento rígido y el resto de columna vertebral no instrumentado, proximal a la instrumentación, que es un segmento móvil. PJK y PJF son términos casi sinónimos, PJK¹²⁰⁻¹²³ es un término radiológico y PJF es un término clínico, cuando ese fallo se hace sintomático.

- PJK. Proximal Junctional Kyphosis o Cifosis de unión proximal

El PJK se define radiográficamente por como el ángulo formado entre el platillo inferior de la vértebra superior instrumentada (UIV, Ultimate Instrumented Vertebra) y el platillo superior de la vértebra a dos niveles por encima (UIV+2). Dicho ángulo se llama PJA (Proximal Junctional Angle). El diagnóstico de PJK lo determina que el PJA sea $>10^\circ$ o que al menos haya 10° de diferencia entre las mediciones pre y postoperatorio^{141,124}. (Fig.21).

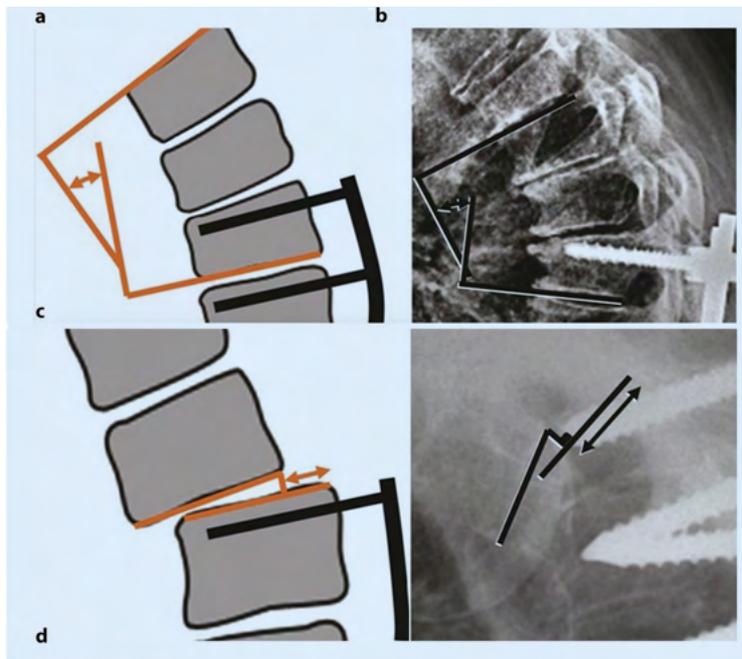


Fig. 21: Concepto de PJK. Cortesía de Diebo¹²⁵

- PJF. Proximal Junctional Failure:

El PJF se define radiológicamente según los criterios de Hart¹⁴⁰ inicialmente y Yagi¹²⁴ los complementa . Se caracteriza por tener tres tipos según la estructura afectada y 3 grados:

- Tipos:
 - o 1: Fallos discoligamentoso
 - o 2: Fallo óseo. Fractura de la UIV o UIV+1 generalmente.
 - o 3: Fallo del implante: desanclaje del tornillo o gancho en UIV.
- Grados:
 - o A: PJA = 10-19°
 - o B: PJA = 20-29°
 - o C: PJA = >30°
- PJF-S: Espondilolistesis por encima de UIV. (Tabla 7).

Tabla 7. Clasificación de PJK / PJF. Cortesía de Yagi¹²⁴

TABLE 1. Classification of PJK/PJF	
Type	
1	Disc and ligamentous failure
2	Bone failure
3	Implant/bone interface failure
Grade	
A	Proximal junctional increase 10°–19°
B	Proximal junctional increase 20°–29°
C	Proximal junctional increase 30°
Spondylolisthesis	
PJF-N	No obvious spondylolisthesis above UIV
PJF-S	Spondylolisthesis above UIV
<i>PJK indicates proximal junctional kyphosis; PJF, proximal junctional failure; UIV, upper instrumentation vertebra.</i>	

1.6.2 Hª Natural. Incidencia. Repercusión clínica

La incidencia de PJK se sitúa entre el 17-46% según diferentes autores¹²⁶ y se produce generalmente dentro del primer año postoperatorio, 66% en los 3 primeros meses y 80% en los 18 meses postoperatorios^{120, 127}. Se ha descrito también un patrón de aparición bimodal, una forma más frecuente y precoz, e los 3 primeros meses, y una forma más tardía, hasta los dos años¹²⁸. Probablemente tenga relación con el grado de desequilibrio residual postoperatorio. La mayoría de casos de PJK no tienen repercusión clínica y sus resultados funcionales son similares a los casos sin PJK¹²⁵. Pero en

ocasiones se hace sintomática en forma de dolor, aumento de deformidad o sintomatología neurológica. Hart et al¹²⁹ desarrollan una escala de severidad, la PJFSS (Proximal Junctional Failure Severity Scale) en la que se tiene en cuenta déficit neurológico, dolor axial, problemas con la instrumentación, aumento de la cifosis, presencia de fractura vertebral en UIV o UIV+1 y nivel de la UIV. Se establece una clara correlación entre la severidad del resultado y la necesidad de una reintervención quirúrgica. A nivel toracolumbar es más frecuente la fractura del cuerpo vertebral y a nivel torácico alto la lesión discoligamentosa. La incidencia de reintervención por PJF se estima entre un 1.4% y un 5.6%¹²⁶.

Se han descrito unos factores de riesgo¹²⁵⁻¹³⁰ asociados a la aparición de PJK/PJF:

- Magnitud de la corrección. Se asocia a la aparición de PJK/PJF:
 - o SVA preop y postop. elevadas (infracorrección)
 - o LL preop. baja
 - o Gran corrección, sobrecorrección, especialmente en pacientes ancianos.
- Extensión de la instrumentación distal a sacro: A pesar de la heterogeneidad de los diferentes trabajos parece haber un consenso de que las fijaciones a S1 favorecen la aparición de PJK.
- Localización de la UIV: Tampoco hay consenso en la literatura, aunque parece que es más frecuente cuando la UIV se sitúa en la charnela toracolumbar pero con efectos más catastróficos (con lesión neurológica) cuando se sitúa en la zona torácica alta.
- Fijación con tornillo pedicular en UIV,
- Instrumentación de CrCo.
- Edad: Parece que hay una correlación entre > 55 años y PJK pero podría ser derivada de la osteopenia que va asociada a la edad.
- DMO (Densidad Mineral Osea): A pesar de no haber literatura concluyente y de que no parece ser un factor de riesgo independiente, sí hay un consenso en incluirlo como factor de riesgo. Probablemente por ir asociado a la edad, sarcopenia, etc.
- Sarcopenia¹³¹: La debilidad de la musculatura del tronco es un elemento que favorece la claudicación de la banda de tensión posterior.
- Sobrepeso¹³²: A pesar de que parece evidente la implicación del sobrepeso en el PJF hay muy pocos trabajos que lo hayan estudiado específicamente.

1.6.3 Prevención PJK-PJF

La prevención del PJF pasa por una correcta planificación quirúrgica de la cirugía de la deformidad sagital^{45,59, 61-64,110} así como una adecuada ejecución quirúrgica. Además de conseguir una correcta realineación, en los últimos años se han multiplicado los esfuerzos en reducir las cargas y tensiones a nivel del extremo proximal de la instrumentación mediante diferentes técnicas^{184,186,189,197-199}:

- “Soft landing”: Se intenta respetar al máximo las estructuras musculo ligamentosas a nivel de la UIV y complementarlo con anclajes menos rígidos (ganchos, bandas de tensión)¹⁹⁰.

- Utilización de ganchos: Se realiza el anclaje sobre ganchos a nivel de la apófisis costotransversa de UIV¹⁸²⁻¹⁸³.
- Utilización de bandas de tensión sintéticas¹⁸¹ o mediante ligamento plastia¹⁸⁸.
- Utilización de barras elásticas o de transición¹⁹⁷
- Reducción del número de tornillos por nivel (densidad de implantes, hardware o implant density)¹⁹⁹
- Cementación vertebral de UIV o UIV+1¹⁸⁷.
- Técnicas combinadas¹⁸⁵.

Se estima que el coste sanitario de una reintervención por PJJ está alrededor de 60-80.000 \$¹³³⁻¹³⁴.

1.6.4 Modelos Predictivos

Es evidente que la mejor manera de evitar un PJJ es realizar una adecuada planificación y ejecución de la cirugía. Sin embargo hoy por hoy no estamos en disposición de aplicar milimétricamente durante la cirugía el plan establecido preoperatoriamente. Por ello es fundamental disponer de herramientas predictivas que nos permitan adelantarnos a la aparición del PJJ y solventarlo con un gesto quirúrgico menos invasivo. Hoy por el modelo predictivo más consistente es el GAP score. Sin embargo hay trabajos que han desacreditado su capacidad predictiva¹³⁵⁻¹³⁷. Por otro lado se han realizado adaptaciones del GAP score para complementar o reforzar su fiabilidad añadiendo parámetros como la DMO (Densidad Mineral Ósea) o el IMC (Índice de Masa Corporal)¹³⁸.

1.6.5 Modelo de elementos finitos

El Método de Elementos Finitos (FEM, Finite Element Model) es un método bien conocido para resolver numéricamente ecuaciones diferenciales discretizando un dominio complejo en elementos finitos. Recientemente, los análisis de elementos finitos (EF) in-silico son objeto de varios estudios en investigaciones biomédicas para gestionar las decisiones clínicas. Hemos encontrado en la literatura 141 artículos estudiaron el modelo FE de la columna toracolumbar pero no encontramos ningún estudio biomecánico de FE y deformidad de la columna toracolumbar.

Los elementos finitos se clasifican en dos tipos principales: mallas estructuradas y no estructuradas. Las mallas estructuradas son mallas con conectividad implícita que identifican por elementos cuadriláteros ortogonales (2D) o hexaédricos (3D). Una malla no estructurada se define como un conjunto de elementos, comúnmente tetraedros, con una conectividad definida explícitamente. Los análisis de FE que utilizan mallas hexaédricas son más precisos en comparación con las mallas tetraédricas para resolver varias PDE (Partial Differential Equations) numéricas^{164,165}. Sólo 14 artículos estudiaron la malla estructurada (hexaédrica) de la columna toracolumbar FE.

Además, un modelo de forma estadístico (FEM) proporciona una poderosa herramienta para describir y analizar diferentes morfologías de la columna toracolumbar. En varios estudios, el FEM de la morfología de la columna lumbar,

torácica y cervical se ha estudiado exhaustivamente¹⁶⁵⁻¹⁶⁸. Pero no se disponía de un FEM de la columna toracolumbar que incluyese los sectores de la pelvis y el sacro. Por lo tanto, en este estudio, gracias a las imágenes EOS biplanares y al software sterEOS, se pueden reconstruir modelos 3D de la columna vertebral de deformidad sagital toracolumbar y luego se desarrolla un MFE de la columna toracolumbopélvica. Por otro lado, disponer de un FEM puede ayudar a los cirujanos de columna vertebral a implementar instrumentos de simulación virtual para planificación preoperatoria. Además, utilizando técnicas de mallado¹⁶⁹⁻¹⁷⁰ se construye una malla estructurada media o tipo y luego, aplicando campos de deformación mediante modelado estadístico a ese modelo medio, se desarrolla una herramienta robusta para generar mallas estructuradas específicas de la columna vertebral de cada paciente. Como aplicación, esta herramienta puede ayudar a estudiar el efecto de la deformidad sagital y el comportamiento biomecánico de los tejidos blandos de la columna vertebral.

1 JUSTIFICACION DEL TRABAJO

El Fracaso proximal de la instrumentación (PJF) representa la complicación mecánica más relevante en los pacientes intervenidos de deformidad sagital del adulto (DSA). Es una población mayoritariamente de edad avanzada, frágil, con numerosas comorbilidades, por lo que provoca graves repercusiones sobre su salud y conlleva un elevado gasto sanitario. Cualquier herramienta que contribuya a predecir la aparición del PJF supondrá un enorme impacto positivo sobre nuestros pacientes.

Hasta el momento la inmensa mayoría de trabajos dedicados a la deformidad del adulto y en concreto al desequilibrio sagital se han centrado en analizar parámetros espinopélvicos buscando un equilibrio geométrico entendiendo al individuo como un esqueleto estático. Quizás es por ello que los modelos predictivos actuales presentan algunas limitaciones. Sólo entendiendo al individuo como un ser dinámico podremos avanzar en la planificación quirúrgica y toma de decisiones sobre nuestros pacientes. El PJF es fruto de una excesiva concentración de tensiones a nivel del extremo proximal de la instrumentación y que hará fracasar su estabilidad. El primer paso es entender qué ocurre en ese punto de la columna y para ello analizaremos el papel de dos parámetros biomecánicos:

- **BM, Bending Moment** o momento de flexión: Nos indica las cargas que recibe un determinado punto de la columna vertebral en función del peso del individuo y el brazo de palanca derivado de su perfil sagital. Para ello necesitaremos evaluar radiografías de columna completa de los pacientes.
- **DAF, Deformation of Annulus Fibers** o deformidad producida a nivel del anillo fibroso discal: Nos informa del impacto de las cargas y tensiones sobre el disco intervertebral. Para ello es necesario desarrollar un modelo de elementos finitos de la columna vertebral completa que nos permita hacer una simulación precisa de cada caso en concreto.

Con esta información esperamos poder conocer si el extremo proximal de la instrumentación está soportando cargas fisiológicas o por el contrario son excesivas y por tanto está en riesgo de fracasar. Si lo conseguimos nos permitirá predecir con mayor precisión qué pacientes están o no abocados al PJF y tomar las decisiones oportunas.

2 HIPOTESIS

La integración de factores biomecánicos en los modelos predictivos del Fracaso Proximal de la Instrumentación (PJF) en la cirugía de desequilibrio sagital del adulto mejora su capacidad predictiva.

3 OBJETIVO

Objetivo principal: El objetivo es determinar si la aplicación de parámetros biomecánicos como el BM (bending moment) y las DAF (deformación del anillo fibroso del disco) resulta útil en la predicción del PJJF en la cirugía de desequilibrio sagital del adulto.

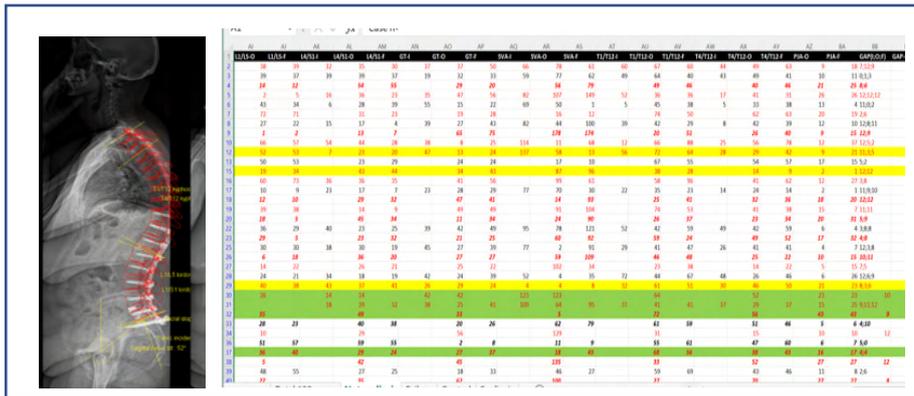
Objetivo secundario: Desarrollar una herramienta de simulación mediante un modelo de elementos finitos que permita predecir el comportamiento de la columna vertebral en diferentes escenarios.

5 MATERIAL Y METODO

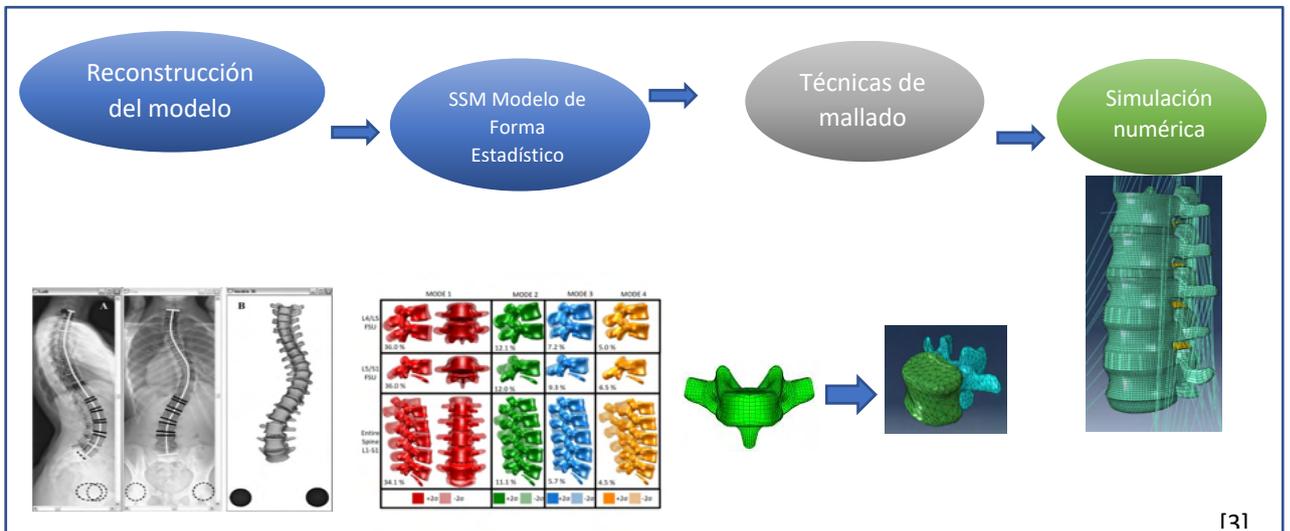
5.1 Diseño del Estudio

Este trabajo se compone de 3 fases principales:

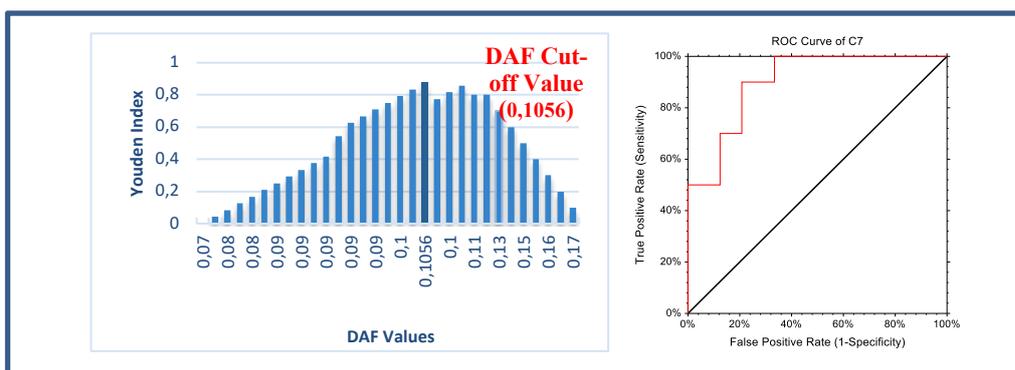
1. Selección de la muestra, estudio de parámetros radiológicos y de elementos predictivos FBI, GAP score y BM:



2. Modelo de forma estadístico , modelo elementos finitos y simulación biomecánica de DAF:



3. Estudio estadístico. Modelos de regresión y análisis ROC-AUC:



En este trabajo, a través de un convenio PSMAR-IMIM-UPF, ha colaborado he colaborado con la colaboración de un ingeniero de la UPF en las tres fases del proyecto, y muy especialmente en la creación y desarrollo del modelo de forma estadístico (SSM) y el modelo de elementos finitos (FEM), pasos previos para poder realizar el trabajo de simulación biomecánica.

5.2 Muestra de Pacientes

5.2.1 Criterios de Inclusión

Este trabajo se centra en la evaluación de modelos predictivos de PJJ en pacientes intervenidos por deformidad sagital del adulto. Los criterios de inclusión:

- **Edad: 50 a 75 años**
- **Enfermedad: Deformidad Sagital del Adulto**
- **Cirugías con > 3 niveles instrumentados.**
- **Lordosis Lumbar L1S1 - Incidencia Pélvica < -10°**
- **Inclinación pélvica PT > 20 °**
- **SVA > 5 cm**
- **Disponer de secuencia completa de imágenes radiológicas: Preoperatoria-postoperatoria inmediata-3 ó 6 meses-12 meses p.o. mínimo.**
- **Caso control: Paciente sin complicaciones mecánicas o médicas relevantes (infección postquirúrgica, lesión neurológica)**
- **Caso fallo o PJJ: Paciente reintervenido por PJJ.**

Descartamos pues la deformidad del paciente joven y el resto de complicaciones mecánicas o quirúrgicas relevantes (infección, lesión neurológica).

Necesitábamos disponer de una secuencia radiológica completa en el tiempo y apta para la valoración de los parámetros espinopélvicos de una forma sistematizada y fiable.

El seguimiento mínimo se estableció en 12 meses ya que el sistema 3D EOS sólo estaba disponible desde 2014 y nos marcaba una horquilla de pacientes a evaluar. Eso forzó a marcar 12 meses como seguimiento mínimo para conseguir una muestra de paciente suficiente. Lo trabajos sobre PJJ presentan un seguimiento mínimo de 24 meses postoperatoriamente pero también es conocido que un 80% de los casos

se produce dentro de los primeros 12-18 meses^{120,127}. Por tanto aceptamos 12 meses sabiendo que puede resultar una limitación del estudio.

Por ello se contactó desde el Departamento de DTIC (Departamento de Tecnología Investigación y Comunicación) de la Universitat Pompeu Fabra UPF de Barcelona con el Laboratorio de Estructuras Mecánicas Biológicas del IRCCS del Instituto Galeazzi de Milán, Italia. A través de un convenio de interdepartamental se nos facilitó el acceso a la base de datos de imágenes de pacientes intervenidos de cirugía de deformidad del adulto. Un investigador colaborador de la UPF se desplazó al IRCCS para la recogida y evaluación de la muestra. El convenio sólo permite tener acceso a las imágenes radiológicas, edad y sexo del paciente y a las incidencias quirúrgicas. No disponíamos de otros datos demográficos como peso o antecedentes médicos. Se valoraron inicialmente 534 pacientes de los que tras aplicar los criterios de inclusión se seleccionó una muestra de 99 pacientes que nos proporcionó una cohorte observacional retrospectiva de pacientes tratados quirúrgicamente de desequilibrio sagital del adulto, con el fin de encontrar descriptores capaces de discriminar a los pacientes con PJJ (casos de fracaso), contra los pacientes con resultados de tratamiento exitosos (casos de control). Los pacientes del grupo PJJ se incluyeron atendiendo a los casos reintervenidos con diagnóstico de PJJ según los criterios de Hart¹⁴¹ y Yagi¹²⁴. De los 99 pacientes 11 se reintervinieron por un nuevo PJJ por lo que aplicaron como nuevo caso. Un paciente se reintervino por PJJ en 3 ocasiones (a 3 niveles diferentes) por lo que aplicó como 3 casos. Todo ello arrojó una muestra de 112 casos aptos para el estudio, con 57 casos control y 55 PJJ.

5.2.2 Análisis Radiológico de parámetros espinopélvicos

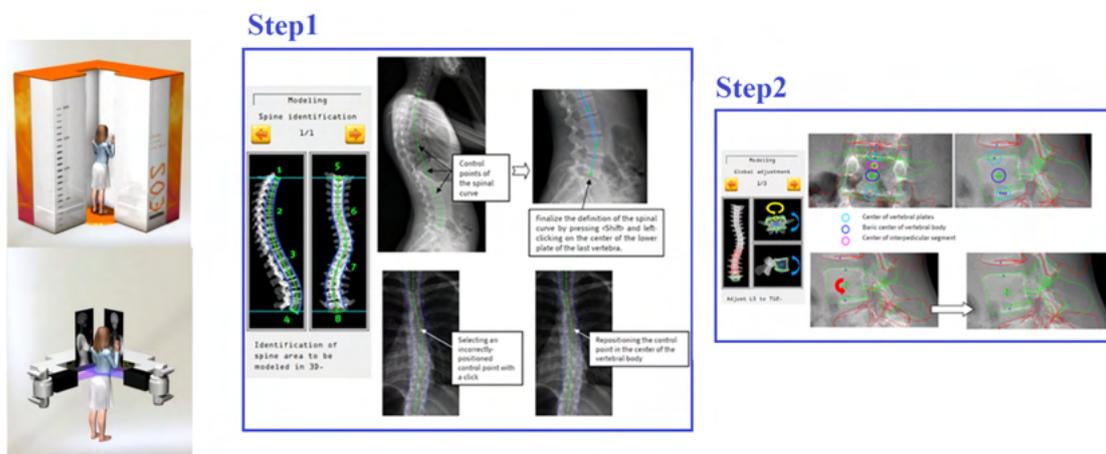
5.2.2.1 Sistema EOS™

La obtención de imágenes se realizó mediante el sistema EOS, que toma radiografías biplanares de dosis baja de todo el individuo, desde la cabeza a los pies. y realiza una reconstrucción 3D de columna vertebral completa a través del software sterEOS que detecta las proyecciones 2D antero-posteriores y laterales de la forma ósea y utiliza modelos de forma estadísticos para la extrapolación 3D [18], [19], [20], [21], [33]. El software sterEOS se utilizó además para calcular parámetros geométricos específicos en el plano sagital.

Los pasos de sterEOS para reconstruir las superficies de la columna vertebral en 3D son (Fig. 2):

- 1- Identificación de la placa superior del cuerpo vertebral la primera vértebra del segmento espinal (punto 1 y punto 5) y define la curva espinal 2D siguiendo la curva del segmento de columna que desea modelar (curva que pasa completamente por el centro de los cuerpos vertebrales - puntos 2-3 y puntos 6-7); e identificación de la placa inferior del cuerpo vertebral de la última vértebra (punto 4 y punto 8).
- 2- Ajuste general: El paso de ajuste general tiene como objetivo ajustar rápidamente el modelo 3D inicial modificando la posición y orientación de las vértebras proyectadas más distantes de los contornos radiográficos correspondientes. Las modificaciones en las posiciones en cada vértebra influirán en la posición y orientación de las vértebras inmediatamente por encima y por debajo.

La información tetraédrica 3D se guardó en archivos DICOM y todos los archivos DICOM 3D se convirtieron en archivos stl utilizando un código C ++ compilado en una máquina Linux, Fedora (requerido CEATOR QT5 con entorno mingw) (STL_Spine.zip)



(Figura 22: Reconstrucción de superficies de columna toracolumbar 3D utilizando sterEOS)

Disponer del sistema EOS aporta 3 ventajas relevantes:

- La toma de imágenes del individuo completo permite un análisis del equilibrio sagital más completo que si disponemos sólo de imágenes de la columna.
- Asegura una visibilidad óptima de todos los parámetros. En los sistemas de radiología convencionales las zonas cervicotorácicas y lumbopélvicas suelen quedar con una visibilidad subóptima haciendo muy difícil o imposible la medición de los parámetros espino pélvicos.

- El tipo de obtención de imágenes 3D facilitará el siguiente paso del trabajo: la extrapolación de las imágenes para crear un modelo de forma estadístico. Aunque El software sterEOS proporciona de forma semiautomática los parámetros espinopélvicos, un investigador independiente instruido previamente en la evaluación radiológica supervisó todas las mediciones obtenidas. Posteriormente el autor realiza un segundo control. Hay que tener en cuenta que en ocasiones la imagen del sacro puede ser confusa y llevar a error por lo que hay que detenerse y valorarla con detalle para evitar desvirtuar toda la batería de parámetros que surgen a partir de dicha medición; en un pequeño número de casos se detectó algún error de medición que se corrigió oportunamente.

5.2.2.2 Creación base de datos y análisis radiológico de parámetros espinopélvicos

Se crea una base de datos con los siguientes parámetros:

- Parámetros generales:
 - o Edad, sexo.
 - o Seguimiento postoperatorio.
- Parámetros quirúrgicos:
 - o Tipo de Osteotomía.
 - o Niveles instrumentados:
 - UIV (Upper instrumented vertebra)
 - DIV (Distal instrumented vertebra)
 - Número de niveles instrumentados.
 - Densidad de implante: nº niveles instrumentados/ nº total de vertebrae incluidas en la instrumentación.
- Parámetros espinopélvicos:
 - o Incidencia pélvica PI (medición única)
 - o PJA en postoperatorio inmediato y al final del seguimiento.
 - o Los siguientes parámetros espinopélvicos se midieron en tres momentos: preop – postop. inmediato y al final del seguimiento:
 - PT (Pelvic Tilt) , SS (Sacral Slope)
 - Lordosis L1S1 , Lordosis L4S1
 - Cifosis T1T12, Cifosis T4,T12
 - SVA (Sagittal Vertical Axis)

- Escoliosis asociada:
 - o Magnitud de la curva y límites.
 - o Clasificación de Swabb.
 - o Clasificación de Obeid.
 - o Tilt coronal. La lista de parámetros espinopélvicos validados son: Incidencia pélvica, Pendiente sacra, Inclinação pélvica sagital, Lordosis T12/S1, Cifosis C6/T12, SVA, Inclinação pélvica lateral, Cifosis T1/T12, Cifosis T4/T12, Lordosis L1/L5, Lordosis L1/S1, Rotación axial de la pelvis, Orientaciones vertebrales y Rotaciones intervertebrales. Un investigador colaborador comprueba la validez de las mediciones realizadas automáticamente por el software de EOS.

Llegado a este punto el trabajo se desdobra en dos caminos:

- Análisis de los descriptores geométricos. GAP score y BM (Bending Moment)
- Creación de un Modelo de elementos finitos que nos permita realizar simulaciones y calcular las DAF (Deformation of Annulus Fibers)

5.3 Análisis Predictivo Descriptores asociados a PJF

En este apartado se analizan los diferentes descriptores geométricos que en la literatura se han asociado a la aparición de PJF, así como también analizaremos el GAP score, el BM y DAF. Todos ellos se someterán a estudio estadístico en el que analizaremos:

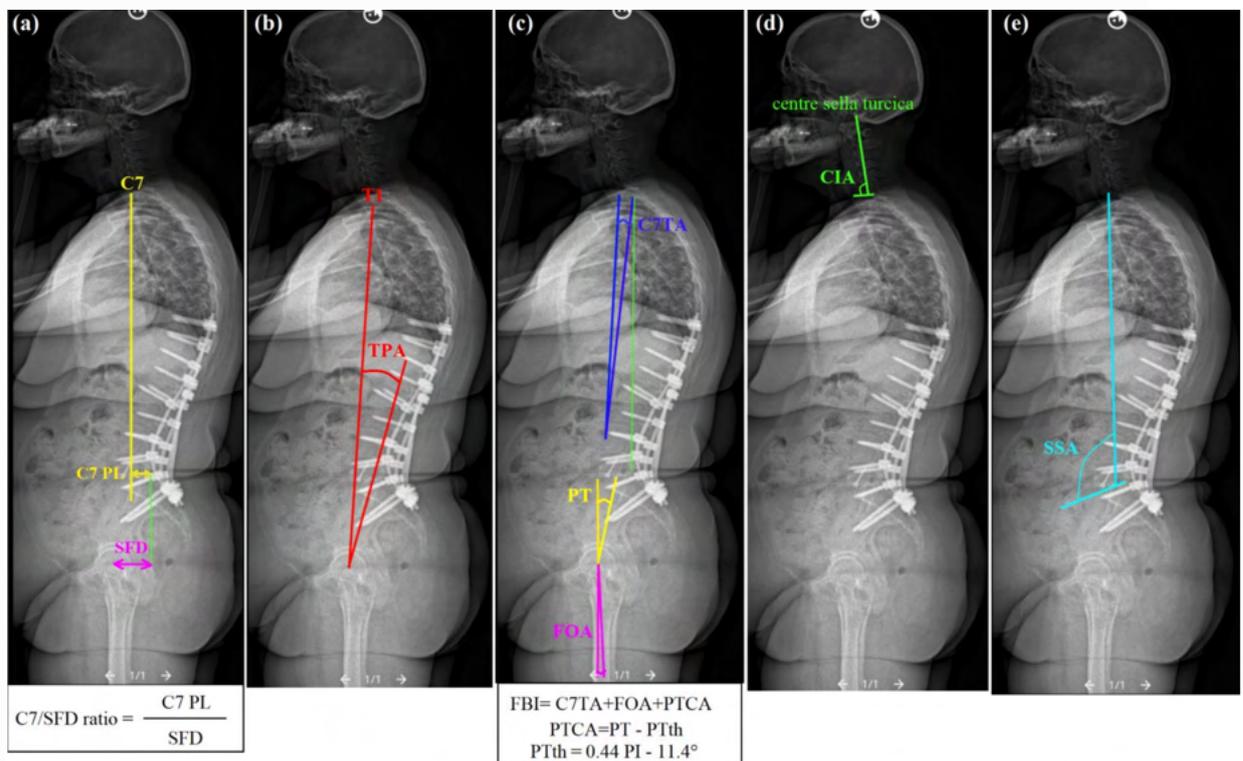
- Capacidad discriminativa entre caso control y PJF. Se realiza mediante análisis ROC AUC¹⁷⁷, según el cual:
 - o $\geq 0.5-0.6$ = Mala
 - o $\geq 0.6-0.7$ = Pobre
 - o $\geq 0.7-0.8$ = Aceptable
 - o $\geq 0.8-0.9$ = Buena
 - o $\geq 0.9-1$ = Excelente
- Capacidad predictiva o precisión para predecir un nuevo caso. Se realiza mediante Cut-off análisis²⁰⁰, según el cual el valor predictivo mínimo aceptado es de 0.7.

- Esquema del Análisis estadístico:
 - o Análisis para los parámetros morfológicos o geométricos, GAP, FBI, BM: 112 casos.
 - o Training set para DAF: 34 casos (de los 42 disponibles para realizar FEM).
 - o Validation test para DAFe: 78 casos (112 – 34 casos)

5.3.1 Descriptores geométricos sagitales:

- Relación C7/SFD. C7 Relación entre la plomada desde C7 y el eje sacrofemoral²⁸
- TPA. T1 pelvic angle¹⁸
- FBI. Full balance index⁶²
- CIA. Cervical inclination angle¹⁶²
- SSA. Ángulo espino-sacro¹⁶³

Todas las descripciones geométricas relacionadas con estos parámetros se ilustran en la (Fig. 23).



(Fig. 23. Descriptores geométricos. (a) C7/SFD ratio, (b) TPA, (c) FBI, (d) CIA, (e) SSA)

5.3.2 GAP score (Global Alignment and Proportion score)

Es el modelo predictivo de PJJ con más aceptación en la literatura. Ya explicado en la introducción. (Tabla 6)

5.3.3 BM (Bending Moment. Momento de flexión)

En este trabajo introducimos el BM como parámetro potencialmente relevante al entender el problema del desequilibrio sagital como un problema biomecánico más que geométrico, donde el peso y el desequilibrio del individuo se suman para aumentar las cargas sobre toda su columna vertebral, especialmente sobre el extremo proximal de la instrumentación. Le Huec¹⁸² destaca el papel del BM en la fisiopatología del PJJ, rescata el estudio en cadáver de Nachemson¹⁸³ según el cual la resistencia a las cargas del cuerpo vertebral se reducen significativamente al aumentar el BM: si el cuerpo vertebral puede soportar cargas axiales de 500 kg, se reduce a 20 kg si el brazo de palanca en ese punto es de 10 cm. Se considera que 20 Nm es el umbral de fractura de un cuerpo vertebral. A nivel de T11 se calcula que por 1° de inclinación aumenta 2.5 Nm las cargas. Por tanto, por encima de 10-15° de inclinación torácica sobre T11 existe un riesgo de fractura vertebral. Para nuestro estudio calcularemos el BM en el segmento transicional, en UIV+1 (Fig, 24):

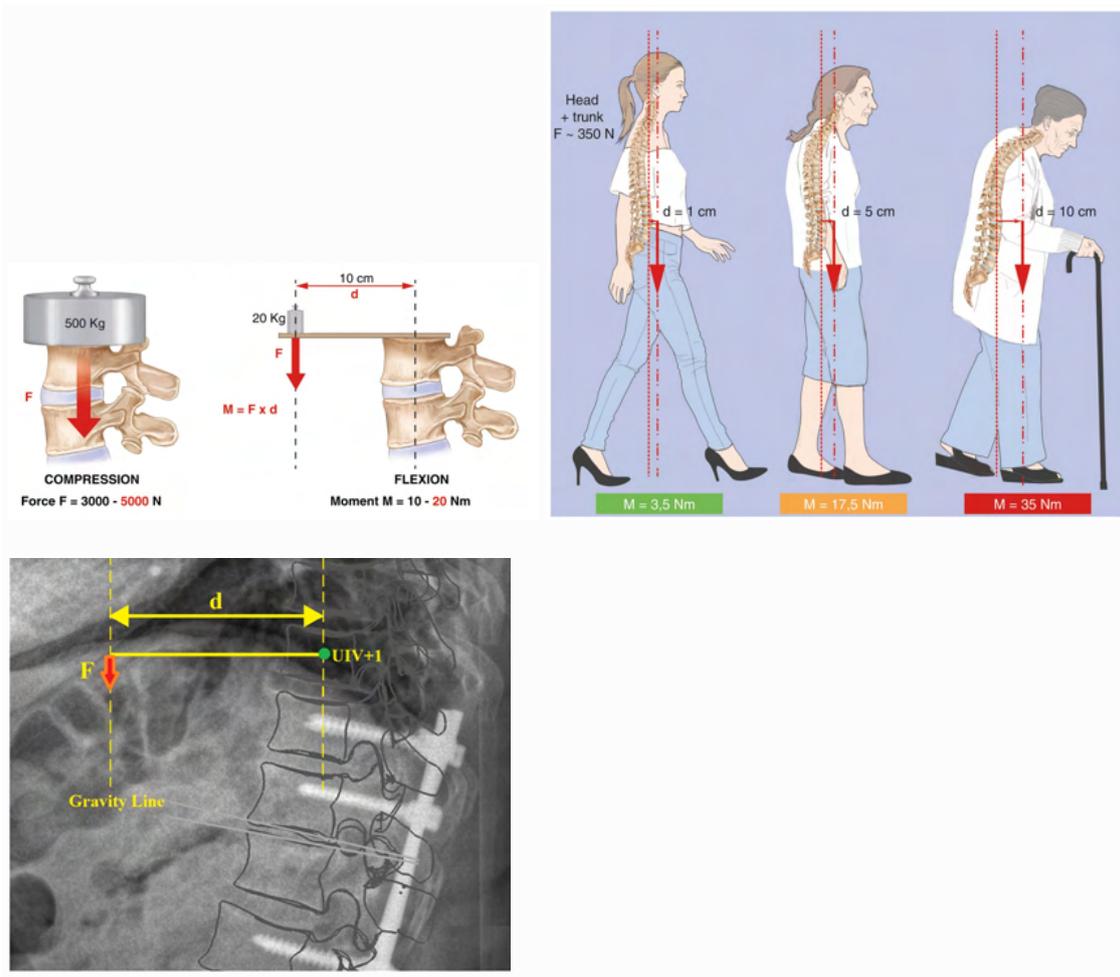


Fig. 24. (a) Cargas fisiológicas máximas a nivel de una unidad vertebral de individuo joven: 500 kg de carga axial o 20 kgx10cm, 20 Nm. (b) Aumento progresivo del BM con la desalineación sagital progresiva. Cortesía de Le Huec¹⁸². (c) BM en UIV+1 tal como se ha aplicado en este trabajo.

El BM se calcula de la siguiente manera:

$$\text{Bending Moment (BM)} = F \times d_{\text{eff}}$$

F representa la suma de las cargas sobre la parte superior del cuerpo en UIV+1; y d_{ff} es la distancia efectiva entre el centro del cuerpo vertebral y el centro gravedad (es decir, la línea de gravedad) en UIV + 1. Se mide en Newton x metro o Nm (1Nm = 0.102 kg de carga aplicados sobre un teórico brazo de palanca de 1 metro). Para calcular las cargas de la parte superior del cuerpo en UIV+1, se introduce un centro de gravedad segmentario (SBMi) de acuerdo con los porcentajes fijos de la masa corporal total por nivel de vértebra^{144,146}. d_{ff} en UIV+1 se calcula a través del teorema de Huygens-Steiner:

$$d_{eff} = \left(\frac{I_{Z_{eff},UIV+1}}{\sum_{i=1}^{Upper} SBM_i} \right)^{-\frac{1}{2}}$$

donde, el momento efectivo de inercia $I_{Z_{eff}}$ en $UIV+1$ se introduce de la siguiente manera¹⁴⁵:

$$I_{Z_{eff},UIV+1} = \sum_{i=T1}^{UIV+1} [I_{Z_i,UIV+1}] + I_{Z_{UIV+1}}$$

donde $I_{z_i,UV+1}$ es el momento de inercia de cada uno de los niveles proximales a $UI+1$ con respecto al eje vertical, COM_{UIV+1} , centros segmentarios de masa que pasan por $UIV+1$. Del mismo modo, $I_{z_i,UV+1}$ es el producto de la masa corporal del nivel i con el cuadrado de la distancia perpendicular, d_i , entre el eje COM_{UIV+1} , y el eje vertical, COM_i , que pasa a través del COM del nivel superior i . Por lo tanto, $I_{z_i,UV+1}$ se calculará así:

$$I_{z_i,UV+1} = SBM_i \times d_i^2$$

Todos los COM_i se adaptaron en función de las mediciones reportadas por Pearsall¹⁴⁷. Se describe el desplazamiento anteroposterior relativo entre los centros segmentarios de masa y el centro vértebra (COM-VC). Por lo tanto, con respecto a la morfología específica de la columna vertebral y el conocimiento del centro de la vértebra, COM se calcula en cada nivel de vértebra.

Cálculo del IMC (Índice Masa Corporal)

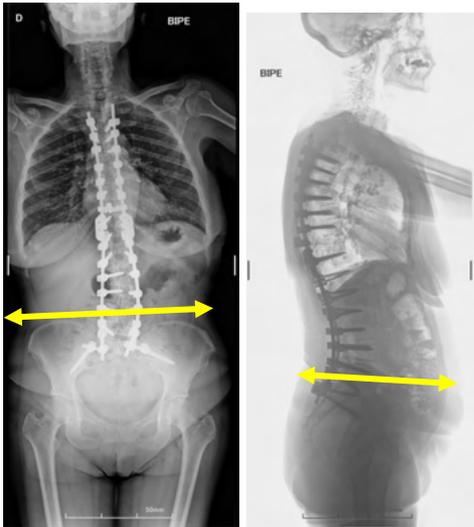
Para calcular el BM es necesario conocer el peso del paciente, pero no disponíamos de esa información en nuestra base de datos. La solución ha venido de la siguiente manera: el IMC se estimó a través de la metodología de regresión lineal propuesta por O'Neil¹⁴⁸ :

$$BMI = \frac{D_E - 9.4}{0.76}$$

donde D_E se define como el diámetro del círculo con un área equivalente al área de sección transversal del paciente a nivel del eje z y se calcula con la siguiente ecuación:

$$D_E = \sqrt{(D_{AP} \times D_{LAT})}$$

donde D_{AP} se define como el diámetro anteroposterior piel a piel en el localizador lateral en el nivel medio (Figura 25.a), mientras que D_{LAT} se define como el diámetro lateral piel a piel en la imagen del localizador anteroposterior en el nivel medio (Figura 25.b). En los casos que que DAP y DLAT no estaban disponibles en las radiografías biplanares de EOS, se recurrió a imágenes de rayos X convencionales para medir estos diámetros.



(Fig. 25. Cálculo de la IMC según perímetro abdominal)

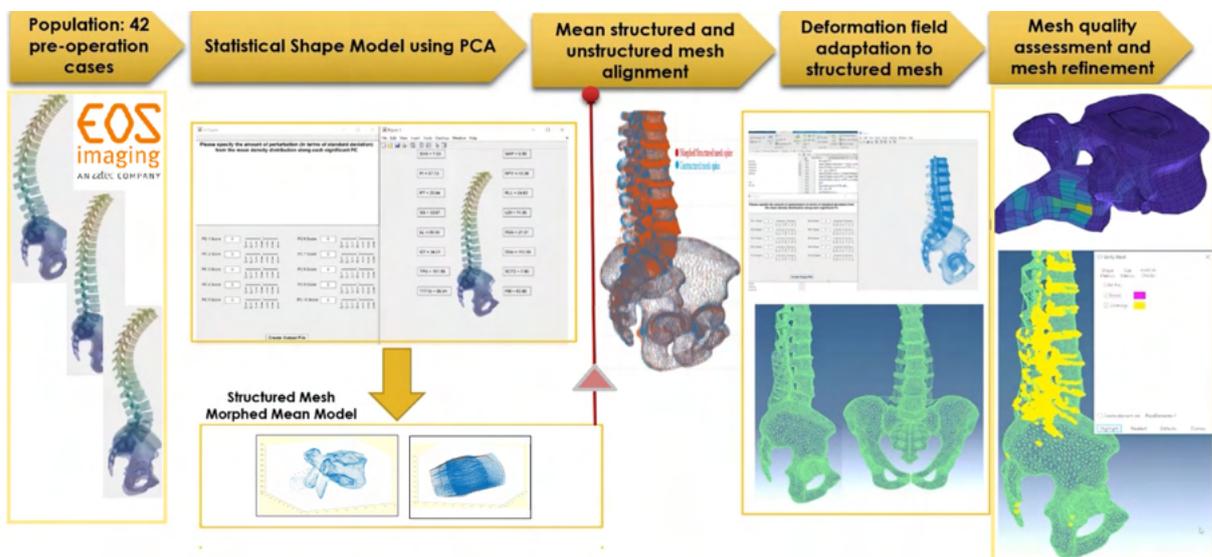
O'Neill¹⁴⁸ encontró una buena correlación lineal de ($r = 0,88$) entre el diámetro efectivo (DE) de corte medio y el IMC del paciente, que fue validado para 50 sujetos. O'Neill consideró una proporción de género de 62% mujeres y 38% hombres, que estaba de acuerdo con los datos demográficos de este estudio. Como la etnicidad podría influir en estas correlaciones, hemos verificado nuestros resultados finales a través del uso alternativo del modelo de correlación de IMC propuesto por Bozeman en al¹⁷⁶.

5.3.4 DAF (Deformation of Annulus Fibers)

La DAF o deformación de las fibras del anillo del disco intervertebral es una medida de deformidad volumétrica y que por tanto sólo podemos obtener mediante una simulación por elementos finitos. Se mide en porcentaje de deformación, por cambio en el volumen entre situación de reposo y de carga. De esta forma 0.1 equivale a una cambio de volumen del 10% y un 0,36 a un cambio de volumen del 36%.

5.4 Creación de un modelo de forma estadístico SSM (Statistical Shape Model)

Para la creación de un modelo de forma estadístico SSM seleccionamos 42 casos de la base de datos, que eran los que disponían de imágenes preoperatorias sin instrumentación y nos permitían crear un modelo estadístico. A continuación mostramos las fases y el esquema de trabajo de este capítulo:



5.4.1 Creación de un modelo de forma estadístico SSM de columna vertebral NO estructurada toracolumbar

El SSM es un modelo con el fin de obtener variaciones de una familia de formas y crear una nueva forma de acuerdo con esa variación. Los modelos estadísticos de forma se introdujeron como modelos de distribución de puntos (PDM)¹⁴⁹. Estos modelos se caracterizan por una relación lineal entre un conjunto de parámetros de forma y las posiciones de los puntos. Todos los pasos utilizados se explican a continuación.

5.4.1.1 Alineación generalizada de Procrustes

El primer paso es alinear cada forma para eliminar la traslación y rotación de cada forma. El análisis generalizado de procrustes (GPA) se puede utilizar para alinear cada forma¹⁵⁰. La alineación generalizada de Procrustes minimiza la suma de distancias de cada forma a la referencia. Todos los pasos en la alineación generalizada de Procrustes son:

- Elegir una forma arbitraria como forma de referencia
- Alinear todas las formas con la forma de referencia
- Calcular la forma media del conjunto de formas alineadas
- Iterar usando la forma media como la nueva forma de referencia

5.4.1.2 Encontrar correspondencias entre las formas

Una vez que los puntos de referencia se encuentran en todas las formas del conjunto de entrenamiento alineado, es necesario encontrar correspondencias entre los puntos de referencia. Dado que los archivos stl 3D se obtienen de la máquina EOS, el número de puntos es igual y los puntos completos se corresponden entre sí en diferentes modelos.

5.4.1.3 Análisis de componentes principales (PCA)

Cuando los puntos de referencia están alineados y se han encontrado correspondencias para cada forma, es el momento de encontrar la variabilidad de la forma familiar. La variabilidad explicada para los puntos de forma es difícil de interpretar, por lo que el análisis de componentes principales (PCA) se utiliza para reducir la dimensionalidad a algo más manejable¹⁵¹. Además, varios estudios han propuesto una aproximación alternativa utilizando un espacio hiperelíptico¹⁵². También se presenta un modelo de mezcla de gaussianos que se aproxima a la función de densidad de probabilidad de la forma¹⁵³.

En este estudio, primero los modelos de columna toracolumbar se alinean utilizando GPA, luego el análisis de componentes principales encuentra la mayor variabilidad de la cohorte. El análisis de componentes principales (PCA) generalmente se explica a través de una descomposición propia de la matriz de

covarianza. Sin embargo, también se puede realizar a través de la descomposición de valores singulares (SVD) de la matriz de datos X. Para implementar el modelo de forma estadística, el primer modelo de media se calcula como:

$$Mean = \frac{sum(X)}{n} \quad (1)$$

donde n es el número de muestras y X es una matriz integrada que incluye coordenadas de punto X, Y y Z. Luego, el campo de deformación entre los puntos individuales y los puntos medios se calcula como:

$$DF = \frac{X - Mean}{\sqrt{n - 1}} \quad (2)$$

Sea la matriz de datos X de tamaño $n \times p$, donde n es el número de muestras y p es el número de variables. Supongamos que está cantered, es decir, las medias de columna se han restado y ahora son iguales a cero. Entonces la matriz de covarianza $p \times p$ C viene dada por:

$$C = X^T X / (n - 1) \quad (3)$$

Es una matriz simétrica y por lo tanto se puede diagonalizar:

$$C = V L V^T \quad (4)$$

donde V es una matriz de vectores propios (cada columna es un vector propio) y L es una matriz diagonal con valores propios λ_i en el orden decreciente en la diagonal. Los vectores propios se denominan ejes principales o direcciones principales de los datos. Las proyecciones de los datos sobre los ejes principales se denominan componentes principales, también conocidos como puntuaciones de PC; estas pueden ser vistas como variables nuevas, transformadas. El componente principal j-ésimo está dado por la columna j-ésima de XV. Las coordenadas del i-ésimo punto de datos en el nuevo espacio pc están dadas por la i-ésima fila de XV.

Si ahora realizamos la descomposición del valor singular de X, obtenemos una descomposición:

$$X = U S V^T \quad (5)$$

donde U es una matriz unitaria y S es la matriz diagonal de valores singulares s_i . Desde aquí se puede ver fácilmente que:

$$C = V S U^T U S V^T / (n - 1) = V \frac{S^2}{n - 1} V^T \quad (6)$$

Lo que significa que los vectores singulares derechos V son direcciones principales y que los valores singulares están relacionados con los valores propios de la matriz de covarianza a través de $\lambda_i = s_i^2 / (n - 1)$. Los componentes principales vienen dados por:

$$\mathbf{XV} = \mathbf{USV}^T \mathbf{V} = \mathbf{US} \quad (7)$$

Por lo tanto, los campos DF o de deformación se descomponen por SVD y los valores singulares de s_i^2 son valores propios). Además, V son los vectores propios. La forma New en el dominio del espacio de asignación se define como:

$$Shape = Mean + P_S b_S \quad (8)$$

donde P_S es la matriz de los componentes principales y b_S es un vector de coeficientes escalares que ponderan la contribución de cada componente principal o modo. Por lo tanto, cada modo cambia la forma moviendo los puntos de referencia x a lo largo de líneas rectas definidas por los vectores propios de P_S que pasan a través de su posición media.

Por lo tanto, los modelos de columna toracolumbar no estructurados se generan definiendo el número de modo y SD SSM es un método fiable para estudiar las variaciones de forma en lumbares y torácicas. Pero, estudiar la variabilidad de la columna toracolumbar relacionada con la deformidad del desequilibrio sagital nunca se ha visto en ningún estudio y artículo y es bastante nuevo. Por lo tanto, las formas de modo y las variaciones de la familia de columna vertebral de desequilibrio sagital para los modelos previos a la operación serán definidas por SSM y se pueden crear nuevos modelos 3D de acuerdo con los nuevos parámetros de inclusión clínica. Además, los métodos SSM junto con los análisis de elementos finitos dentro de un marco probabilístico serán útiles para realizar análisis de incertidumbre al considerar los parámetros materiales apropiados como variables aleatorias.

5.4.1.4 Modelo estadístico de columna toracolumbar no estructurada

Las tres modos principales de SSM para la columna toracolumbar no estructurada se muestran en fig. 26:

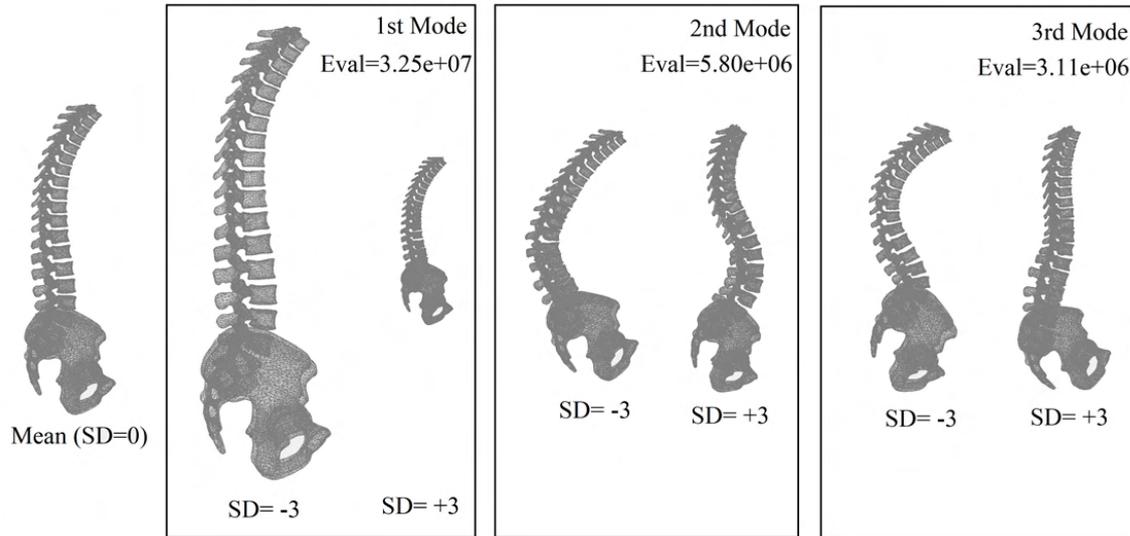


Figura 26: Tres variaciones principales del modo en MFE

Gracias a PDM, todos los parámetros radiológicos sagitales para el modelo de columna generado se calcularon en *SSMBuilder.m*. Además, el análisis de diferencias de rango de la primera forma de modo se presenta en la Figure 27 en tres valores (SD: -3, SD: 0-Mean, SD: +3) y nr_of_mode en *SSMBuilder.m* = 1).

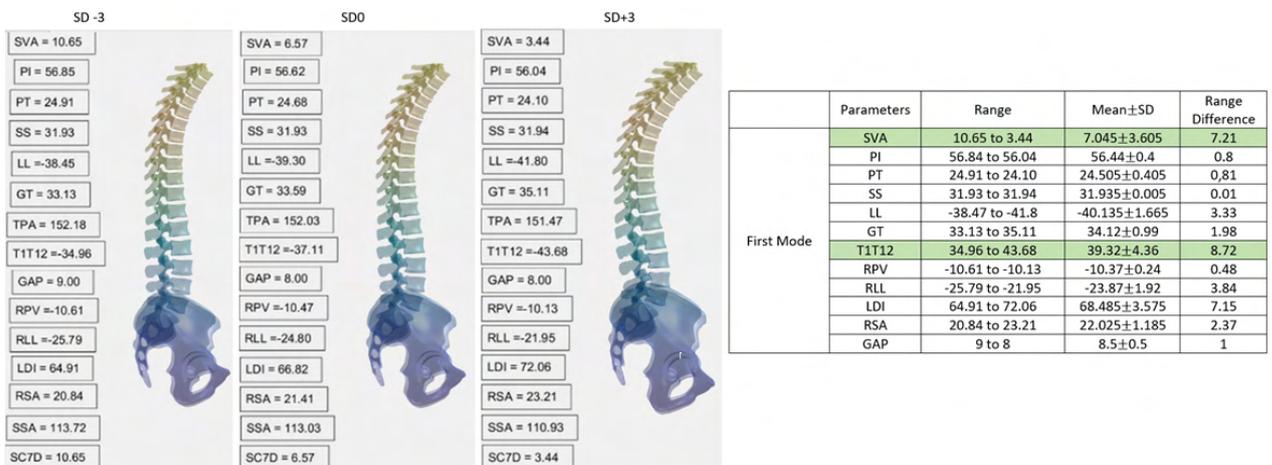


Figura 27: Análisis de diferencias de rango de la primera forma de modo

Los resultados mostraron que la mayoría de los cambios de rango en el primer modo son SVA y T1T12, lo cual reafirma que la mayoría de los cambios en la morfología de la columna vertebral se producen en T1T12, lo que conduce a un aumento de SVA con pequeños cambios en LL. El análisis de diferencias de rango de la forma del modo 2 se presenta en Figure 28 en tres valores (SD: -3, SD: 0-Mean, SD: +3) y nr_of_mode en SSMBUILDER.m =2).

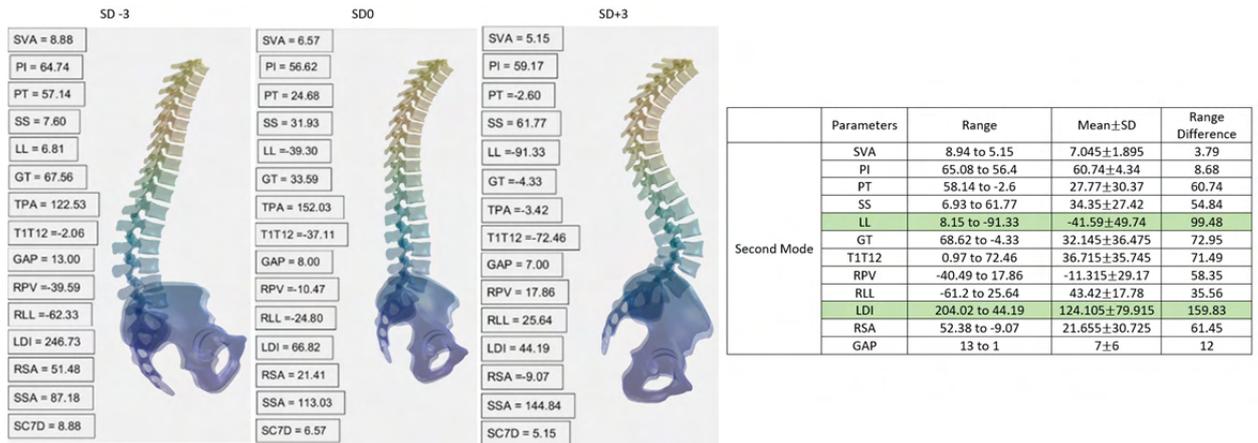


Fig. 28: Análisis de diferencias de rango de la forma del 2º modo

Los resultados mostraron que el 2º modo cambia principalmente el acoplamiento LL y LDI con los cambios de GT, T1T12 y otros parámetros morfológicos.

5.4.1.5 Modelo estadístico de la columna vertebral toracolumbar no estructurada: Acoplamiento de modos de forma.

El acoplamiento de modos de forma creará la oportunidad para reconstruir una morfología específica de la columna vertebral. Entonces, para acoplar los modos, b_s en la ecuación 8 se considera como un vector de entrada (modos de activación) desarrollado en MainUnSSM.m. En la Figura 29 se muestran tres morfologías de la columna vertebral para modelos medios, hipolordóticos e hiperlordóticos generados por la aplicación de Matlab (MainUnSSM.m).

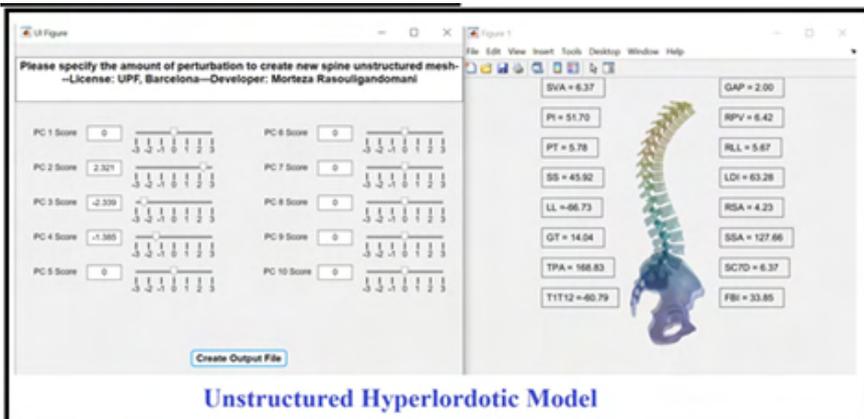
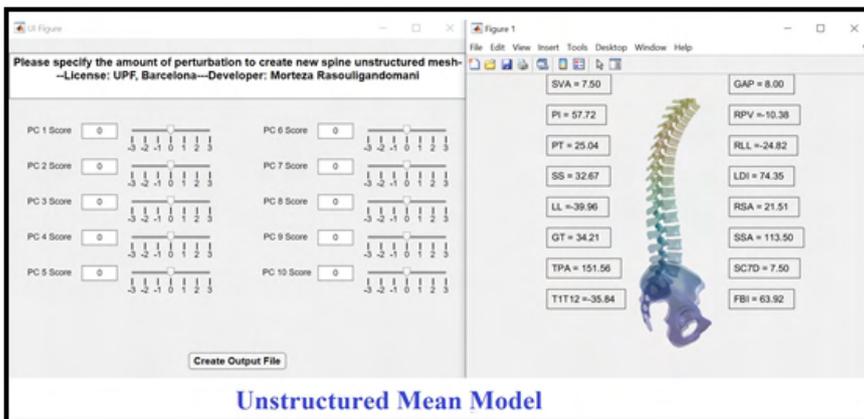
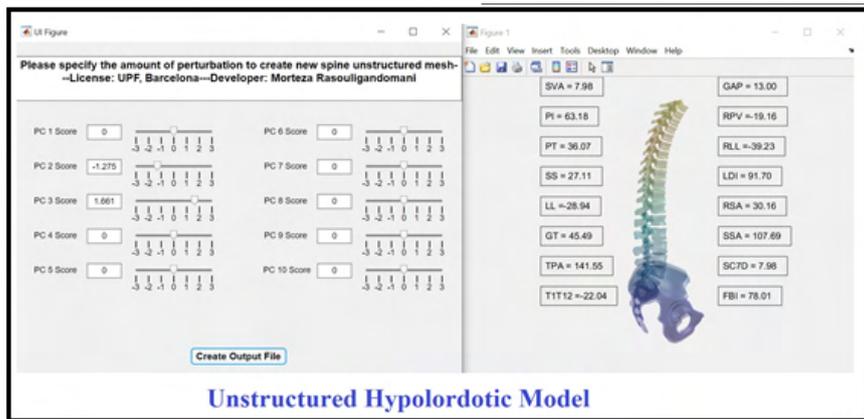


Figura 29 Modelos medios hipolordóticos e hiperlordóticos generados por la aplicación Matlab

5.4.1.6 Modelo estadístico de columna vertebral toracolumbar no estructurada: aplicación clínica

Como aplicación clínica, se pueden generar diferentes morfologías no estructuradas de la columna vertebral utilizando MainUnSSM.m mediante el acoplamiento de diferentes modos de forma. Por ejemplo, se recogieron imágenes de TAC de la columna vertebral de la base de datos de PSMAR (ClinicalMRI.dcm) y se obtuvieron parámetros radiológicos utilizando el software Surgimap.

Posteriormente se activaron diferentes formas de modo para lograr parámetros clínicos (Figura 30). Las superficies de la columna vertebral se guardaron utilizando la función stlwrite (ClinicalMRI.stl).



Figura 30: Modelo de columna toracolumbar del paciente clínico generado por MainUnSSM.m

5.4.2 Creación de un modelo estadístico de la columna vertebral estructurada toracolumbar

El objetivo de esta sección es obtener mallas estructurales de elementos finitos específicas del paciente para simulaciones biomecánicas, mientras que el software SterEOS creará mallas no estructuradas y, de acuerdo con los algoritmos de transformación de malla, se realizarán estas mallas estructurales de elementos finitos específicas del paciente.

Las mallas de los modelos FE se pueden clasificar en dos tipos: mallas no estructuradas, que tienen conectividad irregular y utilizan elementos triangulares para 2D y elementos tetraedros para 3D, mallas estructuradas, que se caracterizan por una conectividad regular con elementos cuadriláteros en 2D y hexaédricas en 3D. La transformación de malla se puede definir como una transformación de una forma a otra y su objetivo es lograr una transformación de un modelo de origen a la forma del modelo de destino al tiempo que garantiza una transición sin problemas.

En este estudio, la primera media de las superficies tetrahédricas de la vértebra se transforma en mallas cuadriláteras utilizando Thin Plate Spline (TPS); luego, las mallas hexaédricas del cuerpo de las vértebras se generan barriendo las mallas de la placa terminal cuadrilátera proximal a través de los elementos cuadriláteros laterales de conexión. En segundo lugar, sobre la base de la placa terminal de la vértebra cuadrilátera y su placa terminal adyacente, se generan elementos cuadriláteros medios externos del disco intervertebral (IVD); luego las superficies cuadriláteras medias de IVD se transforman en mallas hexaédricas IVD utilizando la Deriva de Punto Coherente (CPD). Se incluyen todos los elementos de armadura de ligamentos y el modelo de forma medio se alinea con el modelo medio tetrahédrico exportado desde SSM. A continuación, los identificadores de correspondencia puntual entre dos modelos de medias se obtienen utilizando el punto más cercano iterativo (ICP) y la matriz de los componentes principales y los puntos medios se renuevan para los puntos estructurados. SSM podría generar variabilidad de la columna vertebral estructurada toracolumbar, incluidas 10 formas de modo. Mientras que los campos de deformación superficial se aplican a las mallas hexaédricas volumétricas, los elementos 3D pueden deformarse como elementos no válidos en FEM. Por lo tanto, para refinar las mallas hexaédricas, el algoritmo de relajación de suma de cuadrados (SOS) se utiliza para mantener la proporción jacobiana en positivo y lo suficientemente bueno para las simulaciones de FE.

5.4.2.1.1 Transformación de malla de vértebras

Para transformar las vértebras, las superficies de las vértebras tetrahédricas medias, exportadas desde SSM, se transforman en mallas cuadriláteras utilizando Thin Plate Spline (TPS). Se selecciona una plantilla de mallas cuadriláteras y se transforma en el objetivo (superficies medias de vértebras tetrahédricas). El primer paso es la generación de nubes de puntos de mallas tetrahédricas medias (objetivo) y mallas cuadriláteras de vértebras (fuente). Luego, para aumentar el rendimiento y reducir el tiempo computacional de los siguientes pasos, se aplica una rotación inicial y una transformación afín a la fuente. La rotación inicial consiste en el mirroring, una rotación de 180° en el eje y. La transformación afín será una escala no uniforme con relaciones de dimensión entre el objetivo y la fuente. Cada relación de cota se calculará utilizando la diferencia entre los valores máximo y mínimo para la dimensión especificada. Luego, el registro rígido se realizará utilizando ICP. La

solución deseada del PCI será la fuente alineada con el destino, incluida su matriz de transformación. ICP solo moverá la fuente mediante rotación y/o traducción. Luego, el registro no rígido se realizará utilizando TPS¹⁵⁴. TPS es una técnica utilizada para la interpolación y suavizado de datos basada en splines. De acuerdo con el algoritmo TPS, en un primer momento, se seleccionarán los puntos de control de origen y destino. Luego, la ecuación de superficie doblada se calculará como:

$$f(x_i) = a_1 + a_2 x_{i1} + a_3 x_{i2} + a_4 x_{i3} + \sum_{j=1}^n \omega_j U(|x_i - p_j|) \quad (9)$$

donde se pueden encontrar los parámetros desconocidos resolviendo la ecuación lineal:

$$Y = [W \ a_1 \ a_2 \ a_3 \ a_4]^T L \quad (10)$$

donde Y son los puntos de control de código fuente y L es la matriz que contiene la relación entre los puntos de control como:

$$L = \begin{bmatrix} K & P \\ P^T & 0 \end{bmatrix} \quad P = \begin{pmatrix} x_{11} & x_{21} & x_{31} \\ x_{12} & x_{22} & x_{32} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{1n} & x_{2n} & x_{3n} \end{pmatrix} \quad K = \begin{pmatrix} 0 & U(r_{12}) & \dots & U(r_{1n}) \\ U(r_{21}) & 0 & \dots & U(r_{2n}) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ U(r_{n1}) & U(r_{n2}) & \dots & 0 \end{pmatrix} \quad (11)$$

donde:

$$U(r_{ij}) = r_{ij}^2 \ln(r_{ij}^2) \quad \text{with } r_{ij} = \sqrt{(x_{i1} - p_{j1})^2 + (x_{i2} - p_{j2})^2 + (x_{i3} - p_{j3})^2} \quad (12)$$

Por lo tanto, cuando se calculan los parámetros desconocidos, se puede obtener la ecuación de superficie doblada o la función de interpolación. Finalmente, se calcularán nuevas coordenadas para cada punto de la nube de puntos de origen utilizando $f(x,y)$ como función de interpolación. Esta función es una función de deformación y la malla cuadrilátera se transformará de acuerdo con los modelos específicos del paciente. Además, recuperando la analogía con la flexión de una delgada lámina de metal, se puede demostrar que $f(x,y)$ minimiza la energía de flexión definida por:

$$J_f = \int \left(\left(\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \right)^2 \right) dx dy \quad (13)$$

Según este algoritmo, las 17 vértebras toracolumbares se transforman en elementos cuadriláteros y el sacro se mantiene como malla tetraédrica. Además, dado que la plantilla cuadrilátera es la vértebra L3 y las vértebras torácicas son diferentes en los elementos posteriores, las vértebras lumbares se transforman por

completo, sin embargo, los cuerpos vertebrales torácicos transformados en elementos cuadriláteros y los elementos posteriores de las vértebras torácicas se mantienen como elementos tetraédricos. El procedimiento de transformación de la vértebra lumbar a elementos cuadriláteros se presenta en la Fig. 31.

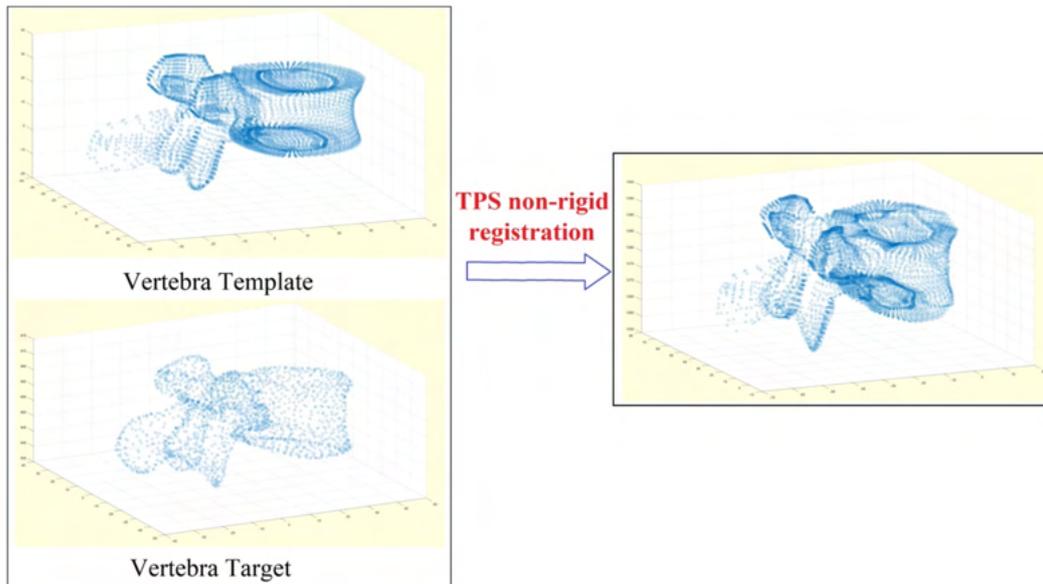


Figura 31: Procedimiento de transformación de la vértebra lumbar a elementos cuadriláteros o hexaédricos.

Los elementos hexaédricos del cuerpo vertebral 3D se generan barriendo las mallas de placa terminal cuadrilátera proximal a través de los elementos cuadriláteros laterales de conexión circumferencial, capa por capa, 16 capas en total.

5.4.2.1.2 Transformación de malla IVD

Para cumplir con el modelo de FE por IVD, se generan elementos cuadriláteros medios de superficie externa del disco intervertebral (IVD); luego se transforman las superficies cuadriláteras medias de IVD en mallas hexaédricas ivD utilizando la deriva de punto coherente (CPD). Coherent Point Drift (CPD) es un algoritmo de registro de conjuntos de puntos multidimensionales probabilísticos robustos [20]. Se selecciona un elemento hexaédrico de plantilla IVD , C3D8 (integrando ANnulus

Fiber AF, Nucleus Pulpus NP, Cartilage Endplate CEP) (espesor promedio cep: 0.7mm; Proporción de NP: 40%) y se transforma en el objetivo (ivD superficie externa media elementos cuadriláteros). CPD utiliza la alineación de conjuntos de dos puntos como una estimación de densidad de probabilidad, donde un conjunto de puntos representa los centroides del Modelo de Mezcla Gaussiana y el otro representa los puntos de datos. Luego, los centroides GMM se ajustarán iterativamente maximizando la probabilidad y encontrando las probabilidades posteriores de los centroides, que proporcionan la probabilidad de correspondencia. El núcleo de este método es forzar a los centroides GMM a moverse coherentemente como un grupo, lo que preserva la estructura topológica de los conjuntos de puntos. Para el registro de conjuntos de puntos no rígidos, se formula la restricción de coherencia de movimiento y se derivará una solución de la estimación regularizada de ML a través del enfoque variacional, que conduce a una forma de núcleo elegante. CPD encuentra simultáneamente tanto la transformación como la correspondencia entre conjuntos de dos puntos sin hacer ninguna suposición previa del modelo de transformación no rígida, excepto la de la coherencia del movimiento. Para regularizar el registro no rígido de IVD CPD, los parámetros sintonizados se introducen en la Tabla 1.

Tabla 9: Parámetros de regularización utilizados en el registro de IVD CPD

Parámetros	Valores
Interacción entre puntos, Sigma	2
Peso de suavizado de movimiento, Lambda	8
Porcentaje esperado de valores atípicos, Ratio atípico	0.1
Número máximo de iteraciones	1000
Tolerancia entre iteraciones consecutivas de CPD	1e-15

Como transformación paso a paso de IVD, el primer registro rígido se utiliza para alinear el objetivo y la plantilla. Luego, con respecto a los parámetros sintonizados en la Tabla 1, AF y NP se transforman individualmente. La integración de AF y NP creó un metamodelo de malla volumétrica. Además, la plantilla hexaédrica IVD,

incluido el CEP, se transforma en el metamodelo de malla volumétrica antes mencionado para mantener el grosor del CEP en un rango aceptable (0,7 a 1 mm) (Fig. 32).

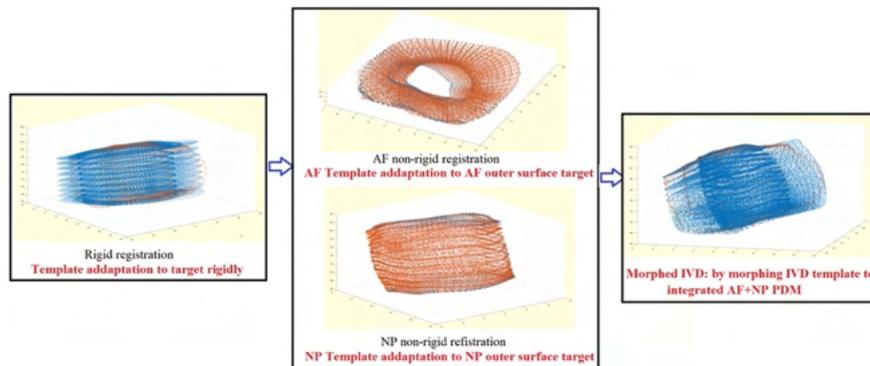


Fig. 32: Procedimiento de transformación gradual de IVD

17 modelos hexaédricos de IVD se transforman para crear el SSM medio y se integran con las vértebras. Además, el grosor CEP y las proporciones NP se controlan para que estén en un rango aceptable.

5.4.2.1.3 Modelo medio completamente estructurado

Después de integrar vértebras y IVD, todos los elementos del ligamento (ISL, SSL, AF, CL, ITL, PLL) se incluyen como elemento de armadura, T3D2. El modelo de media estructurada completa se muestra en la Fig. 33:

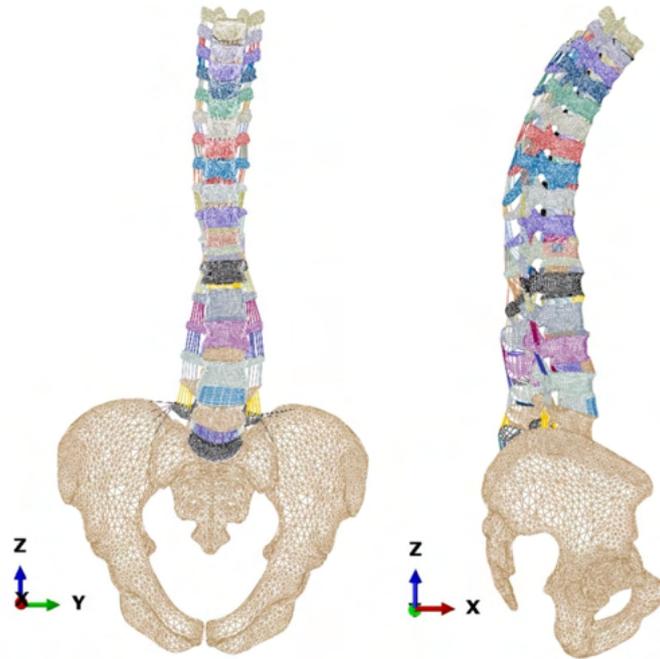


Figura 33: Modelo medio estructurado completo

La composición de tejidos blandos del modelo medio estructurado completo se muestra en la Fig. 34:

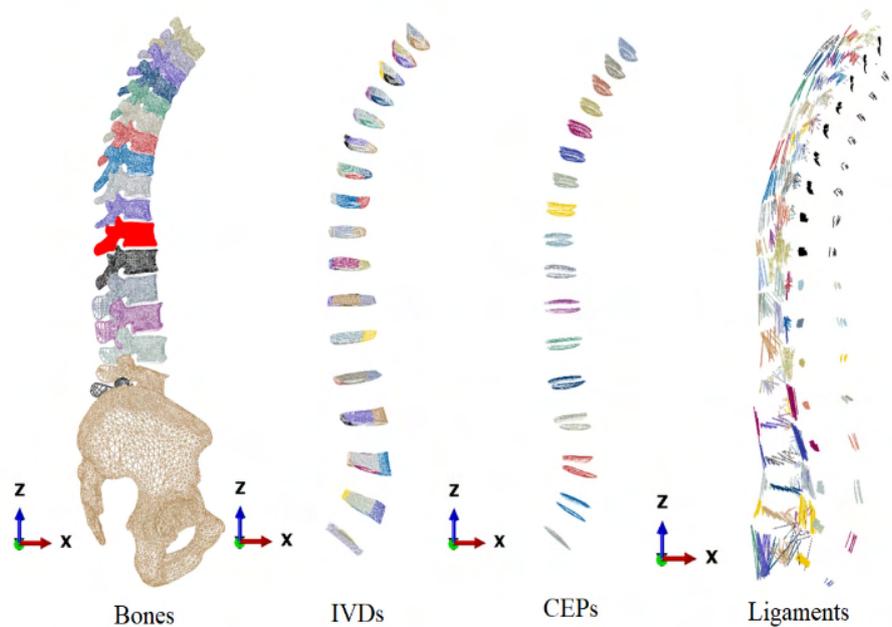


Figura 34: Composición de tejidos blandos del modelo medio estructurado completo

Las interacciones de los elementos hueso de las vértebras, AF, NP y CEP se muestran en la Figura 35:

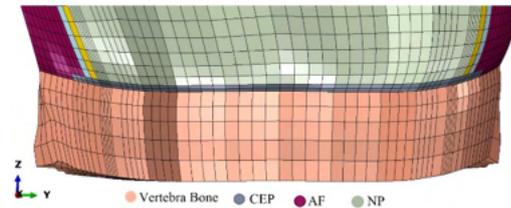


Figura 35: Interacciones de elementos de hueso de Vertebra, AF, NP y CEP

5.4.2.1.4 **Modelo de forma estadístico completamente estructurado**

Para probar el modelo de forma estadístico estructurado, primero el modelo medio estructurado se alinea con el modelo medio no estructurado utilizando un registro rígido (Fig. 36). A continuación, se obtienen identificadores de puntos correspondientes entre los dos modelos medios utilizando el punto más cercano iterativo (ICP) y la matriz de los componentes principales y los puntos medios se reemplazan por puntos estructurados. Se asignan campos de deformación no estructurados a los identificadores de puntos estructurados

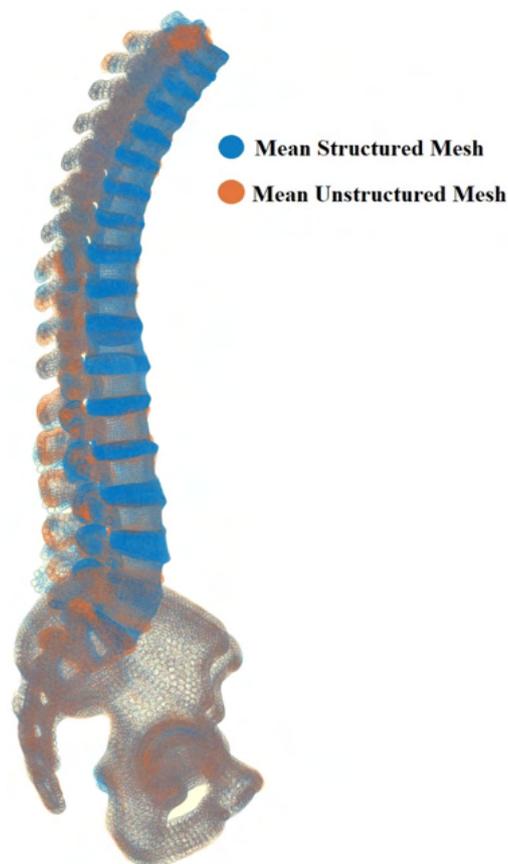


Fig. 36. Alineación media del modelo estructurado y no estructurado

Se desarrolla una aplicación de Matlab para entrenar modelos de formas estadísticas estructuradas que incluyen formas de 10 modos. En la Fig. 37 se muestran tres morfologías estructuradas de la columna vertebral para modelos medios, hipolordóticos e hiperlordóticos generados por Matlab:

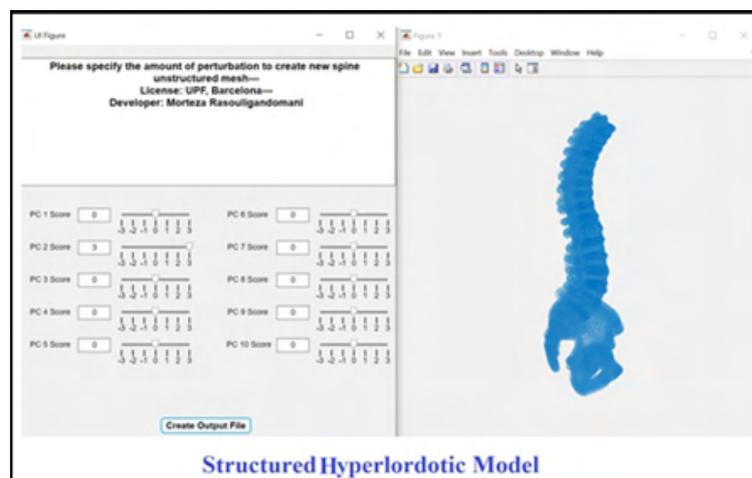
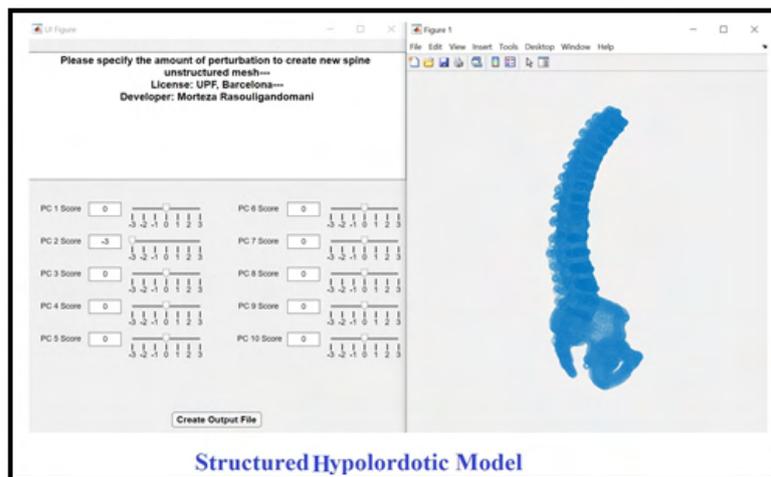
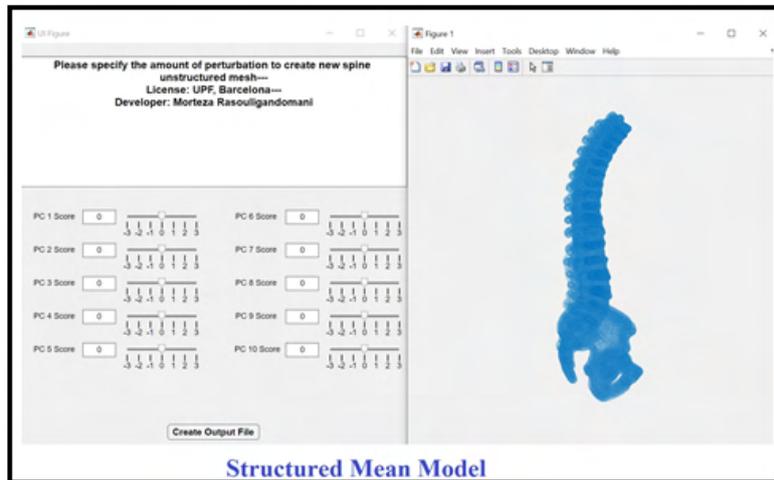


Figura 37: Modelos medios estructurados, hipolordotico e hiperlordotico generados por Matlab

5.5 Creación de un FEM (Finite Element Model)

5.5.1 Inclusión de las propiedades del material

Para la simulación se aplica a las diferentes estructuras y tejidos implicados las propiedades mecánicas publicadas en estudios previos.

5.5.1.1 Tejidos blandos y hueso

- Disco intervertebral (IVD): Modelo hiperelástico anisotrópico¹⁵⁵
- Vértebra: Estructura elástica lineal¹⁵⁶
- Ligamento: Modelo hipoelástico¹⁵⁷

5.5.1.2 Instrumentación

Tabla 10: Composición y propiedades mecánicas de los implantes

Dispositivo	Material	E (GPa)	ν
Tornillos	Aleación de titanio (Ti6Al4V)	115	0.3
Barras	Aleación de titanio (Ti6Al4V)	115	0.3
	Aleación de cromo-cobalto (Cr-Co)	210	0.3

Los componentes con características geométricas simples (barras) se discretizaron fácilmente en el software Abaqus V2019 (Dassault Systems) que define la dimensión de los elementos. La misma estrategia se adoptó para crear la malla del tornillo, más fina en la cabeza del tornillo y más gruesa en la correspondencia del eje.

5.5.2 Implantación de la instrumentación

Los modelos se instrumentaron utilizando tornillos pediculares poliaxiales y barras creando los nuevos modelos fijos basados en radiografías EOS biplanares. Los dispositivos fueron diseñados con el software CAD CATIA V5 (Dassault Systems). A partir de un tornillo real (mostrado en la Figura 38a) se creó un modelo simplificado (Figura 38b), ignorando las roscas y combinando pequeños componentes en 2 partes principales: la cabeza y el vástago del tornillo. La colocación de cada dispositivo se realizó siguiendo las instrucciones de un cirujano ortopédico experto, y en base a radiografías. Los criterios adoptados al colocar los tornillos fueron:

- Punto de entrada en la confluencia de la apófisis transversa y la faceta articular superior.
- Trayectoria de tornillo intrapedicular convergente y paralelo al platillo vertebral superior. Sin invadir canal raquídeo ni cortical anterior del cuerpo vertebral.
- Distancia entre el punto de inserción del tornillo y la barra de 10-15 mm.
- Barras adaptadas a la disposición de las cabezas de los tornillos.

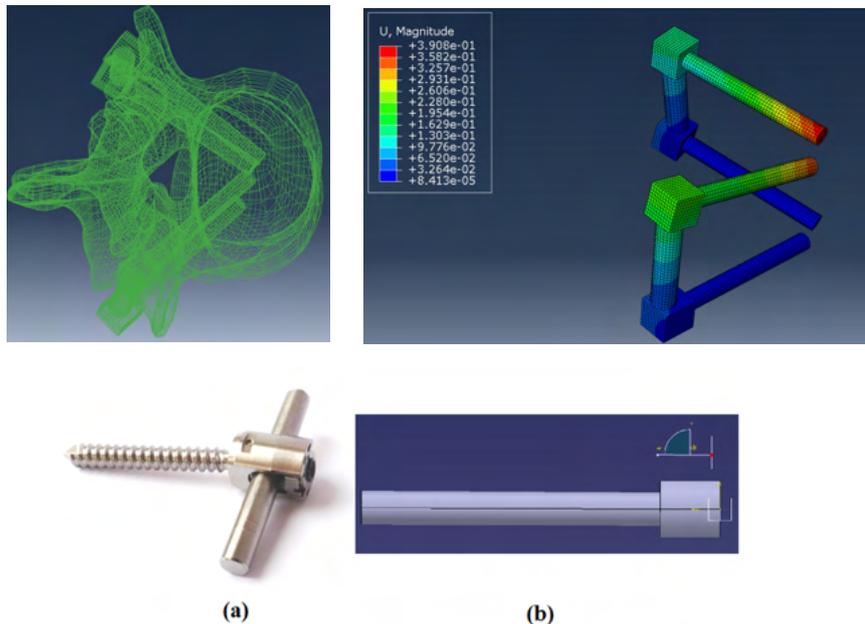


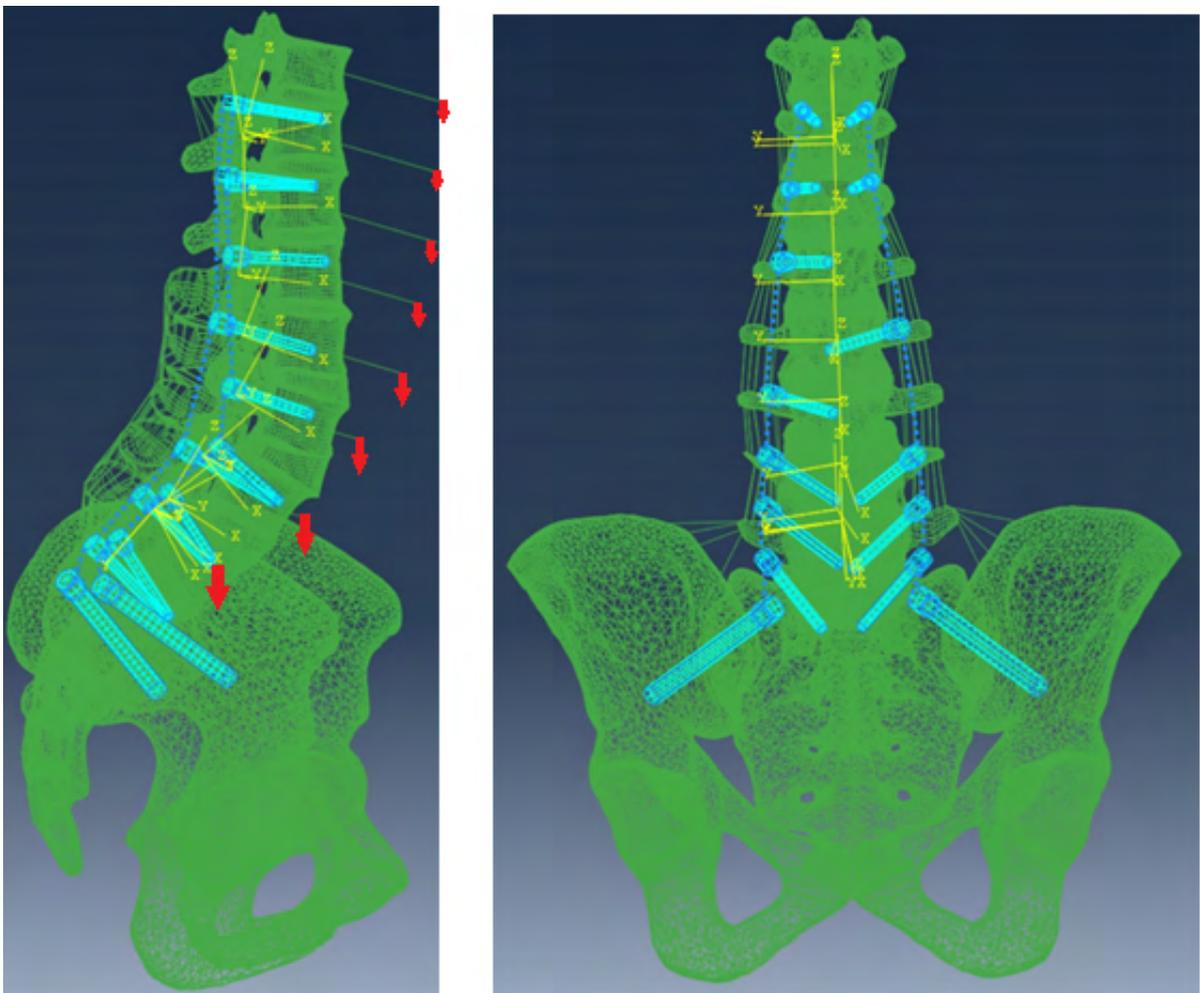
Figura 38: Imagen del tornillo poliaxial (a) y boceto creado con un software CAD (b).

Tabla 11: Dimensiones del tornillo

Zona	Sacro	Lumbar	T8/T12	T1/T7
Dimensiones (longitud x diámetro) mm	35x7	45x6	40x 5	35x4,5

5.5.3 Interacciones, cargas y condiciones del entorno

Se definieron las restricciones de contacto rígido (tie constraints) para asegurar una conexión entre la cabeza del tornillo. Además, se definió un contacto superficie-superficie entre el cuerpo del tornillo y el orificio de la vértebra del tornillo, con un coeficiente de fricción de 0,46. Se fijó el sacro en todas las simulaciones de FE. El escenario de carga se caracterizó por cargas excéntricas en cada nivel de vértebra, dependiendo del peso de los pacientes y su brazo de palanca respecto al centro de gravedad del cuerpo. En la Figura 39 se muestra un modelo específico que incluye instrumentaciones y condiciones de carga



(Figura 39: Ejemplo de un modelo específico incluyendo instrumentación y cargas mecánicas)

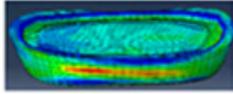
5.5.4 Pasos de simulación de FEM

Las simulaciones se realizaron con Abaqus versión 2019, con una introducción paso a paso de distintas restricciones cinemáticas y condiciones de contorno para simular las maniobras quirúrgicas de corrección de curvatura y el efecto del peso del cuerpo (Fig. 40). Las restricciones cinemáticas para corregir la curvatura se calcularon a través de los campos de deformación entre las vértebras de los modelos específicos de paciente. Al no disponer de referencias en la literatura se aplicaron de forma intuitiva 5 pasos para la simulación:

1. Se aplica un descanso de 8 horas al disco vertebral para presurizar el contenido acuoso del núcleo pulposo, como paso previo a las cargas que sufrirá después.
2. La restricción cinemática se exporta calculando la distancia de puntos de referencia (puntos de control) entre los modelos 3D pre-operados y post-operados. Se aplica durante 15 minutos considerados como duración media para realizar las maniobras de corrección de la columna vertebral en el quirófano.
3. Colocación-implementación de la instrumentación vertebral (tornillos pediculares y barras).
4. Se calcula 1 minuto de bipedestación
5. Se asume un promedio de tres horas para demostrar las cargas promedio o de estado estacionario encontradas en la columna toracolumbar para lograr condiciones de estrés-relajación.

Cada proceso de simulación tardaba en completarse 2-3 días empleados en trabajo de computación.

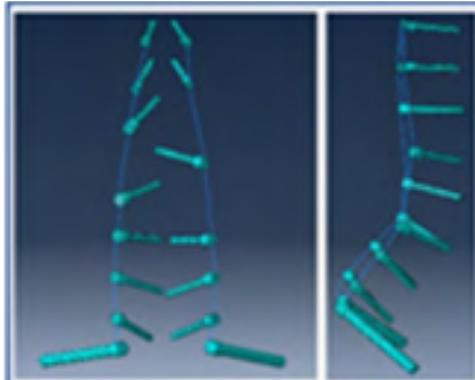
Para nuestra muestra de 112 casos se estableció que el número de simulaciones mínima necesaria era de 30 casos. Realizamos 34 simulaciones.



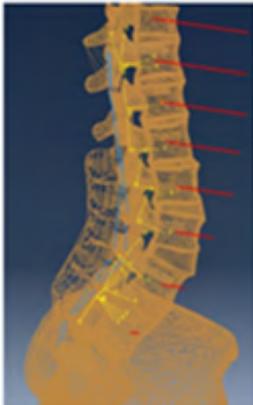
Paso1: 8 horas de descanso para la pre-inflamación de IVD



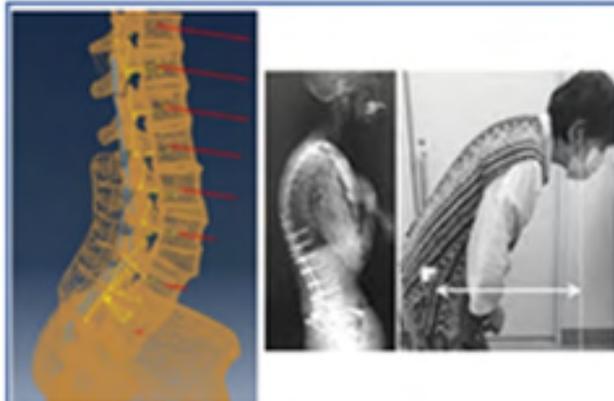
Paso2: Maniobras de corrección (restricciones cinemáticas) 15 min



Paso3: Instrumentaciones



Paso4: Carga de peso corporal (1 minuto)



Paso5: Carga de peso corporal en estado estable (3 horas)

Fig. 40: Proceso de simulación. 5 pasos.

4 RESULTADOS

Los resultados clínico radiológicos básicos de ambos grupos control / Fallo se muestran en la siguiente tabla 19:

	Grupo Control	Grupo PJF	P-value
Nº de pacientes	55	57	< 0.0001
% Femenino (F) / Masculino(M)	63% F, 37% M	65% F, 35% M	< 0.0001
Edad (años)	60.13 ± 10.45	64.12 ± 11.34	0.0556
Seguimiento (meses)	21.45 ± 9.46	11.85 ± 10.7	< 0.0001
Altura (cm)	161.5 ± 10.31	172.3 ± 9.52	< 0.0001
IMC (kg/m ²)	25.56 ± 3.35	28.7 ± 3.42	< 0.0001
Nº vertebras instrumentadas	12.26 ± 2.83	6.63 ± 2.62	< 0.0001
A´ngulo PJA en ultimo control	8 ± 4.49	15.56 ± 11.209	< 0.0001
Incidencia Pélvica PI (°)	55.41 ± 13.17	55.05 ± 13.101	0.8850
Lordosis Lumbar LL(°)	-56.72 + 14.74	-36.63 + 17.51	< 0.0001
Cifosis torácica TK (°)	48.75 ± 14.08	47.50 ± 18.12	0.6850
SVA (cm) en ultimo seguimiento	3.122 ± 2.47	7.775 ± 4.65	< 0.0001
Nº de pacientes sin cirugías previas	20	10	< 0.0001
Nº de pacientes con cirugías previas	35	47	< 0.0001

(Tabla 19. Parámetros clínico radiológicos básicos de la muestra de 112 pacientes)

De estos resultados se desprende:

- Datos clínicos:
 - o La edad media de los pacientes es de 60-65 años, con predominio género femenino 3:2.
 - o El IMC en los casos control es de 25.5, contra 28.7 en los casos de PJF, que si bien resulta estadísticamente significativo sí es más llamativa la diferencia de altura, 161 cm en el grupo control y 172cm en el grupo PJF.
- El seguimiento medio para los casos control fue de 21 meses, mientras que para el grupo de PJF ha sido de casi 12 meses.

- Parámetros espinopélvicos:
 - La PI es idéntica en ambos grupos, 55°.
 - La TK también es muy similar en ambos grupos 48-47°.
 - Los valores de LL, PJA y SVA son coherentes con los dos grupos: LL 56/36°, PJA 8/15° y SVA 31/77mm.
- Parámetros quirúrgicos:
 - El nº de vértebras instrumentadas también es claramente diferente, con 12 en el grupo control y 6 en el grupo PJF.
 - El nº de pacientes sin cirugías previas es claramente superior en el grupo control 20/10.
 - El número de pacientes con cirugías previas es claramente superior en el grupo PJF 47/35

6.1 Validez y refinamiento del elemento hexaédrico y análisis del rango de movimiento (ROM)

6.1.1 Evaluación de la transformación de malla del modelo medio

La calidad de la malla P-S estructurada lograda a través de la metodología TPS & CPD (Thin Plate Spline & Coherent Point Drift) reflejada en la Tabla 12. Si bien la aproximación geométrica fue excelente (ver distancia euclidiana en la Tabla 12), la malla estructural adaptada automáticamente tenía suficiente calidad para las simulaciones de FE. La estructura interna de la IVD también se adaptó muy bien, como lo reflejan las proporciones volumétricas del núcleo pulposo (NP) que se compararon bien con la literatura¹⁵⁸. Además, el espesor CEP se evalúa para confirmar el rango de espesor CEP aceptable.

	Distancia euclidiana	Error de malla	Advertencias de malla	Relación de aspecto > 10	Ángulo máximo en caras cuádruples > 160	NP Proporcio(%)	Espesor CEP (mm)
Vertebras							
Min.	1.423	0%	1.265%	0.145%	0.256%	-	
Máximo.	1.846	0%	8.156%	0.935%	0.478%	-	
IVD (Disco intervertebral)							
Min.	0.00018	0%	0.158%	0.587%	0.592%	41.378 [21]	
Máximo.	0.00069	0%	8.634%	4.789%	1.035%	47.357 [21]	
CEPs (Cartílago platillos vertebrales)							
Min.	-	0%	2,651%	2,154%	3. 564%	-	0.742
Máximo.	-	0%	12,231%	7.761%	8. 453%	-	0,984

(Tabla 12: Resultado de la calidad de la malla para mallas estructuradas)

La evaluación de la calidad de la malla del modelo de media estructurada utilizando el software Abaqus se muestra en la Figura 41.

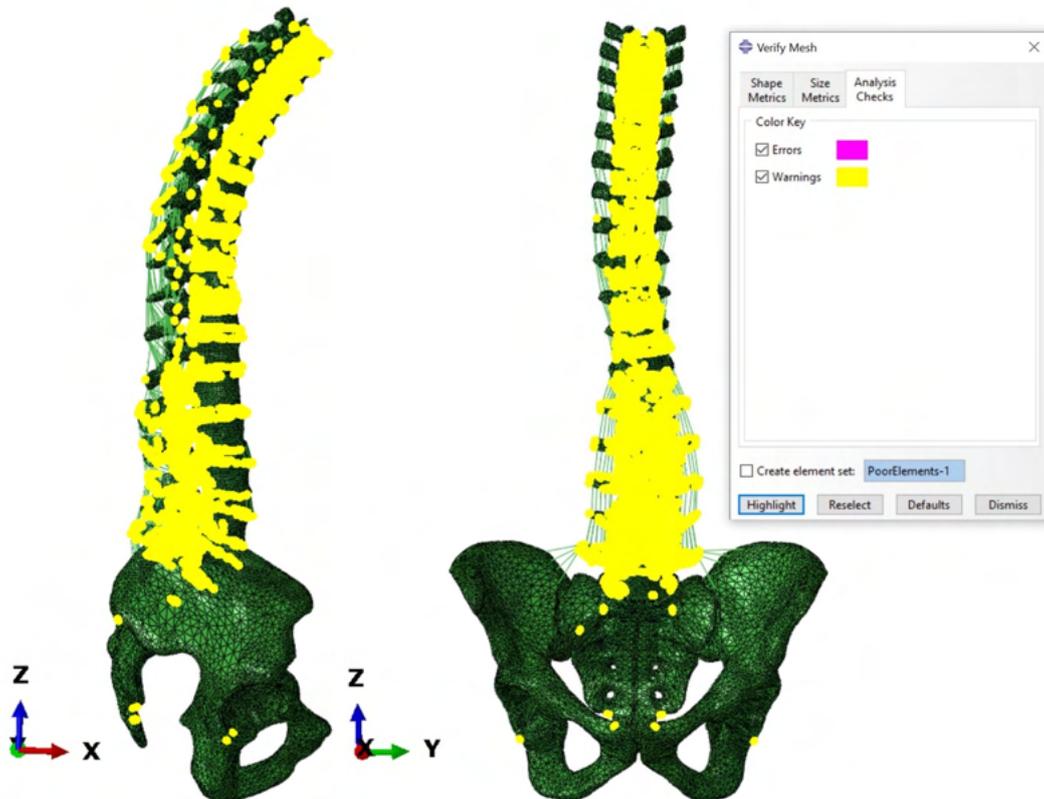


Figura 41: Evaluación de la calidad de la malla del modelo de media estructurada utilizando el software Abaqus

6.1.2 Reproducibilidad del SSM estructurado (Statistical Shape Model)

Para verificar la reproducibilidad del *modelo medio completamente estructurado*, dos casos específicos se crean a partir de parámetros espino-pélvicos derivados de SSM (Figura 42, Figura 43):

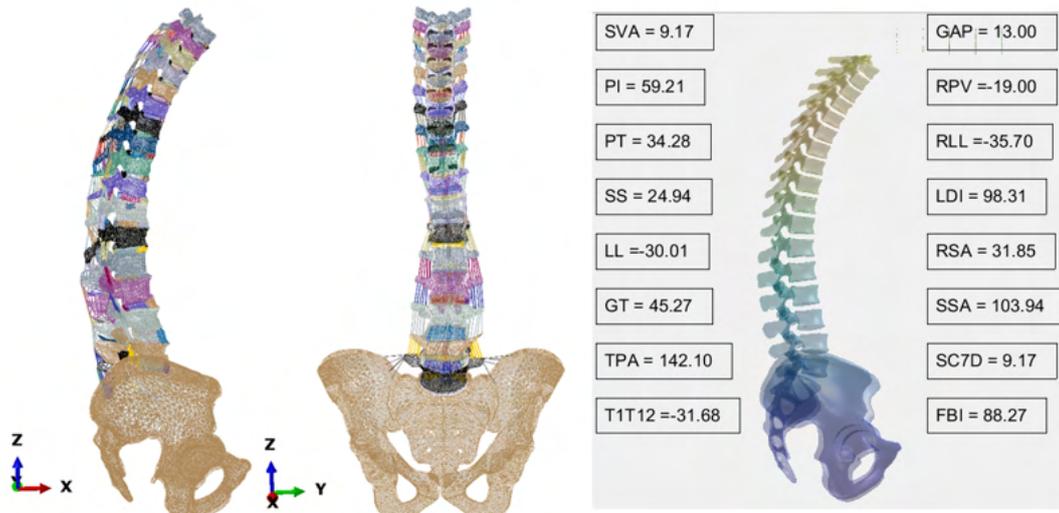


Figura 42: Modelo hipolordótico estructurado completo (Modo No:2, SD:-3)

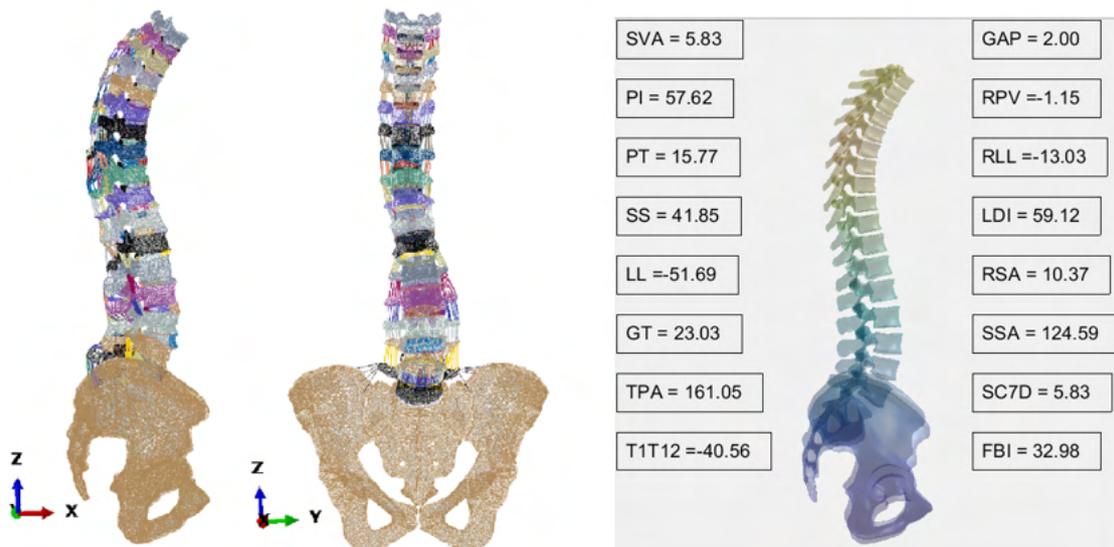


Figura 43: Modelo hiperlordótico estructurado completo (Modo No:2, SD:+3)

6.1.3 Análisis del rango de movimiento (ROM) del modelo medio

Para que este modelo sea un FEM válido y preciso, es necesario verificar el rango de movimiento segmentario del modelo medio que relaciona con trabajos anteriores. Un detalle completo de las leyes constitutivas está fuera del alcance de este documento, por lo que las propiedades del material y las condiciones de contorno utilizadas para los análisis de ROM se presentan en la Tabla 13, de manera concisa.

Tabla 13: Resultado de la calidad de la malla para mallas estructuradas

Propiedades del material	IVD	Vertebras	Ligamentos
	Modelo hiperelástico anisotrópico ¹⁵⁵	Elástico lineal ¹⁵⁶	Modelo hipoelástico ¹⁵⁷
Condiciones de contorno	El sacro es fijo, 7.5 N.m Momento de flexión ¹⁵⁹		

6.1.3.1 Rango de movimiento segmentario : Región torácica

En esta sección, los análisis de rango de movimiento del modelo de elementos finitos ROM-FEM sólo se aplicaron momentos de 7.5 N. m en unidades segmentarias (T10/T11, T6/T7, T2/T3). Los resultados de la ROM-FEM de la columna torácica se presentan en la Figura 44.

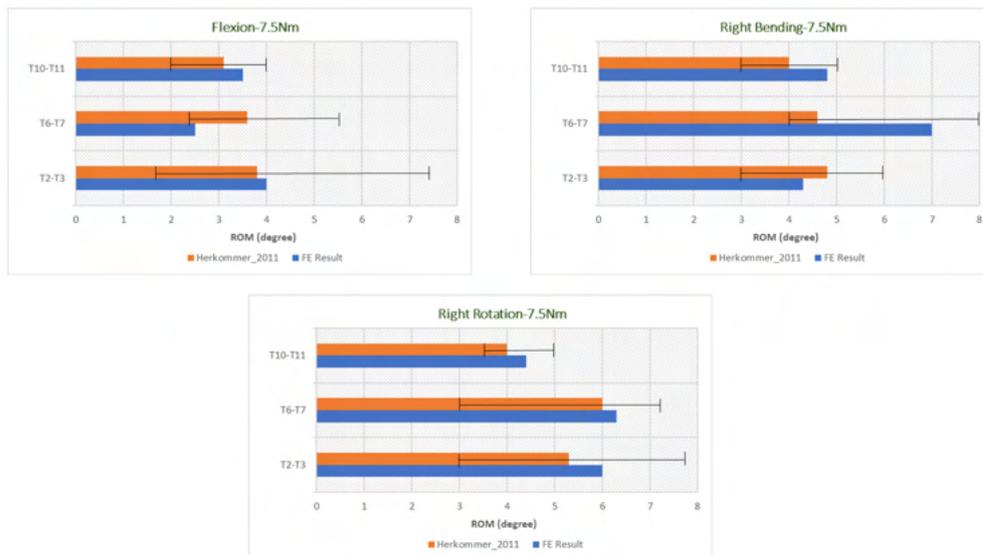


Figura 44:

FEM - ROM de unidades segmentarias (T10/T11, T6/T7, T2/T3) comparadas con Herkommer¹⁵⁹

Los resultados mostraron que el ROM de flexión mediante la aplicación de 7,5 N.m en las regiones torácicas son menores que las ROM de flexión y rotación derecha. Este estudio abre una nueva mirada para explorar el efecto del momento de flexión en los trastornos sintomáticos de la columna vertebral como la cifosis de la unión proximal (PJK) que puede ser causada por exceder el rango de movimiento. Los resultados de FE están en buen acuerdo con el de Herkommer¹⁵⁹.

6.1.3.2 Rango de movimiento segmentario: Región lumbar

En esta sección, se extrae el modelo de media estructurada de pelvis a T10 como unidad funcional. Luego se aplican momentos de pure de 7.5 Nm en extensión, flexión, flexión lateral y rotación axial como condición de carga simplificada a la placa final superior de T10 a través de un conjunto de elementos de viga rígida. Rango de movimiento lumbar evaluado para unidades segmentarias (L1/L2, L2/L3, L3/L4, L4/L5). Los resultados del ROM del FEM lumbar se presentan en la Figura 52. Luego, los resultados se comparan con la literatura^{160,161}.

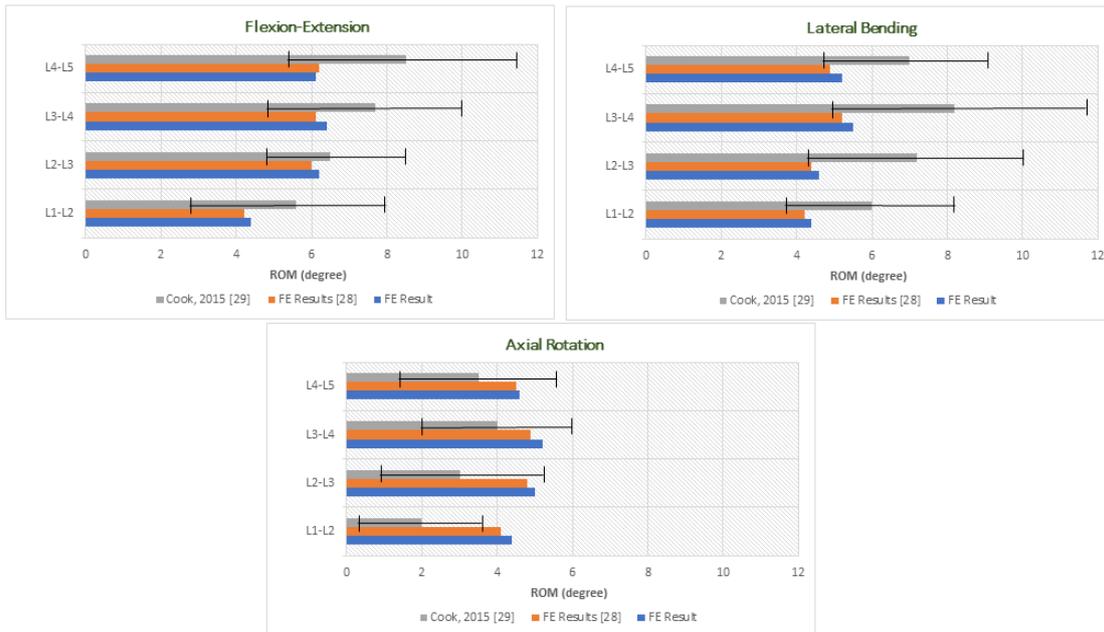


Figura 45: FE ROM de unidades segmentarias (L1/L2, L2/L3, L3/L4, L4/L5) comparados con y comparado con Cook¹⁶¹ y Matteo¹⁶⁰.

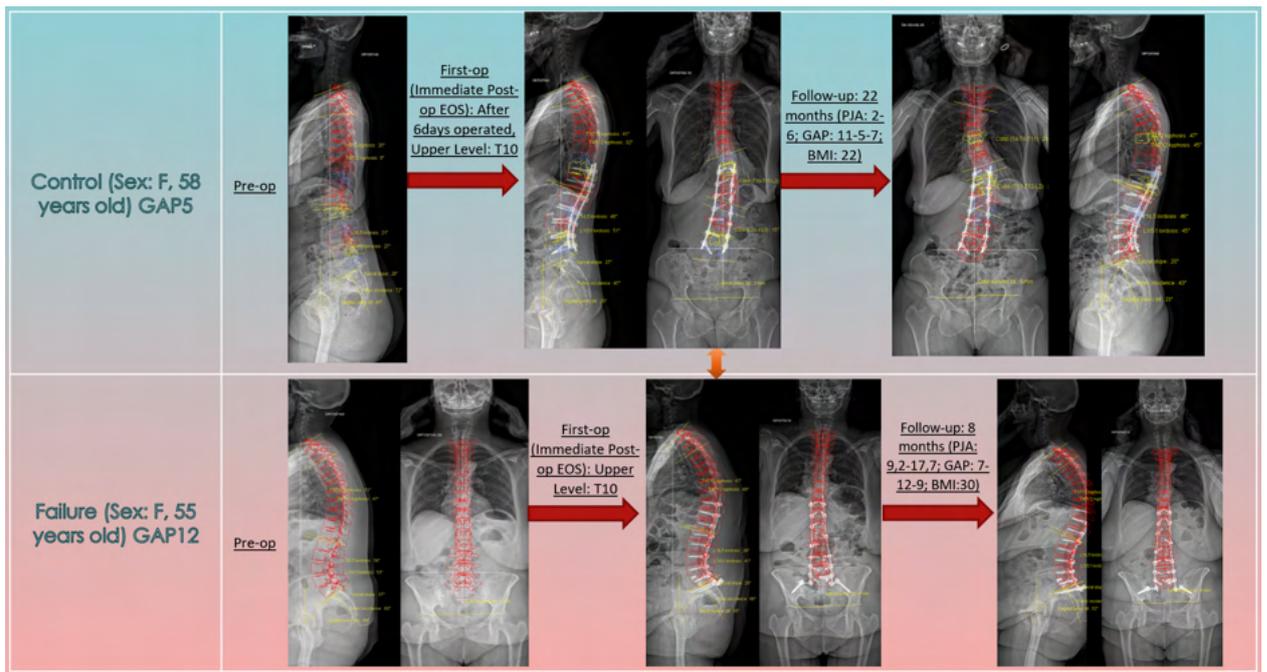
Los resultados de FE presentados en la Figura 45, coinciden con los trabajos de Cook¹⁶¹ y Matteo¹⁶⁰. Por lo tanto, el FEM toracolumbar validado podría resultar excelente para análisis biomecánicos posteriores para la planificación del tratamiento de la de. También abre nuevas áreas de estudio biomecánico de la columna vertebral para otros investigadores.

6.2 Análisis de la DAF (Deformation of Annulus Fibers. Deformación sobre las fibras del annulus). Resultados y análisis de corte.

El estudio se realizó sobre la muestra de 34 casos en las que se realizó la simulación con FEM.

6.2.1 Análisis preliminar de DAF

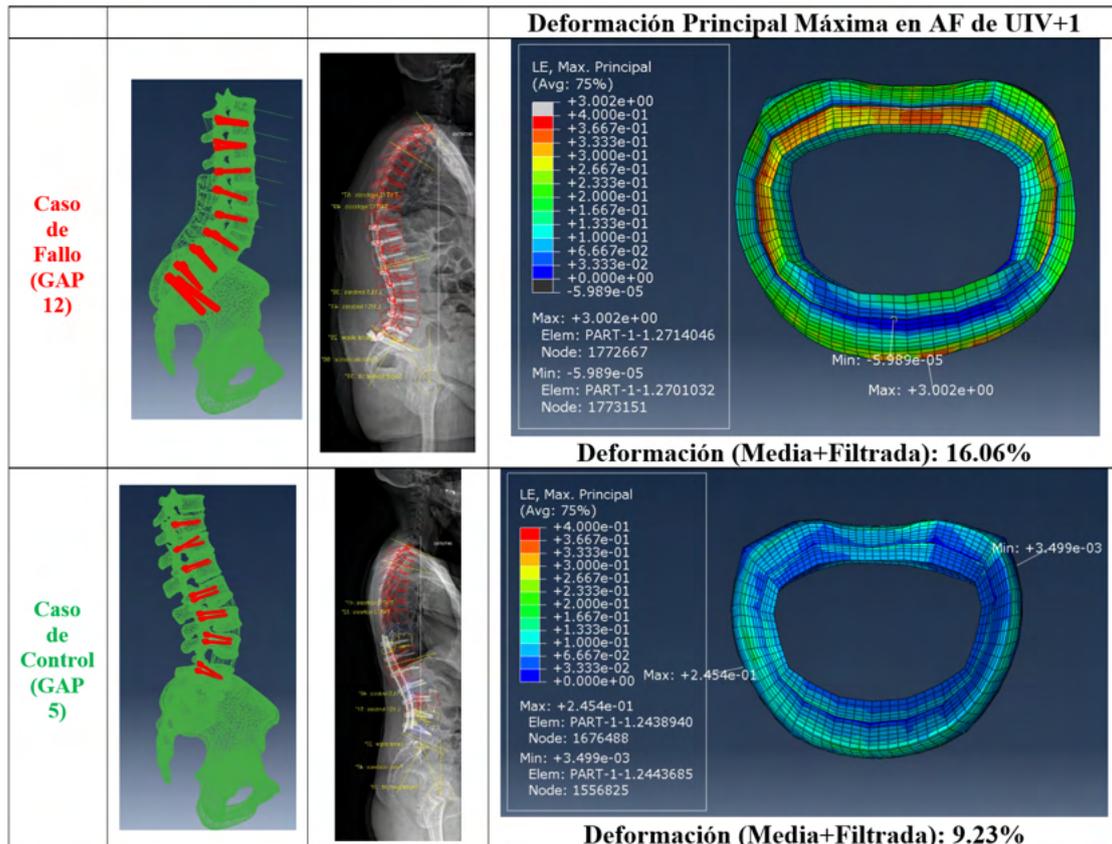
Se crearon varios modelos dentro de esta investigación para explorar los descriptores biomecánicos PJK / PJF. En primer lugar, se modelaron dos casos de control y PJF a nivel de T10 (Fig. 46) y se comparó el descriptor biomecánico inicial entre el caso de control y el caso de PJF.



(Figura 46: Un caso comparativo, control y PJJ)

A continuación se realizó un estudio preliminar de aplicabilidad de la DAF.

Las deformaciones principales máximas en las fibras del IVD próximo al UIV se obtuvieron para los dos modelos específicos de paciente de la Figura 46 (Figura 47).



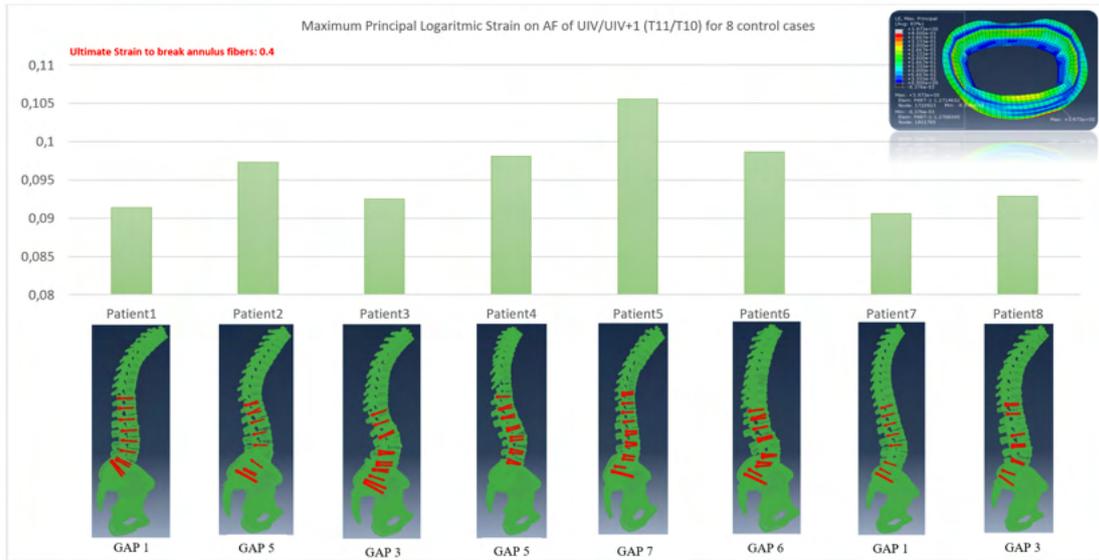
(Figura 47: Deformación principales máximas en fibras de UIV+1)

Los resultados revelaron que el valor medio de estas deformaciones en el modelo de fallo era del 73.99% mayor que en el caso de control (16.06% vs 9.23%), sugiriendo un posible problema de degeneración incremental de disco en la etiología de PJK que conduce progresivamente a PJK.

6.2.2 Estudio de validación para probar el descriptor biomecánico inicial.

Relación GAP score - DAF:

En base a los resultados iniciales, se evalúan diferentes casos específicos de paciente con instrumentaciones con UIV en T10 agrupados en casos control o casos fallo y el GAP score de cada caso. Luego se calcula la tensión principal máxima en el IVD de UIV+1 IVD. En la Figura 48 se muestran casos control y en la figura 49 casos fallo.



(Figura 48: Tensión principal máxima en el IVD UIV+1 para diferentes morfologías de casos control con UIV en T10)

Los resultados ordenados en función de la puntuación GAP se muestran en la Figura 49:

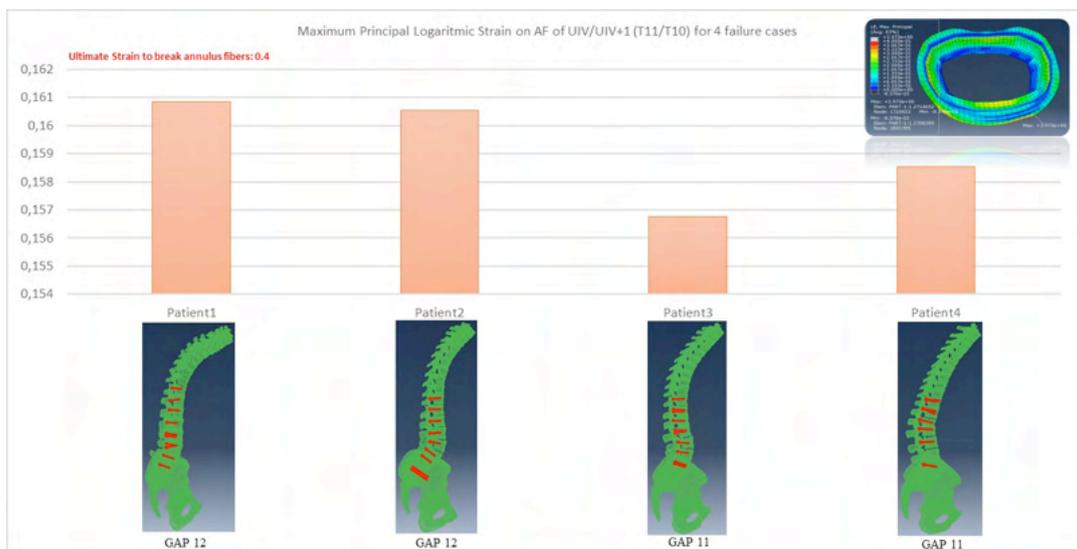
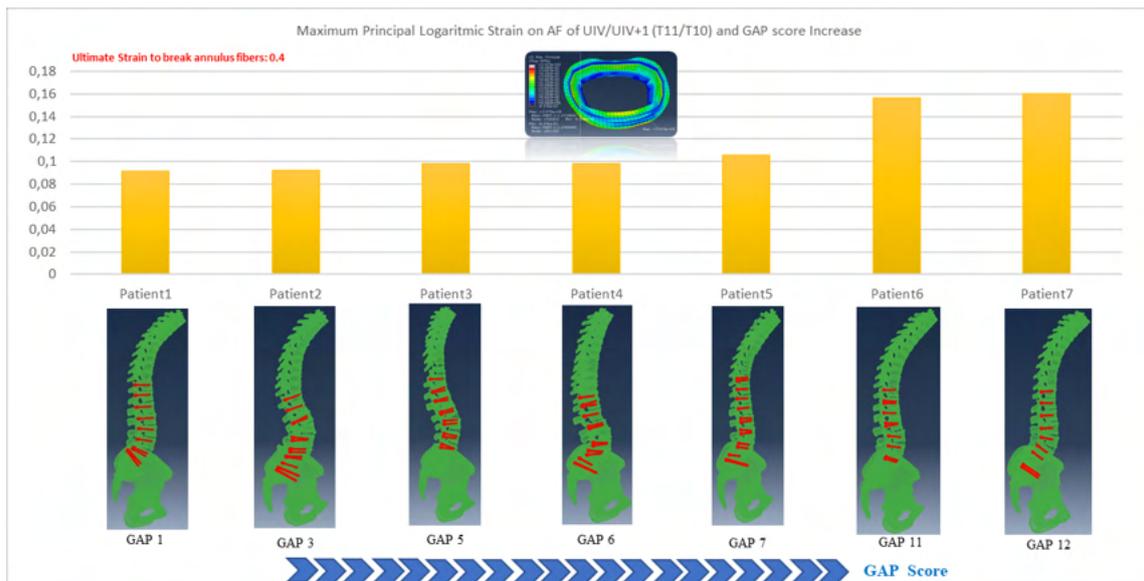


Figura 44: Tensión principal máxima en el IVD UIV+1 para diferentes morfologías de fallo con UIV en T10

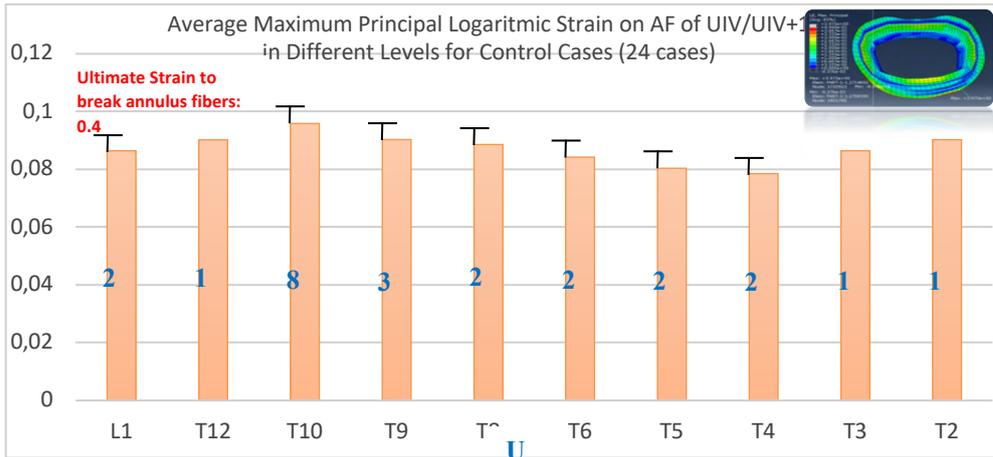


(Figura 50: Tensión principal máxima en el IVD UIV+1 para diferentes morfologías de fallo con UIV en T10)

Los resultados mostraron que de la puntuación GAP 1 a 3, la DAF en UIV+1 aumentó en un 1,196%. De la puntuación GAP 3 a 5, la DAF en UIV+1 aumentó en un 5,876%. La puntuación GAP 5 a 6, la DAF en UIV+1 aumentó en un 0,55%. De la puntuación GAP 6 a 7, la DAF en UIV+1 aumentó en un 6,805%. Es decir, la DAF apenas aumentó entre de la puntuación de 1 a 7, pero cuando pasamos de un GAP 7 a 11, la DAF en UIV+1 aumentó en un 38,99%.

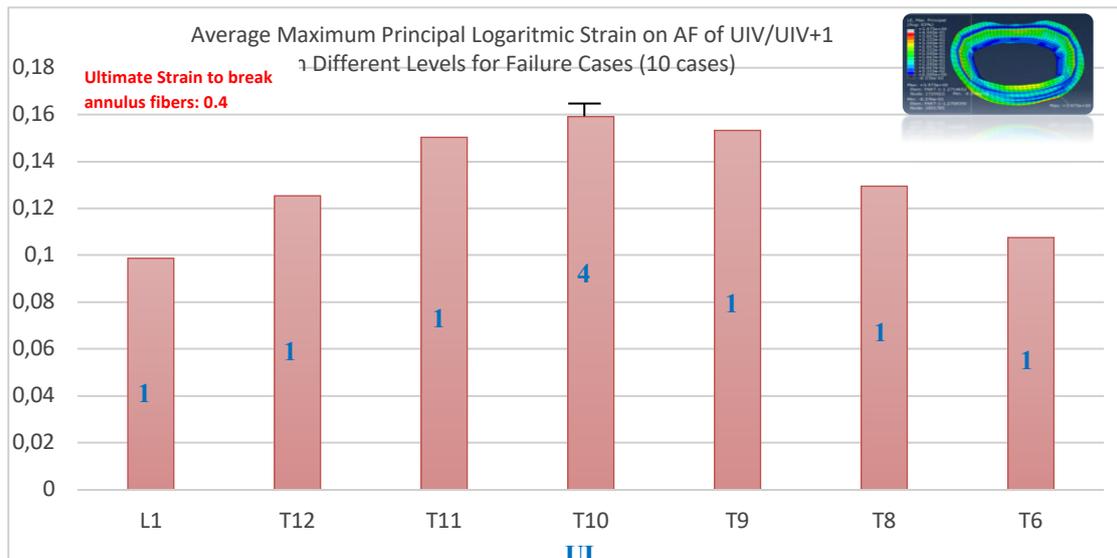
Posteriormente 34 casos de la base de datos (24 de control, 10 de fallo) se evaluaron con diferentes morfologías y niveles de fijación para determinar las DAFS a nivel UIV+1.

Los resultados de la Figura 51 muestran que la máxima tensión para casos de control se localiza en T10, con un valor de 0.1056:



(Figura 51: Tensión principal máxima en el IVD UIV+1 para casos control con diferentes morfologías y diferentes niveles de fijación.)

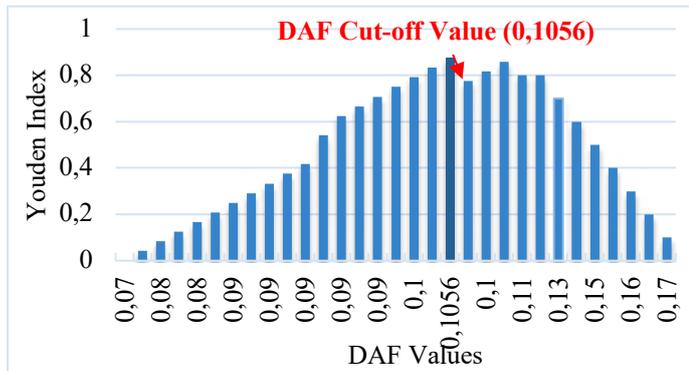
Los resultados de la Figura 52 muestran que la tensión máxima para casos de PJF se localiza en T10, con un valor de 0.16087:



(Figura 52: Tensión principal máxima en el IVD UIV+1 para casos PJF con diferentes morfologías y diferentes niveles de fijación)

6.2.3 DAF. Análisis de corte (cut-off analysis)

Para medir la capacidad predictiva máxima de la deformación principal (DAF), se determinó el índice de Youden para diferentes valores de DAF y se seleccionó el umbral de DAF para la discriminación de PJF o cut-off value (Fig.53).

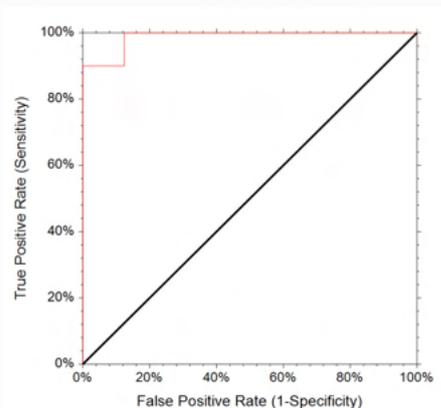


(Fig. 53: Análisis de corte de DAF)

Los resultados mostraron que en el valor de DAF de 0,1056, el índice de Youden es máximo los valores de DAF < 0,1056 se consideran control y los valores de DAF > 0,1056 fallo. Además, su índice de Youden es 49% y 26.8% más alto que el de GAP y BM respectivamente.

6.2.4 DAF. Análisis ROC AUC

Los resultados muestran que el AUC de DAF para 34 casos es de 0.9875, que es superior al AUC de cualquiera de los otros parámetros: GAP, BM o FBI.



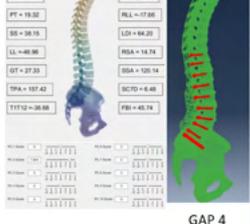
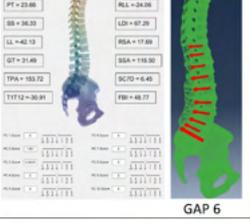
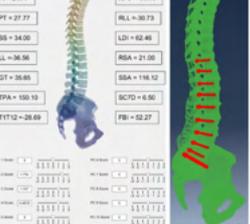
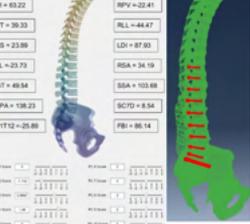
(Fig. 59: Análisis ROC AUC de DAF)

Parametro	AUC	Standard Error	Confidence Interval
DAF	0.9875	0.0143	0.8871 to 0.9987

6.2.5 Análisis de ROM y 3 descriptores: GAP score – BM – DAF

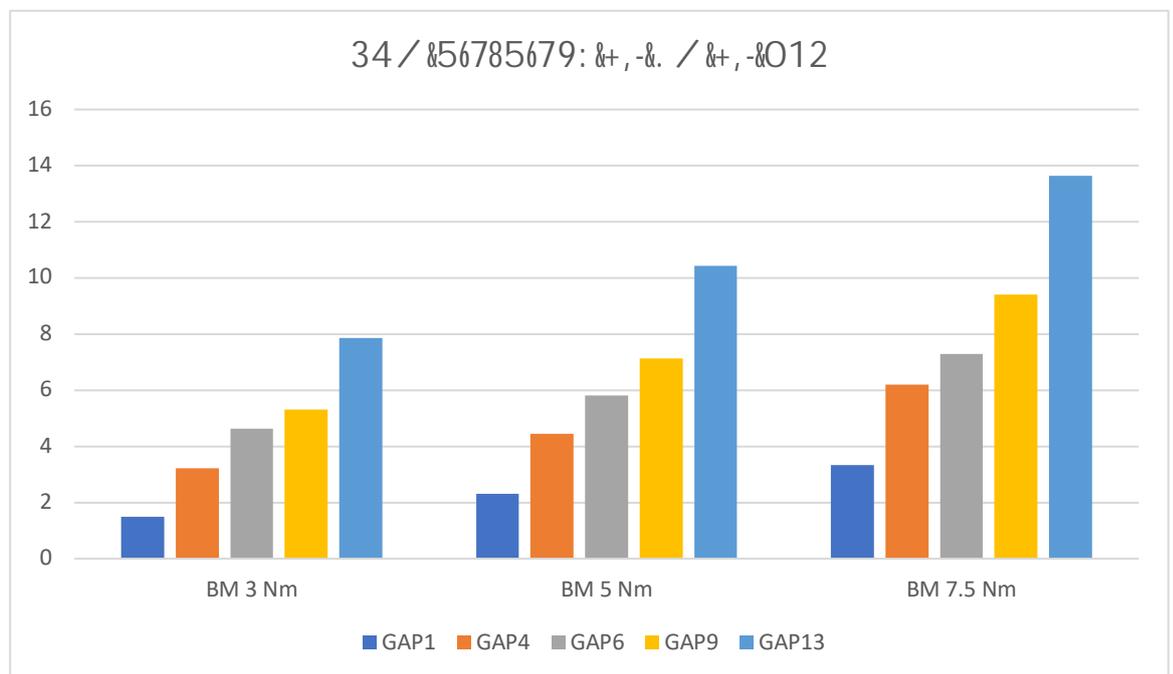
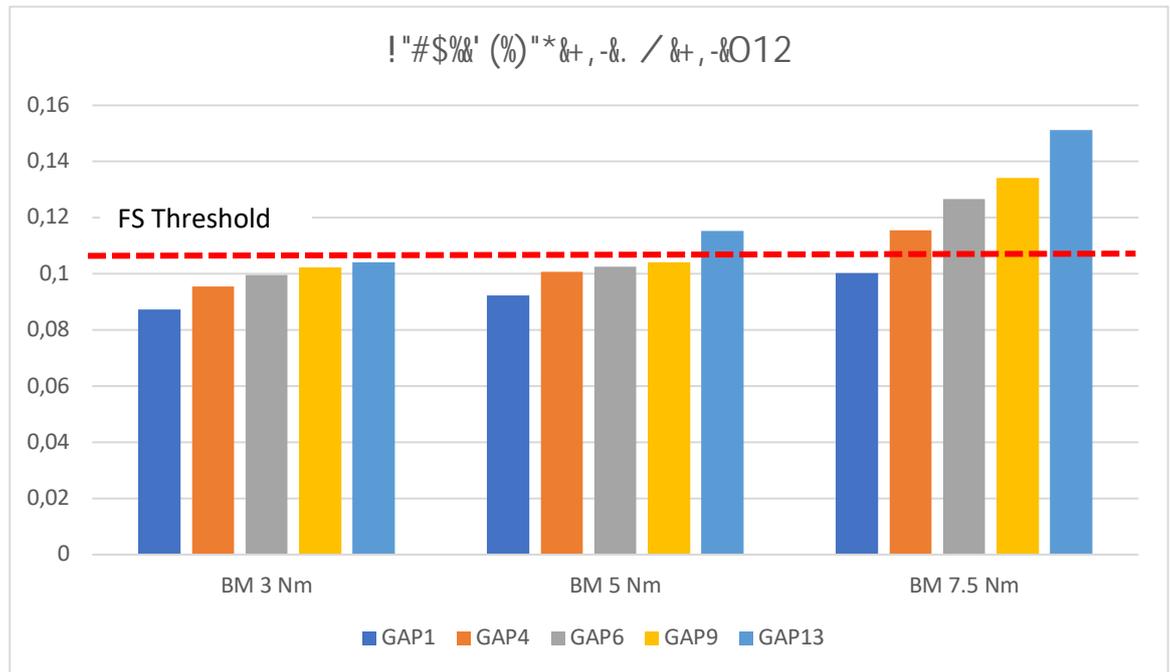
En este apartado vamos a analizar la correspondencia entre las cargas aplicadas (BM), el grado de movimiento en UIV/UIV+2, la variación de PJA, la DAF en UIV+1 en función del GAP score. Se estudia a dos niveles, UIV=T10 (Fig. 54 y tabla 14) y UIV=T3 (Fig. 55 y tabla 15):

GAP score + BM + PJA: UIV/T10

GAP score	Flexion BM at UIV+2	Initial PJA (degree) pre-simulation	ROM (degree) UIV/UIV+2 post-simulation	PJA (degree) post-simulation	Maximum Principal Strain at UIV+1
 <p>GAP 1</p>	3 N.m	9.5	1.5	11	0.08734
	5 N.m	9.5	2.32	11.82	0.09231
	7.5 N.m	9.5	3.34	12.84	0.10023
 <p>GAP 4</p>	3 N.m	8.8	3.21	12.01	0.09543
	5 N.m	8.8	4.45	13.25	0.100821
	7.5 N.m	8.8	6.21	15.01	0.11543
 <p>GAP 6</p>	3 N.m	7.9	4.62	12.52	0.099541
	5 N.m	7.9	5.81	13.71	0.10245
	7.5 N.m	7.9	7.29	15.19	0.12654
 <p>GAP 9</p>	3 N.m	7.4	5.32	12.72	0.10231
	5 N.m	7.4	7.14	14.54	0.10421
	7.5 N.m	7.4	9.41	16.81	0.13421
 <p>GAP 13</p>	3 N.m	5.2	7.87	13.07	0.10421
	5 N.m	5.2	10.43	15.63	0.1152
	7.5 N.m	5.2	13.63	18.83	0.15121

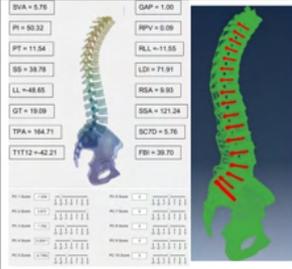
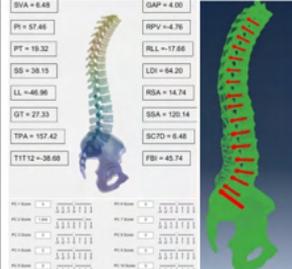
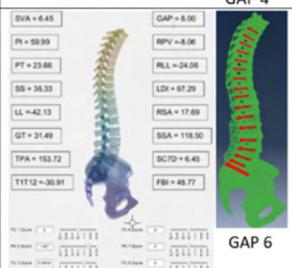
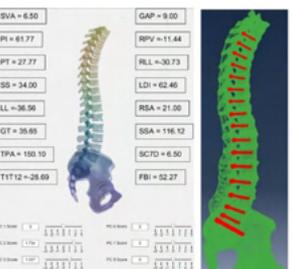
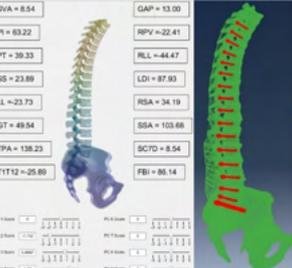
(Figura 54. Comparativa ROM en UIV=T10)

Tabla 14. Comparativa ROM con UIV= T10)



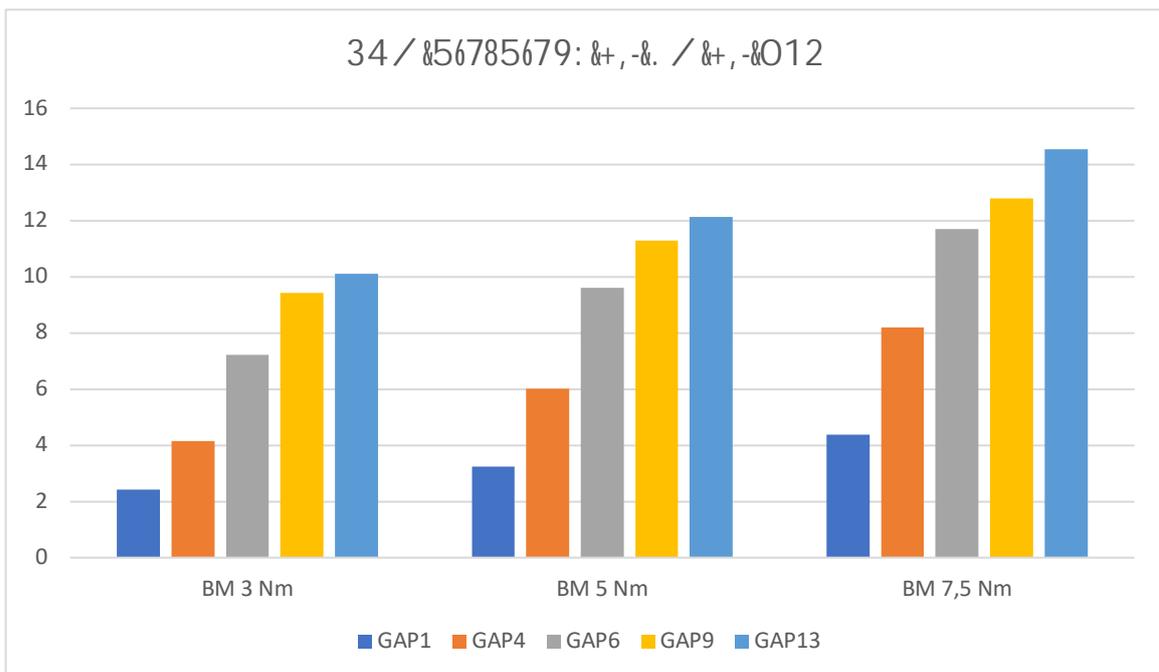
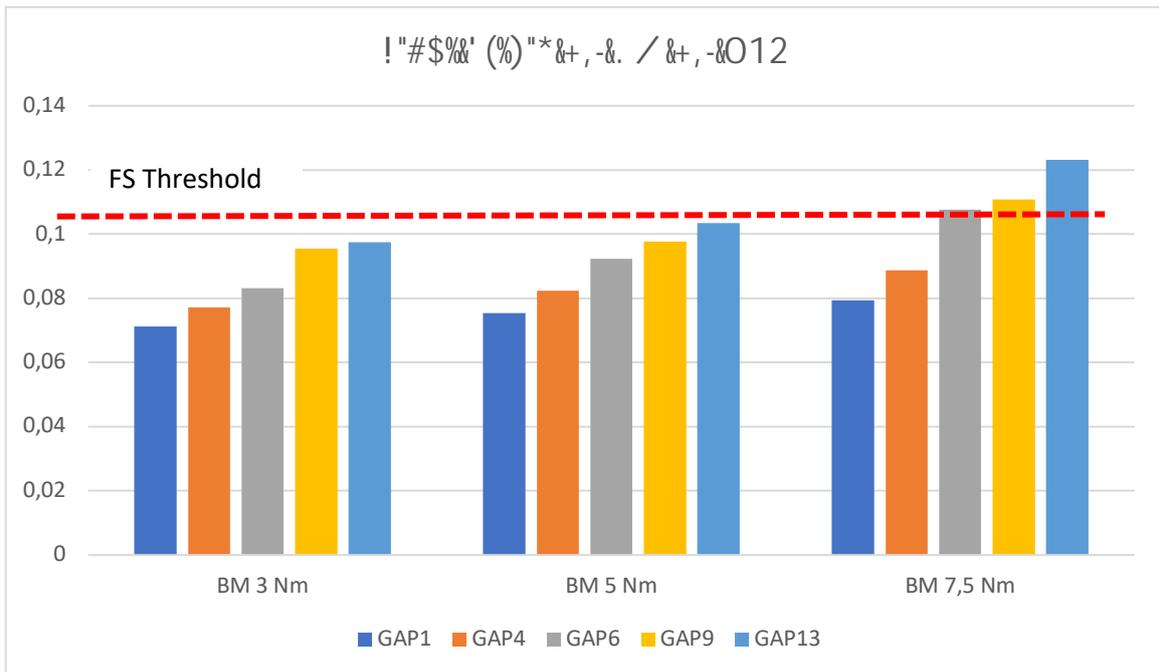
(

GAP score + BM + PJA: UIV/T3

GAP score	Flexion BM at UIV+2	Initial PJA (degree) pre-simulation	ROM (degree) UIV/UIV+2 post-simulation	PJA (degree) post-simulation	Maximum Principal Strain at UIV+1
 <p>GAP 1</p>	3 N.m	3.7	2.43	6.13	0.07123
	5 N.m	3.7	3.24	6.94	0.07542
	7.5 N.m	3.7	4.37	8.07	0.07931
 <p>GAP 4</p>	3 N.m	3.5	4.14	7.64	0.07721
	5 N.m	3.5	6.01	9.51	0.08241
	7.5 N.m	3.5	8.21	11.71	0.08864
 <p>GAP 6</p>	3 N.m	3.3	7.23	10.53	0.08321
	5 N.m	3.3	9.61	12.91	0.09234
	7.5 N.m	3.3	11.71	15.01	0.10762
 <p>GAP 9</p>	3 N.m	3.1	9.43	12.53	0.09543
	5 N.m	3.1	11.3	14.4	0.09765
	7.5 N.m	3.1	12.8	15.9	0.11081
 <p>GAP 13</p>	3 N.m	2.8	10.12	12.92	0.09751
	5 N.m	2.8	12.14	14.94	0.10341
	7.5 N.m	2.8	14.54	17.34	0.12313

(Figura 55. Comparativa ROM en UIV=T13)

Tabla 15. Comparativa ROM con UIV= T13)



De la lectura de estas gráficas se desprenden dos conclusiones:

1. Se produce un claro aumento de la movilidad del disco y de las cargas DAF a nivel UIV, a medida que incrementa el GAP, especialmente a partir de GAP > 9.
2. El nivel T10 es sustancialmente más sensible al aumento de cargas e incremento del GAP score que el nivel T3.

6.3 Modelos de Regresión y Análisis ROC AUC

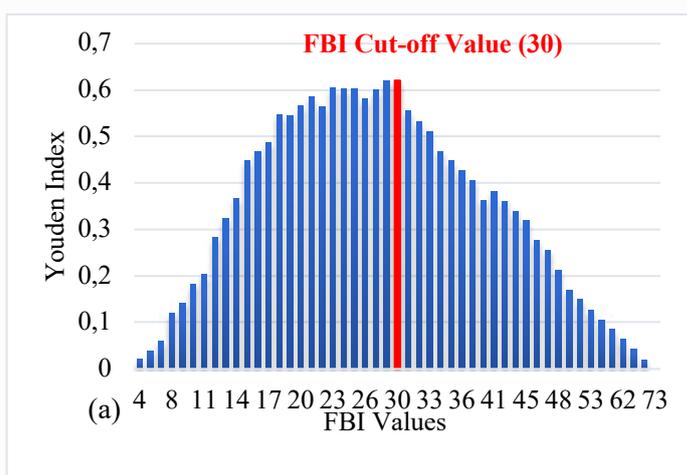
A continuación vamos a analizar la capacidad discriminativa y predictiva de los diferentes elementos predictivos sobre la cohorte de 112 pacientes.

6.3.1. Descriptores espinopélvicos geométricos o morfológicos.

La AUC del FBI, SSA, C7/SFD, TPA y CIA para discriminar los casos de PJF se detalla en la en la Tabla 16. Los resultados mostraron que tanto SSA, C7/SFD, TPA y CIA, no pueden considerarse descriptores apropiados para predecir el fracaso. Sin embargo, el FBI como un índice completo de la columna vertebral, puede ser un buen descriptor para predecir el riesgo de PJF:

Tabla 16: Resultados del AUC para parámetros geométricos

<i>Parámetros</i>	<i>AUC</i>	<i>Intervalo de confianza</i>
FBI	0.8856	0.71 to 0.93
SSA	0.2924	0.18 to 0.35
C7/SFD	0.3011	0.24 to 0.40
TPA	0.5643	0.45 to 0.62
CIA	0.4345	0.35 to 0.51



(Fig. 7 (a): El valor umbral para el FBI fue de 30 (Y.Index=0,6205; Precisión = 0.8135).

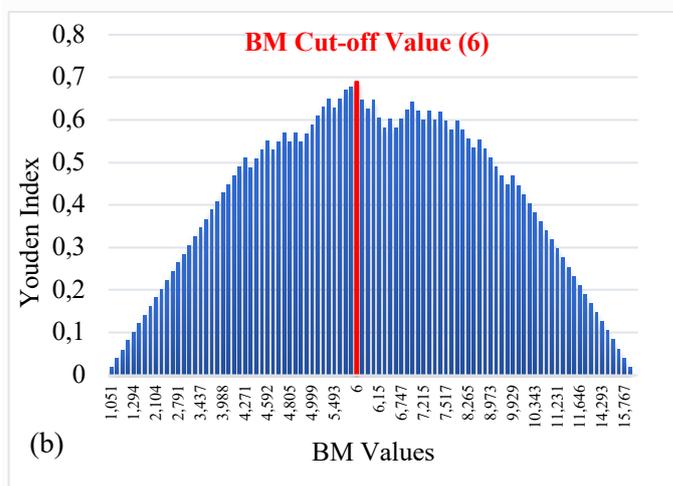
Los casos de fallo y control están representados por valores del FBI por debajo y más allá de este umbral, respectivamente

6.3.2 Parámetros biomecánicos. BM (Bending Moment. Momento de flexión).

El AUC de peso corporal, el Índice de Masa Corporal (IMC) y la BM para discriminar los casos de PJF se informan en la Tabla 17. Los resultados mostraron que el peso corporal y el IMC no son buenos descriptores apropiados para predecir el fracaso. Sin embargo, BM como descriptor biomecánico, sí puede ser considerado un buen descriptor para predecir el riesgo de PJF.

<i>Parámetros</i>	<i>AUC</i>	<i>Intervalo de confianza</i>
BM en UIV+1 (Nm)	0.9216 (Fig. 6)	0.83 to 0.97
IMC	0.7845	0.68 to 0.88
Peso corporal	0.6214	0.56 to 0.71

Tabla 17: Resultados del AUC para el BM



(Figura 55 (a) análisis de corte del BM según Índice de Youden.

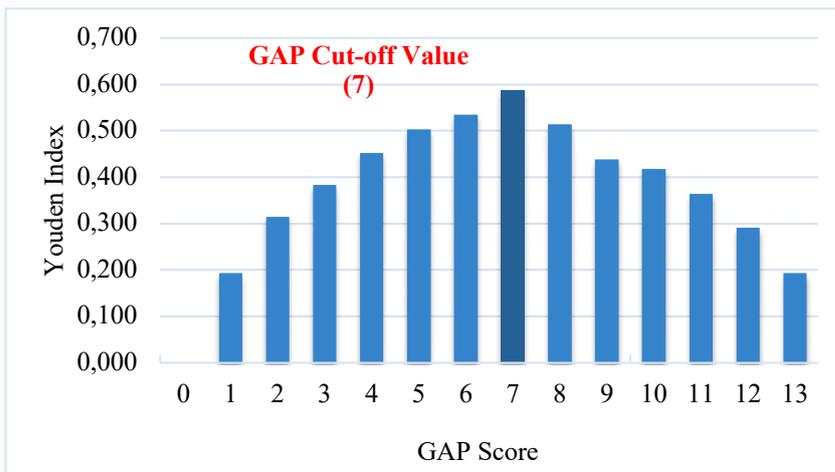
Los resultados del índice de Youden para BM en el nivel UIV+1 en la Figura 7.b (Y.Index=0.6895; Precisión = 0,8531) mostró que BM mayor de 6 Nm representaba casos de falla y los valores de BM inferiores a 6 Nm representaban casos de control.

6.3.3 GAP score

El AUC del GAP score para discriminar casos de PJF fue de 0.8739, (Figura 56) por lo que podemos considerar al GAP score un buen discriminador de posibles casos de PJF. El índice de Youden (Y.Index) para diferentes valores de corte de puntuación GAP se informa en la Tabla 18. La puntuación GAP correspondiente en el Y.Index máximo se selecciona como valor de corte de GAP. Además, la maximización de la suma de sensibilidad y especificidad (Sens.+Spec.) como criterio de punto de corte de diagnóstico en la Tabla 18 confirma el corte gap seleccionado. Además, se demuestra que el valor de corte GAP seleccionado eleva la eficiencia (precisión) para maximizar el número de predicciones correctas relacionadas con el número total de predicciones. Los resultados mostraron que los puntajes GAP superiores a 7 se asociaron estadísticamente con casos de fallo mientras que los puntajes GAP inferiores a 7 fueron casos control..

Tabla 18: Índice de Youden (Índice Y), Sensibilidad + Especificidad y Eficiencia para la puntuación GAP :

GAP Valor de corte	Y.Index	Sens. + Spec.	Eficiencia
0	0.0000	1.0000	0.5834
1	0.1930	1.1930	0.6765
2	0.3139	1.3139	0.6845
3	0.3834	1.3834	0.7295
4	0.4517	1.4517	0.7392
5	0.5030	1.5030	0.7707
6	0.5343	1.5343	0.7811
➡ 7	0.5869	1.5869	0.8021
8	0.5136	1.5136	0.750
9	0.4389	1.4389	0.7391
10	0.4182	1.4182	0.7186
11	0.3636	1.3636	0.6770
12	0.2909	1.2909	0.5103
13	0.1940	1.1940	0.4568



(Fig. 64. Cut-off análisis, con punto de corte en 7. Y.Index=0,5869; Precisión=0.8021)

Al analizar el umbral control / PJJ intuimos que quizás éste podría variar en función del nivel de la UIV, y eso se confirmó al analizar los resultados: El valor umbral discriminativo del GAP desciende a 5 si la UIV se situaba a nivel lumbar y asciende a 10 si la UIV se colocaba a nivel torácico alto, siendo 8-9 si la UIV se situaba en T10T11. No podemos incluir los casos en que la UIV se situaba en T12L1 porque todos fueron fallos. De todos modos no podemos confirmar estos datos estadísticamente al no disponer de muestra suficiente. (Fig. 65):



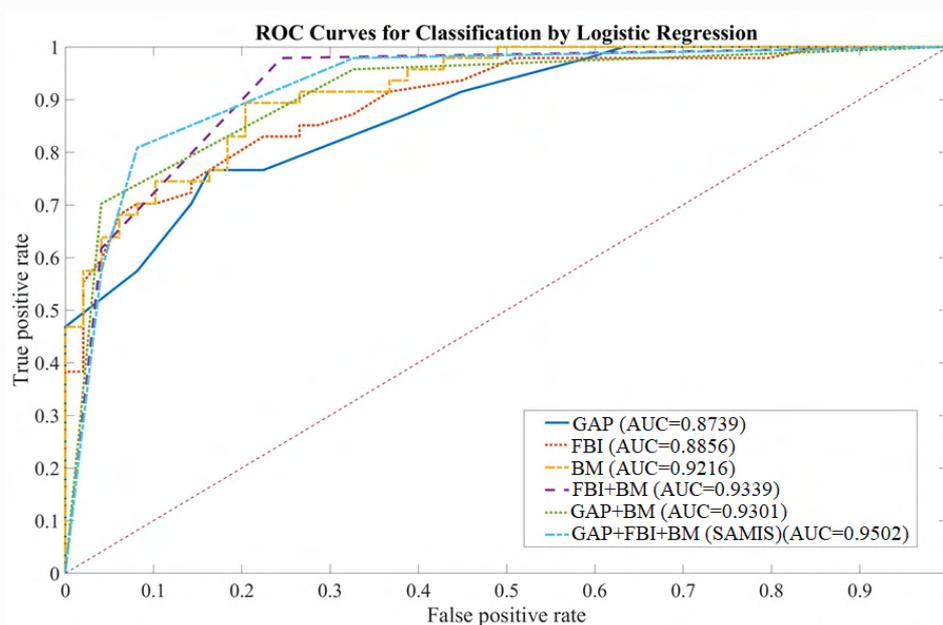
(Fig. 65: Umbral del GAP score para predecir el PJJ: variable según ubicación de la UIV. Datos no estadísticamente confirmados)

6.3.4 SAMIS (Sagittal Alignment and Mechanical Integrated Score. Escala de la alineación sagital con integración mecánica)

Con el fin de optimizar la explotación de la puntuación GAP, FBI y BM en UIV+1 como potenciales predictores de PJF, se exploraron diferentes escenarios integrados:

1. FBI+BM (Escenario de integración de descriptores puramente geométricos y biomecánicos que pueden beneficiarse de las imágenes EOS)
2. GAP+BM (Escenario de integración de GAP y descriptores biomecánicos, compatible con exploraciones convencionales de Rayos X)
3. GAP+ FBI +BM (Escenario de integración de GAP, descriptores puramente geométricos y biomecánicos que pueden beneficiarse de las imágenes EOS)

La Figura 6 muestra que el AUC del tercer escenario era más alto que el de los otros escenarios. Además, el AUC de BM se mejoró agregando FBI (primer escenario). Para el segundo escenario, el AUC de la puntuación GAP también se mejoró mediante la adición de un descriptor biomecánico (BM) en un 6,2306%. Para el tercer escenario, la integración del puntaje GAP, FBI y BM aumentaron el potencial de discriminación de PJF en un 8.365%.



(Fig, 56: AUC ROC análisis de los diferentes predictores)

Los resultados del AUC y los intervalos de confianza para tres escenarios integrados diferentes se informan en la Tabla 4. Los resultados mostraron que estas mejoras fueron estadísticamente relevantes y los mejores intervalos de AUC y confianza representan el tercer escenario de integración de la puntuación GAP con FBI y BM.

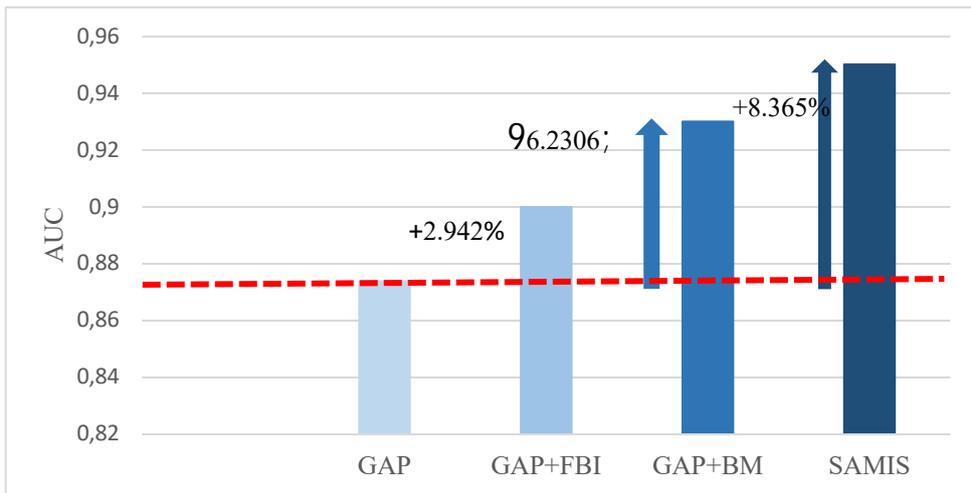
Resultados del AUC e intervalos de confianza para los tres escenarios integrados diferentes:

<i>Escenario integrado</i>	<i>AUC</i>	<i>Intervalo de confianza</i>
FBI+BM	0.9339	0.85 to 0.97
GAP+BM	0.9301	0.84 to 0.96
GAP+FBI+BM	0.9502	0.87 to 0.98

Se propuso una nueva ecuación para evaluar el riesgo de PJF, de acuerdo con la información integrada proporcionada por el GAPs, descriptores puramente geométricos y biomecánicos, que se aglutina como SAMIS (Sagittal Alignment and Mechanical Integrated Score). En dicha ecuación cada uno de los valores de GAP, FBI y BM se normalizó con respecto a los valores de corte antes mencionados en la sección 3.4 y, por lo tanto, se presentó una escala continua como puntuación SAMIS.

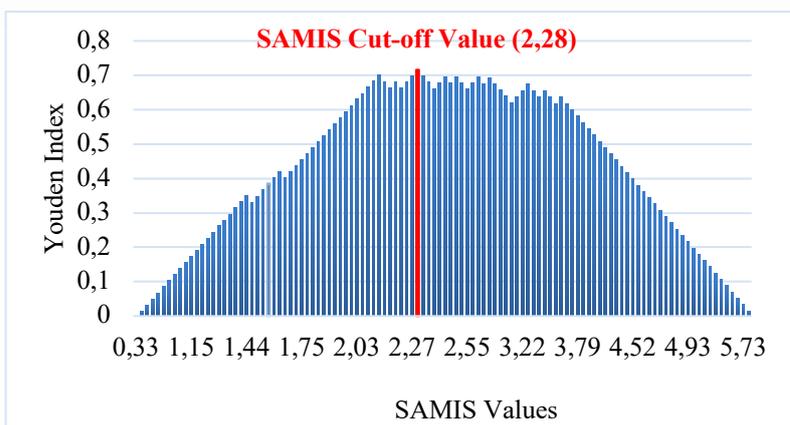
$$SAMIS = (0,142 \times GAP) + (0,033 \times FBI) + (0,166 \times BM)$$

Como se ilustra en la Fig. 57, BM en UIV+1 mejoró sustancialmente la capacidad predictiva del GAPs para la detección de PJF. Por otro lado, añadir al GAPs parámetros geométricos de cuerpo completo, como el FBI, también tuvo algunos efectos positivos en la discriminación de los casos de PJF.



(Fig. 57: Capacidad predictiva de los diferentes predictores de PJF)

Un análisis de corte adicional mostró el valor umbral para la puntuación integradora de SAMIS es 2,28 (Y.Index=0,7161; Precisión = 0,8843) (Fig. 58). Además, los resultados mostraron que el índice de Youden y la precisión de la puntuación SAMIS son mejores que los de GAP (Y.Index=0,5869; Precisión=0.8021), FBI (Y.Index=0.6205; Precisión=0,8135) y BM (Y.Index=0,6895; Precisión = 0,8531) lo cual refleja una mayor robustez relativa del SAMIS.



(Fig. 58. Análisis de corte SAMIS)

6.3.5 MSAMIS (Modified Sagittal Alignment and Mechanical Integrated Score. Escala de la alineación sagital con integración mecánica modificada)

Finalmente, hemos buscado un modelo de regresión integrado que combina GAP, BM y DAF para predecir PJF. Para ello, se estudiaron varios modelos de regresión como los modelos de regresión lineal, polinómica, SVM y logarítmica. Los resultados de estos modelos de regresión mostraron que el valor de R^2 está por debajo de 0,5 y estos modelos fueron ignorados. Para abordar eso, se probó el modelo de interacción múltiple para tres características de GAP, BM y DAF con el fin de predecir PJF y el hemos denominado MSAMIS (Modified SAMIS):

$$MSAMIS = A * GAP + B * BM + C * FS + D * GAP*BM + E * GAP*FS + F * BM*FS + G * GAP*BM*FS$$

Utilizando la solución de descenso de gradiente y minimizando la función de costo, se estimaron los coeficientes de regresión:

Regression Independent Variable	Standard Coefficient b(i)	Standard Error Sb(i)	T-Statistic Coefficient	to Test H0: $\beta(i)=0$	Reject Prob Level	Power H0 at of Test 5,0%? at 5,0%
GAP	-0,2217212	0,147297	-2,5338	-1,505	0,1439	No 0,3060
BM	-0,1446009	0,0713989	-1,2234	-2,025	0,0528	No 0,4973
DAF	-2,704514	1,971993	-0,5439	-1,371	0,1815	No 0,2626
GAP*BM	0,02980033	0,0297082	1,7350	1,003	0,3247	No 0,1622
GAP*DAF	2,899524	1,335308	4,0016	2,171	0,0389	Yes 0,5533
BM*DAF	2,482362	0,5958798	2,4891	4,166	0,0003	Yes 0,9800
GAP*BM*DAF	-0,4379296	0,2529886	-3,2427	-1,731	0,0949	No 0,3859

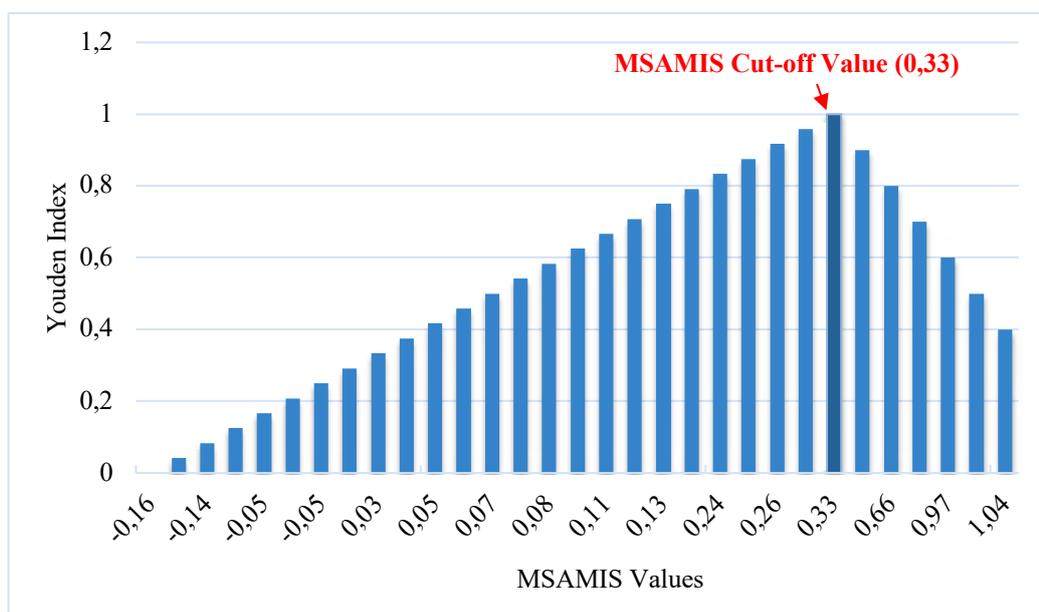
Los resultados de la regresión son:

Item	Value	Rows	Value
Dependent Variable	MSAMIS	Rows Processed	112
Number Ind. Variables	7	Rows Filtered Out	0
Weight Variable	None	Rows with X's Missing	78
R ²	0,8618	Rows with Weight Missing	0
Adj R ²	0,8310	Rows with Y Missing	0
Coefficient of Variation	0,7693	Rows Used in Estimation	34
Mean Square Error	0,05119878	Sum of Weights	34,000
Square Root of MSE	0,2262715		
Ave Abs Pct Error	77,138		
Completion Status	Normal Completion		

Y finalmente la ecuación para MSAMIS es la siguiente:

$$\text{MSAMIS} = -0,221 * \text{GAP} - 0,1446 * \text{BM} - 2,704 * \text{FS} + 0,0298 * \text{GAP} * \text{BM} + 2,899 * \text{GAP} * \text{FS} + 2,482 * \text{BM} * \text{FS} - 0,4379 * \text{GAP} * \text{BM} * \text{FS}$$

Los resultados muestran que el modelo de regresión de MSAMIS basado en GAP, BM y DAF da el valor más alto, siendo 1, lo que le convierte en el mejor elemento discriminativo para PJJ. Para medir la capacidad predictiva de MSAMIS, se estudiaron el índice de Youden para diferentes valores de MSAMIS y se seleccionó el índice de Youden máximo como umbral de MSAMIS para la discriminación de PJJ (Fig. 60):



(Figura 60: Análisis de corte de MSAMIS)

Los resultados mostraron que en el valor de MSAMIS de 0.33, un 39,645% más alto que el de SAMIS. MSAMIS por debajo de 0.33 pueden considerarse como control y los valores de MSAMIS superiores a 0.33 pueden considerarse como PJJ.

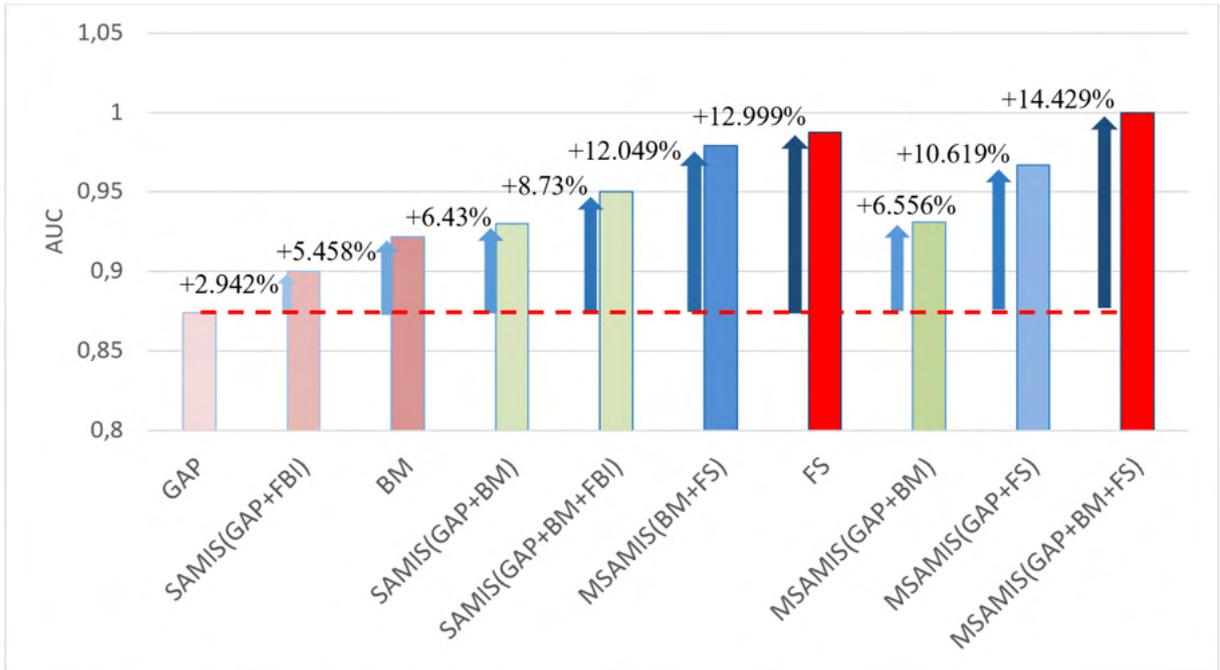


Figura 61: Análisis AUC de GAP, BM, FBI, DAF, SAMIS y MSAMIS

6.4 Validación de resultados interna

Se evaluaron 112 casos para el análisis de GAP, BM, FBI y SAMIS, y se utilizaron 34 casos para entrenar modelos interactivos de regresión DAF y MSAMIS, Se realiza una validación sobre el resto de 78 casos (47 de fracaso y 31 de control).

Dado que DAF es un parámetro biomecánico obtenido de simulación de FEM puede resultar interesante encontrar un modelo de regresión para predecir la DAF basado en datos disponibles como BM y GAP score, que llamaremos DAF estimada o DAF_e.

Para ello se utilizó una muestra de 78 casos, obtenida de la resta del total de los 112 casos menos los 34 casos utilizados para la simulación con FEM. Se estudiaron varios modelos de regresión como los modelos de regresión lineal, polinómica, SVM y logarítmica. Los resultados de estos modelos de regresión mostraron que el valor de R² está por debajo de 0,5 y estos modelos fueron ignorados. Para abordar eso, se probó el modelo de interacción múltiple para dos características de GAP y BM con el fin de predecir DAF_e. El modelo de regresión interactivo se introdujo con la siguiente ecuación :

$$DAFe = A * GAP + B * BM + C * GAP * BM$$

Utilizando la solución de descenso de gradiente y minimizando la función de costo, se estimaron los coeficientes de regresión de la ecuación:

Independent Variable	Regression Coefficient b(i)	Standard Error Sb(i)	Lower 95,0% Conf. Limit of β(i)	Upper 95,0% Conf. Limit of β(i)
GAP	0,0117264	0,002729637	0,006159266	0,01729353
BM	0,02181224	0,002354313	0,01701059	0,0266139
GAP*BM	-0,002136763	0,0005875509	-0,003335081	-0,0009384446

Seguidamente los resultados de la regresión para la ecuación se muestran aquí:

Item	Value	Rows	Value
Dependent Variable	FS	Rows Processed	112
Number Ind. Variables	3	Rows Filtered Out	0
Weight Variable	None	Rows with X's Missing	78
R ²	0,9274	Rows with Weight Missing	0
Adj R ²	0,9227	Rows with Y Missing	0
Coefficient of Variation	0,2913	Rows Used in Estimation	34
Mean Square Error	0,0009472883	Sum of Weights	34,000
Square Root of MSE	0,03077805		
Ave Abs Pct Error	24,035		
Completion Status	Normal Completion		

Finalmente, la ecuación de regresión para predecir FS se introduce en la ecuación siguiente:

$$DAFe = 0,01172 * GAP + 0,02181 * BM - 0,00213 * GAP * BM$$

El ROC-AUC de DAFe para predecir el PJF utilizando la ecuación anterior se muestran en la Figura 59.

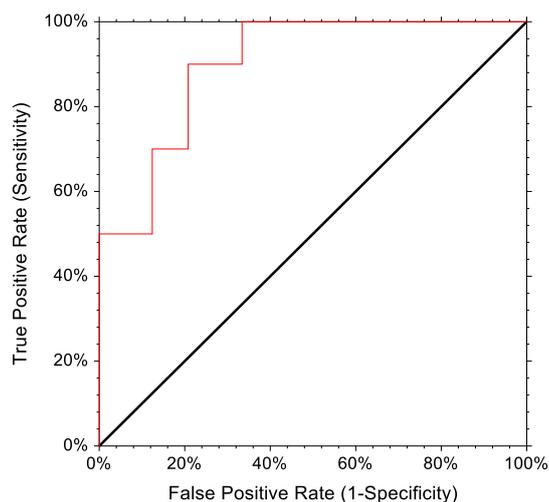


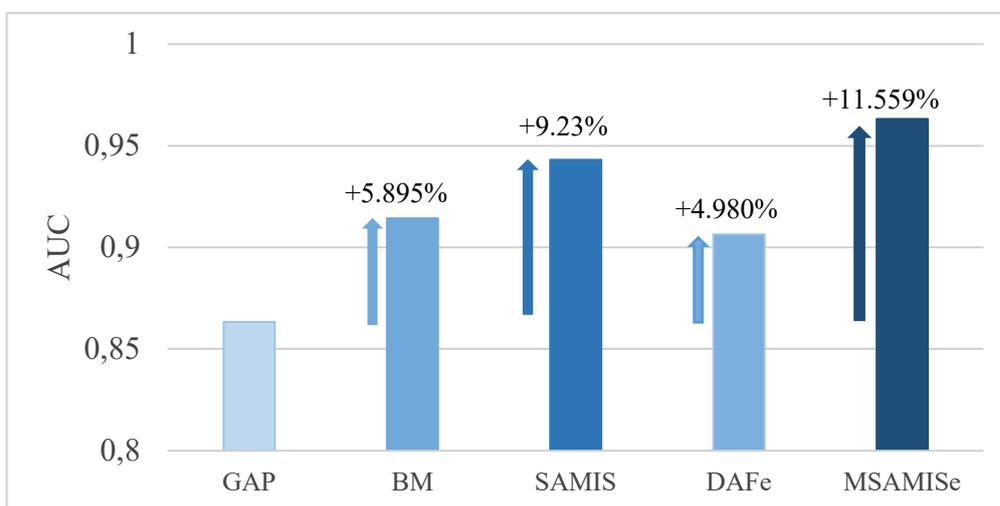
Figura 59: Análisis ROC-AUC de FS o DAF predicho

Los resultados muestran que el AUC de DAFe (DAF obtenido por regresión lineal) para 78 casos fue de 0,9064. El resultado no es tan alto como el de DAF obtenido por simulación (0.987) pero sigue siendo alto. El AUC, el error estándar y el intervalo de confianza del DAFe se presentan aquí:

Parámetros	AUC	Error estándar	Confianza Interval
DAFe	0,9064	0,0523	0,7317 a 0,9649

Los resultados muestran que el modelo de regresión de la DAFe basado en GAP y BM es un buen discriminador de PJF.

Dicho esto, a continuación mostramos los resultados de la validación interna (Fig. 62):



(Fig. 62: Capacidad discriminativa según validación interna, sobre 78 casos).

Tabla 20: Capacidad predictiva según validación interna, sobre 78 casos

Parameters	Accuracy	Standard Error	confidence interval
GAP (cut-off: 7)	0.8021	0.0871	0.77 to 0.92
FBI (cut-off: 30)	0.8135	0.0732	0.71 to 0.93
BM (cut-off: 6)	0.8531	0.0125	0.83 to 0.97
SAMIS (cut-off: 2.28)	0.8843	0.00764	0.87 to 0.98
FS (cut-off: 0.1056)	0.9412	0.000214	0.8871 to 0.9987
Predicted FS (Regression Model)	0.8235	0.0523	0.7317 to 0.9649
MSAMIS (Regression Model)	1	0.00003337	1

Los resultados mostraron que para el set de 78 casos se confirman los resultados obtenidos en los sets de entrenamiento. Los valores de DAFe y MSAMISe (MSAMIS obtenido a través de DAFe) son inferiores a los obtenidos por FEM pero siguen

siendo buenos. Esto es importante porque permiten su uso en la práctica clínica mientras que la DAF depende de un análisis de elementos finitos FEM.

En la tabla 21 resumimos los resultados de los parámetros analizados en este estudio:

Tabla 21. Análisis estadístico de descriptores de PJF:

<i>Parámetros</i>	<i>Capacidad discriminativa</i>	<i>Capacidad Predictiva</i>	<i>Valor umbral discriminativo</i>
GAP	0.8739	0.8021	7
FBI	0.8856	0.8135	30
BM	0.9216	0.8531	6
SAMIS	0.9502	0.8843	2.28
DAF	0.9875	0.9412	0.1056
DAF indirecta	0.9064	0.8235	0.1134
MSAMIS	1	1	0.33
MSAMIS indirecto	0.9632	0.9141	0.44

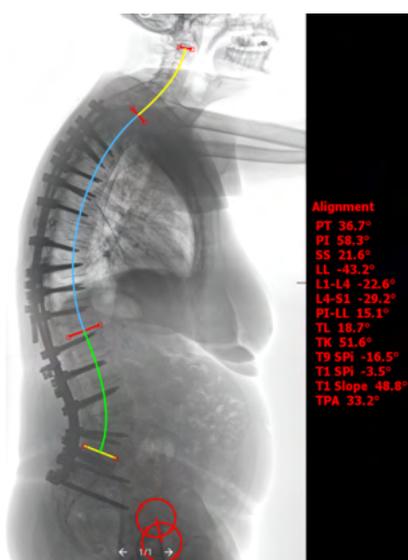
6.5 Validación de resultados externa.

Para validar los resultados obtenidos seleccionamos una muestra de pacientes de PSMAR para lo cuál el proceso fue el siguiente:

1. Selección de casos que cumplieran los criterios de inclusión del estudio.
2. Estudio de las imágenes mediante Rx tradicional 2D. Cálculo parámetros espinopelvicos mediante plataforma Surgimap. En esta muestra sí disponíamos de talla y peso medidas preoperatoriamente.
3. Aplicación de GAPs, FBI, BM, PS predicha, SAMIS, MSAMIS
4. Cálculo de la capacidad discriminativa y predictiva
5. Análisis de resultados.

Desafortunadamente sólo conseguimos 17 casos , 9 Controles y 8 PJJ, lo cual nos ha impedido completar el estudio de ROC AUC ya que se necesita un mínimo de 30. Sí podemos adelantar que el MSAMIS_e ha confirmado su elevada capacidad predictiva, en 16 casos de 17 (precisión de 0.94) , y una AUC de 0.96, resultados similares a nuestra validación interna, lo cual resulta esperanzador.

A continuación, en las figura 63 mostramos un ejemplo de evaluación. En verde se muestran los parámetros que indican caso control y en rojo los que indican PJJ.



PI	58
SS	21
LL	43
GT	29
Upper Level of Extension	T2
GAP score	7
FBI	26
BM	2.3
Predicted FS	0.0979
SAMIS	2.233
MSAMIS	0.1909

(Fig. 63: Se trata de un caso control con UIV en T2. 2 años `postop. Previamente había sido un caso de PJJ a nivel de T10 y T4 consecutivamente. A pesar de que el GAPs y SAMIS puntúan hacia PJJ el paciente se mantiene clínica y radiológicamente estable).

7. DISCUSION

7.1 GAP score (Global and Proportion Alignment score)

7.1.1 Revisión de la literatura.

7.1.1.1 Artículo original GAP score

- En 2017 Yilgor et al¹¹² publicó el desarrollo y validación del GAP score (ver página 41) a partir de una muestra de 222 pacientes con DCVA (Deformidad columna vertebral del adulto) y edad media de 52±19 años . Sobre una puntuación de 0-13 puntos, se definieron tres tipos de alineación vertebral: columna proporcionada (0-2pts), moderadamente desproporcionada (3-6 pts) y severamente desproporcionada (7-13 pts), se objetivó una correlación entre la puntuación y el porcentaje de complicaciones mecánicas, que fue de 6%, 47% y 95% respectivamente. Las complicaciones mecánicas descritas fueron 11% PJK, 15% PJF, 4% DJF, 19% rotura de barras, 8% otros, y 43% ≥ 2 complicaciones. Estableció una excelente capacidad predictiva para complicaciones mecánicas, con una AUC de 0.92. También se estableció una correlación clínica entre GAP score y parámetros de HRQOL. Como limitaciones del trabajo el propio autor manifiesta ser un trabajo retrospectivo, no tener en cuenta parámetros biológicos del paciente o variables relacionadas con la técnica quirúrgica y que no distingue entre las diferentes complicaciones mecánicas. A partir del artículo original han surgido publicaciones que de alguna manera lo avalan y otros lo ponen en cuestión.

7.1.1.2 Artículos favorables al GAP score

En un comentario editorial Polly¹⁷⁷ aplaude la iniciativa del grupo de trabajo de Yilgor pero alerta de que no contempla otros parámetros como las condiciones biológicas del individuo que puedan resultar determinantes en la ecuación final y que además requerirá una validación externa. A continuación exponemos lo que hemos encontrado en la Literatura en este sentido.

Ohba¹¹⁶ presenta un trabajo sobre 128 pacientes con DCVA y edad media de 71.1±7.1 años en el que muestra una correlación entre peores resultados de los parámetros espinopélvicos postoperatorios, especialmente el Global tilt y el GAP. También encuentra una relación lineal entre las grupos de GAP y el incremento del PJA a los dos años, siendo de 5.3-8-1-13-9º en los grupos proporcionado-moderadamente

desproporcionado-severamente desproporcionado respectivamente. Pero no encuentra relación entre GAP y rotura de barras, lo cual va en consonancia con nuestra opinión de que la rotura de barras tiene más relación con la técnica quirúrgica y fusión vertebral que con la alineación final. Por otro lado sí encuentra relación lineal entre el GAP y el resultado clínico funcional (escala de ODI).

Ham¹¹⁷ aplica el GAP sobre una población de mayor edad, 84 pacientes con edad media de 70.5 años. En este trabajo la potencia discriminativa es algo menor, con una AUC de 0,839. Establece una correlación univariante del GAP con las diferentes complicaciones mecánicas (complicaciones menores, mayores y PJJ) pero no con la tasa de reintervención quirúrgica.

Sun¹¹⁹ compara GAP y la clasificación de Roussouly en la predicción de complicaciones mecánicas de la escoliosis degenerativa en el paciente anciano. Utiliza una muestra de 80 pacientes con una edad media de 76 años. Concluyen que le GAP sí se correlaciona con la aparición de complicaciones mecánicas, no así la clasificación de Roussouly. Sin embargo su AUC es sólo del 0,669 . La explicación probablemente resida en que se contabiliza un 51% de complicaciones mecánicas de las cuales el 83% son relacionadas con el implante (mayoritariamente el aflojamiento de los tornillos) y este hecho parece guardar más relación con el estado biológico del paciente (osteoporosis) que con su alineación sagital. De hecho, el AUC del GAPs para las complicaciones relacionadas con el material es sólo del 0.555 mientras que para PJJ su AUC sube a 0,724.

Los autores anteriores apuntan la posibilidad de utilizar el GAP score como herramienta de planificación quirúrgica, no sólo como modelo predictivo.

Jacobs¹¹⁵ compara GAP y la clasificación SRS-Schwab. Sobre una muestra de 39 pacientes con DCVA y edad media de 60 años concluyen que la capacidad predictiva del GAP es sustancialmente mayor que la de la clasificación de Schwab, con una AUC de 0,86 y 0,69 respectivamente. Y establecen una relación lineal entre la puntuación del GAP y el riesgo de complicación mecánica (18% para GAP 2 y 90% para GAP 12). A pesar de que ambos modelos se basan en parámetros muy parecidos o superponibles, la ventaja del GAP parece venir por su interpretación personalizada de la PI.

Noh¹³⁸ propone implementar el IMC (peso) y la DMO (calidad ósea) para mejorar la capacidad predictiva del GAP y lo denomina GAPB. Estudian una muestra de 203 pacientes con edad media de 67 años. Cuantifican un 44% de complicaciones, de ellas un 67% PJK/PJJ. Compara la capacidad predictiva de la clasificación SRS-Schwab con

el GAP y el GAPB, siendo de 0,532 , 0,798 y 0,885 respectivamente. El AUC de GAPB sube a 0,95 en el set de validación. Con ello concluyen que implementar factores mecánicos como peso y calidad ósea mejoran significativamente la capacidad predictiva del GAP. Este resultado se acerca decididamente a nuestras tesis.

7.1.1.3 Artículos discordantes con el GAP score

Bari¹³⁵ realiza un análisis del GAP sobre 149 pacientes con DCVA y edad media de 57 años. Comparan su muestra con la del artículo original del GAP¹¹² y considera que son cohortes muy similares a excepción de que en la serie de Yilgor hay un 30% de pacientes ya intervenidos previamente contra un 59% del presente artículo. Presentan un 51% de complicaciones y 35% de reintervenciones. Concluyen que no encuentran relación alguna entre GAP y aparición de complicaciones mecánicas, con un AUC = 50, lo cuál traduce una capacidad predictiva nula¹⁷⁸. Pero si lo analizamos con detalle, del total de complicaciones (51%) un 38% son rotura de barras , que es una complicación más en relación con agresividad quirúrgica o con aspectos biológicos de consolidación que con una desalineación postoperatoria, que es quizás para lo que el GAP está concebido. En esta serie se realizaron un 57% de osteotomía PSO o tricolumnares , lo cuál ya cuadra con el elevado número de rotura de barras. Muestran “sólo” un 7% de PJJ lo cual parece coherente con un GAP postoperatorio medio de 4 y una porcentaje de pacientes severamente desproporcionados del 30%. Desde nuestro punto de vista estos resultados respaldan la idea de que es importante distinguir entre los diferentes tipos de complicación mecánica y refuerza nuestra decisión de centrarnos en el PJJ en este trabajo.

Yagi¹²⁴ realiza un estudio multicéntrico sobre la validez del GAP en la población asiática, realizado sobre 257 pacientes con DCVA. Concluye que no encuentran relación entre GAP y aparición de complicaciones mecánicas, con un AUC de 0,56. No encuentra relación entre los grupos con y sin complicaciones mecánicas. Dentro del grupo de complicaciones mecánicas la distribución no es lineal con la puntuación del GAP: Presenta un 44%, 33% y 53% de complicaciones mecánicas en los grupos proporcionados, moderadamente desproporcionados y severamente desproporcionados respectivamente. Pero si analizamos con detalle el artículo podemos entender unos resultados tan discordantes:

- Declaran un 41% de complicaciones mecánicas pero no dan más detalle.
- Las complicaciones se centran en el grupo de edad más avanzada (63 años vs 47 años).

- No detalla el tipo de intervención realizada pero destaca la tasa de DJK (Cifosis distal a la instrumentación) , que es más propia de la cirugía de la escoliosis idiopática del adulto.

En conjunto, consideramos que el grupo poblacional y el tipo de patología son sustancialmente diferentes a la población y patología prototípica de DCVA. A su vez nos lleva a la necesidad de estandarizar los criterios diagnósticos de deformidad del adulto.

Kwan¹³⁷ se propone realizar una validación externa sobre un total de 159 pacientes intervenidos de DCVA. Las características de la muestra es similar a la del artículo de Yilgor: La edad media es de 56 ± 14 años, 62% de pacientes con cirugía previamente realizada, 28% de complicaciones mecánicas: 11% PJK, 2% DJK, 19% otros. Un 75 % de osteotomías tricolumnares. No han encontrado correlación entre GAP y complicaciones mecánicas (AUC 0.60) ni con necesidad de cirugía de revisión (AUC 0.66). No encontramos una explicación evidente a la discordancia de estos resultados.

Wegner¹⁷⁹ aplica el GAP score a una muestra de 85 individuos sanos, con una edad media de $48 \pm$ años y los divide en dos grupos, individuos jóvenes < 60 años (39 ± 11) y mayores > 60 años (67 ± 5). La distribución por franjas del GAP, proporcionados-moderadamente desproporcionados-severamente desproporcionado es 74-20-6% respectivamente; y si lo analizamos por grupos de edad es de 79-21-0% en los < 60 años y 59-22-19% en los > 60 años respectivamente. Concluye que un número considerable de individuos sanos asintomáticos es moderada o severamente desproporcionado y que por tanto habría que reconsiderar el valor del GAP como modelo predictivo. A nuestro entender esta conclusión es errónea ya que el GAP está desarrollado como herramienta de aplicación postoperatoria y por tanto con una importante cantidad de niveles vertebrales instrumentados, lo cual es un escenario completamente distinto al que plantea el autor del artículo; al margen de las diferencias demográficas de los pacientes con DCVA candidatos a cirugía y la población sana. Pero este artículo refuerza otra vez nuestra idea de que el análisis de la deformidad y el equilibrio sagital debe incluir aspectos mecánicos no sólo parámetros morfológicos o geométricos. Secundariamente este artículo muestra que en el grupo de > 60 años se observa un empeoramiento de los valores de lordosis lumbar y global tilt respecto al grupo de < 60 años, lo cual confirma la historia natural del perfil sagital.

Ha¹⁸⁰ intenta aplicar el GAP de forma parcial e intraoperatoria y lo denomina iGAP: valora 3 parámetros intraoperatoriamente, edad, RLL y LDI y establece una puntuación de 0-7 considerando 0-2 puntos proporcionado, 3-5 puntos moderadamente

desproporcionado y 6-7 puntos severamente desproporcionado. Sobre una muestra de 48 pacientes con cualquier tipo de deformidad (sólo un 37% es degenerativa) y 52 años de edad media presenta una tasa de complicaciones mecánicas del 27%, sin encontrar ninguna relación entre iGAP y número de complicaciones mecánicas y concluye que no se puede utilizar como herramienta pronóstica. El tamaño de la muestra, su heterogeneidad y la metodología no le permiten dar más valor a este artículo.

7.1.2 Evaluación del GAP en este trabajo

A pesar de que el GAP está validado para la predicción de cualquier tipo de complicación mecánica en la cirugía de deformidad del adulto, en este estudio la muestra se centra en pacientes con desequilibrio sagital y en la capacidad predictiva del GAP concretamente para el PJF, no para el resto de complicaciones mecánicas. Este hecho introduce un sesgo a la hora de sacar conclusiones pero a la vez introduce mayor precisión a la hora de establecer su potencial predictivo para el PJF, principal complicación de la cirugía de la deformidad sagital del adulto.

Además, el GAP se ha evaluado en nuestro trabajo de dos maneras:

- Aplicación en nuestra cohorte y complementación con otros descriptores predictivos. Algo similar ya se ha realizado por otro autor, Noh¹³⁸, previamente.
- Estratificación del GAP en los diferentes sectores de la columna vertebral y según variaciones de carga mecánica. Esto no se ha realizado por ningún autor hasta el momento.

7.1.2.1 Resultados globales del GAP

Inicialmente se aplicó el GAP a 112 pacientes, de un total real de 99 pacientes. Eso quiere decir que 13 pacientes aplicaron dos veces tras ser sometidos a reintervenciones y disponer del suficiente seguimiento para realizarlo.

Los resultados han mostrado un AUC para el GAP de 0.8739, lo cual está en línea con lo publicado en la Literatura y lo coloca como un buen descriptor predictivo. El valor con mayor umbral discriminativo para dividir los grupos en PJF o control es de 7, con un índice de Youden de 0.5869 y una eficiencia de 0.802.

Si incorporamos el BM al GAP, obtenemos una AUC de 0.93, y si añadimos el FBI el AUC es de 0.95, lo cual está en la línea de nuestra hipótesis, de que el GAP puede mejorar su capacidad predictiva incorporando elementos mecánicos.

En este trabajo de, forma secundaria, intentamos evaluar la capacidad predictiva del GAP en relación con la escoliosis y ver si la presencia de ésta le restaba potencial. Sólo obtuvimos 17 casos con una escoliosis postoperatoria mayor de 30°. El GAP score medio en el grupo control fue de 4.6 y en el grupo de PJF fue de 11. La muestra es insuficiente para sacar ningún tipo de conclusión pero parece que la presencia de escoliosis residual postoperatoria sí pudiera interferir en la interpretación del GAP. Estudios más exhaustivos en esta línea podrán dar la respuesta.

7.1.2.2 Estratificación del GAP según nivel de UIV y cargas mecánicas

Nuestra teoría es que las instrumentaciones acabadas en la zona torácica alta tiene capacidad de soportar situaciones de desalineación sin llegar al PJF respecto a las instrumentaciones acabadas en la zona lumbar alta o en charnela toracolumbar. Eso podría provocar que el GAP subestimase errores de alineación a nivel lumbar o sobreestimase a nivel torácico alto. Por tanto, en este trabajo queríamos estudiar si los valores umbrales discriminativos del GAP podrían variar en función de la localización de la UIV e intentamos estratificar el valor discriminativo de PJF / control. Nuestros resultados son que si bien el valor global de la serie se sitúa en 7, desciende a 5 si la UIV se localiza en L2L3, y asciende a 9 si la UIV se localiza en T10T11 y a 10 si se ubica en T3T5. Pero la muestra es insuficiente para poder afirmar estadísticamente.

El siguiente paso fue utilizar nuestro modelo de elementos finitos FEM y plantear diferentes escenarios según 3 variables:

- GAP gradualmente incrementado de 1-4-6-9-13.
- Aplicación de cargas progresivas mediante un BM de 3.5-5-7.5 Nm en UIV+2
- Repetirlo en 2 escenarios: UIV en T10 y en T3.

Previamente se había establecido una correlación entre GAP score y DAF, o lo que es lo mismo entre PJF y umbral de fracaso de las FS (Fibers Strain) y el valor cut off discriminativo obtenido fue de 1.056.

Nuestros resultados apuntan a que:

- A nivel de T10 el GAP_1 tolera cargas de 7.5 Nm sin fracasar, el GAP_{4-6-9} fracasa con cargas de 7.5 Nm y el GAP_{13} fracasa con cargas mínimas de 5 Nm.
- A nivel de T3 el GAP_{1-4} tolera cargas de 7.5 Nm sin fracasar, y el GAP_{6-9-13} tolera cargas de 5 Nm.
- Por otro lado, se confirma un relación lineal entre GAP y aumento progresivo de la DAF así como del ROM (Range of Motion) a nivel de la UIV.

Estos datos confirman, al menos virtualmente, que el valor discriminativo predictor de PJJ puede variar en función de la ubicación de la UIV y de las cargas aplicadas.

7.1.3 Otros modelos predictivos

En los últimos 5 años han surgido otros modelos predictivos:

Scheer et al¹¹¹, desde el ISSG, publica en 2016 un modelo predictivo para PJJ basado en parámetros demográficos, radiológicos y quirúrgicos sobre una muestra de 510 pacientes intervenidos por DCVA y una edad media de 57.2 ± 14 años. Se sustenta sobre 13 variables, con 7 variables principales: edad, LIV, SVA preop, tipo de implante en UIV, UIV, PT preop y LL preop. Sorprendentemente ninguna de las variables hace referencia a la alineación postoperatoria. Utilizan un algoritmo predictivo basado en 5 modelos de árbol de decisión previamente diseñados según patrones de comportamiento reconocidos. Presentan unos excelentes resultados con una AUC de 0,89 y una precisión de 0.86 para predecir el PJJ. Los autores se defienden que el uso de algoritmos correctamente diseñados permite manejar la información y establecer modelos predictivos sin tener que depender de teorías que los propugnen. En el artículo no se describe el algoritmo y no hemos encontrado en la Literatura otros autores que lo hayan utilizado.

Pizones¹¹⁰ presenta en 2019 una serie de 96 pacientes intervenidos de DCVA con una edad media de 50.5 ± 18 años en la que relaciona la restauración de los valores ideales de Roussouly y la aparición de complicaciones mecánicas. Selecciona como variables principales la edad, GT, PT, UIV en charnela toracolumbar, fijación a pelvis y un mismatch postoperatorio de los parámetros de Roussouly. Contabiliza un 44.8% de mismatch entre los parámetros espinopélvicos postoperatorios obtenidos y los valores ideales publicados por Roussouly. Recoge un 39% de complicaciones mecánicas, siendo un 15% en los pacientes equilibrados y del 72% en pacientes con mismatch; del 95% en este subgrupo si edad > 50 años. En relación al mismatch ofrece peores resultados la sobrecorrección que la infracorrección, con un 77 y 58% de complicaciones mecánicas respectivamente. En resumen, este trabajo defiende la necesidad de obtener unos parámetros espinopélvicos postoperatorios ajustados a los criterios de Roussouly para evitar la aparición de complicaciones mecánicas.

Lafage¹⁰⁹ presenta en 2020 un modelo predictivo para detección de PJK sobre una muestra de 417 pacientes intervenidos de DCVA con una edad media de 57,8 años. El modelo se basa en 4 variables: Edad > 55 años, LIV en S1 o ilíaco, UIV en columna

torácica baja y $>10^\circ$ de reducción de la TK respecto al incremento de la LL. A cada variable se le otorga 1 punto excepto a la UIV en T7T12, que se le otorga 5 puntos. Muestra una relación lineal entre puntuación y tasa de PJK en 2 años, siendo del 17-29-40-53-69% si la puntuación es 1-2-3-4-5 respectivamente. El artículo no da resultados de AUC ni eficacia predictiva. Hace referencia a PJK pero no a PJF o cuántos de los pacientes con PJK se tuvo que reintervenir. Este modelo tampoco tiene en cuenta la alineación final más allá de la magnitud de la corrección de la lordosis lumbar. Aunque se establece una relación lineal entre el modelo y la aparición de PJK su interpretación no nos sirve para una ulterior planificación quirúrgica.

Yagi¹⁰⁸ presenta también en 2020 el PRISM, un modelo predictivo para detección de complicaciones mecánicas sobre una muestra de 321 pacientes intervenidos de DCVA con una edad media de 55 ± 19 años. Analizan las siguientes variables: Edad, género, IMC, DMO, consumo de tabaco, fragilidad, niveles de fusión, cirugía de revisión, osteotomía PSO, LIV, cirugías previas, alineación, GAP, Schwab, material de las barras. Tras un análisis de regresión logística multivariable construye un modelo basado en 6 variables: Edad ≥ 60 años, DMO < 1.5 DA, IMC > 25 , fragilidad, PT $>30^\circ$, LIV en pelvis. A cada variable le otorga 2 puntos excepto a la edad, 1 punto y a la PT 2 o 3 puntos si es $>20^\circ$ o $>30^\circ$ respectivamente. Según esto lo estratifica en 0-1 puntos, 2-4 puntos, 5-8 puntos y 9-12 puntos, que se traduce en riesgo bajo, moderado, alto o muy alto respectivamente. Se recoge un 40.5% de complicaciones mecánicas, con un 21% de PJK. Los resultados muestran un AUC de 0.81 en la muestra de entreno y un AUC de 0.86 en la muestra de test. Es otro buen modelo predictivo, basado en variables clínicas y con sólo una variable de alineación postoperatoria, el PT. Es un método sencillo, aplicable de forma preoperatoria y eficaz, pendiente de validación externa por otros autores.

A la luz de lo revisado en la Literatura el GAP se muestra como un buen modelo predictivo para las complicaciones mecánicas de la cirugía de la DCVA y el que mayor soporte ha recibido por otros autores. Por tanto parece razonable utilizarlo como gold standard o piedra de toque sobre el cual desarrollar nuevos descriptores mecánicos. Nuestro trabajo ha confirmado su buena capacidad predictiva del GAP selectivamente para el PJF y como mejora incorporándole descriptores mecánicos. El resto de modelos, aunque con resultados prometedores, ninguno de ellos ha recibido una validación externa de otros autores (por otro lado dichos modelos han surgido con posterioridad al inicio de esta trabajo). Es sorprendente como modelos predictivos tan

disparos, unos contruidos sobre parámetros geométricos de alineación vertebral postoperatoria y otros basados en variables clínicas preoperatorias ofrezcan resultados de capacidad predictiva similares. Este hecho confirma la multifactoriedad del equilibrio sagital de nuestros pacientes y la necesidad de profundizar en su conocimiento.

7.2 Descriptores mecánicos de PJJ

La literatura referente al PJJ coincide que en su fisiopatología juega un papel fundamental la concentración de cargas a nivel del extremo proximal de la instrumentación^{125-130,171}. En los últimos años han aparecido trabajos que además de una correcta planificación quirúrgica centran sus esfuerzos en reducir las cargas y tensiones a este nivel¹⁸¹⁻¹⁹⁰. Por ese motivo consideramos la importancia de introducir descriptores mecánicos que calculen dichas cargas: El BM calcula la carga mecánica recibida y la DAF la deformidad producida secundaria a esa carga, a nivel del disco intervertebral. Determinar sus umbrales de fracaso sobre pacientes reales nos puede acercar a conocer mejor, predecir y prevenir el PJJ.

7.2.1 Bending Moment (BM)

Roussouly¹⁹¹ en 2011 introduce un parámetro espinopélvico biomecánico, la contact force o fuerza de contacto, igual a la suma de la fuerza de la gravedad en un determinado punto y la tensión muscular que se opone en sentido contrario. Es un concepto similar al BM pero no llegó a cuantificar las cargas que se producían en un punto determinado de la columna. Sí sirvió para entender como en los modelos de columna vertebral hiperlordótico, con PI elevadas, la fuerza resultante o CF se expresaría en forma de deslizamiento (espondilolistesis) mientras que en los modelos hipolordóticos, con PI bajas, la fuerza resultante se traduciría en carga axial (discopatía degenerativa).

Le Huec et al publican un trabajo en dos partes en la que introducen el parámetro BM en la fisiopatología del PJJ:

En la primera parte, Le Huec¹⁹² destaca el papel del BM en la fisiopatología del PJJ, describe 20 Nm es el umbral de fractura de un cuerpo vertebral. En nuestro trabajo el valor umbral discriminativo del BM para PJJ es de 6 Nm. Esta disparidad con el trabajo de Le Huec puede deberse a errores metodológicos o

simplemente a que su modelo se realiza sobre una columna flexible y el nuestro sobre una columna transicional rígida-móvil y eso reduzca la capacidad del segmento de disipar las cargas¹⁹⁶. Park¹⁴³ muestra un aumento de las tensiones en los discos intervertebrales y vertebrales proximales a los niveles fusionados, bajo el efecto de un momento de flexión (BM) de 7,5 Nm aplicado a T12, valor similar a nuestro estudio. Zhang¹⁷³ publica que el momento máximo de flexión varía de 7.5 a 8 N.m en la sección torácica. Por lo tanto, el umbral actual de BM de 6 N.m parece cualitativamente razonable, ya que implica cargas más bajas que el BM fisiológico máximo. En nuestra muestra la altura media del paciente difirió entre los grupos de control y de casos PJF (Tabla 19) siendo más altos los pacientes del grupo PJF y por tanto con mayor BM lo cual coincide con Han et al¹⁷⁴ que detectaron una correlación aumento de BM con la altura del sujeto; esto es coherente ya que el BM depende de la masa (IMC) y el brazo de palanca, que es resultante de la deformidad y longitud de la columna vertebral. Hemos constatado una relación entre BM y la UIV Al estar directamente relacionado con la masa del individuo de forma segmentaria y ésta aumenta al descender en la columna vertebral es especialmente sensible para detectar PJF en segmentos toracolumbares y quizás algo menos en segmentos torácicos altos. De alguna manera “compensa” al GAP, que parece que su umbral predictor cambia dependiendo del nivel instrumentado y que que aumenta a nivel que ascendemos en el nivel de fijación. Eso explicaría que de alguna manera sobreestime el riesgo de PJF en instrumentaciones torácicas altas y que en algunos trabajos se ponga en duda su capacidad predictiva. Sin embargo, en nuestro trabajo no hemos podido confirmar estadísticamente este aparente variación del umbral predictivo de fracaso.

En la segunda parte Faundez¹⁹⁴, sobre 12 casos analizados con sistema EOS, calculan el BM a todos los niveles vertebrales y constatan que el PJF se produce a nivel de la vértebra con máximo BM, o una vértebra por encima de dicho nivel. El cálculo del BM lo realizan basándose en los resultados del trabajo en cadáver humano de Meeh¹⁹⁵.

Podemos afirmar que este trabajo es el primero en la Literatura en utilizar BM como descriptor predictivo de PJF. Su valor umbral se coloca en 6 Nm que podemos entender como valor de carga máxima a partir de la cual hay riesgo de fallo mecánico. El BM, por sí solo ya presenta una AUC de 0.9216 lo que le otorga un poder discriminativo para PJF superior al GAP. Si lo incorporamos al GAP junto al FBI (SAMIS score) conseguimos una AUC de 0.9502. Su precisión

o capacidad predictiva es de 0,8531 lo que lo convierte en una buena herramienta predictiva y de fácil cálculo para su uso en la práctica clínica.

7.2.2 DAF (Deformation of Annulus Fibers).

Zhang¹⁷³ lleva a cabo el mayor esfuerzo hasta el momento para analizar los rangos de movimientos y cargas de los discos intervertebrales. Reúne 45 estudios experimentales sobre 518 cadáveres y 1648 discos intervertebrales. En ellos analiza el momento de rotación en diferentes escenarios: Flexo/ extensión, lateralización y rotación. Es un trabajo que debe ser referente para realizar estudios de biomecánica de la columna vertebral. No analiza la DAF

Zhu¹⁴² analiza también las cargas sobre el anillo discal en casos de PJF pero lo analiza en forma de cargas axiales(Mpa) , no valora la DFA

Park¹⁴³ realiza un trabajo sobre FEM e los que valora las cargas y tensiones a nivel de la UIV mediante los siguientes parámetros: Cargas sobre el cuerpo de UIV, tensiones en el annulus discal y cuerpo vertebral, ROM a nivel del segmento UI V-UIV+1, y cargas axiales sobre el tornillo pedicular. Se prueba sobre 9 modelos de diferente longitud de instrumentación entre L2 y S1 y se concluye que todos los parámetros aumentan con el aumento de longitud de la instrumentación y especialmente si se fija S1. Cuando se fija L3S1, a nivel de UIV el ROM aumenta un 85%, El stress en el annulus aumenta un 355% y un 517% en flexión y extensión respectivamente, y un 209.7% y 727% respectivamente, a nivel del cuerpo vertebral. Para sus cálculos utiliza 7.5 Nm aplicado sobre T12, lo cuál coincide bastante con nuestro valor umbral de con un valor umbral de 6 Nm para discriminar.

Hemos visto la mayoría de los autores, al estudiar la fisiopatología del PJF, se centran fundamentalmente en calcular las cargas y tensiones sobre las estructuras osteodiscoligamentosas del extremo de la instrumentación. Eso lo refleja bien el BM. Pero nos interesó la perspectiva de Hashimoto¹⁷¹, que destaca el papel del exceso de movilidad a nivel de UIV-UIV+1 como desencadenante del PJF. Por tanto nos planteamos estudiar los cambios a nivel del disco en términos de deformidad más que de cargas mecánicas recibidas.

Nuestro trabajo es el primero que utiliza las DAF como descriptor predictivo para PJF. . A la luz de los resultados podemos afirmar que la DAF por sí misma presenta una capacidad discriminativa excelente con una AUC de 0.975, superando la capacidad predictiva del resto de descriptores estudiados. Si la integramos al resto de descriptores, en el modelo MSAMIS, su AUC es de 1. Su capacidad predictiva también son las mayores encontradas hasta el momento, siendo de 0.9412 y 1 respectivamente. Sin embargo su cálculo exige un análisis mediante FEM lo cuál hoy por hoy no es factible para la práctica clínica. Por tanto analizamos la DAF_e o DAF estimada a partir de los datos de GAP-BM-SAMIS, sí disponibles mediante radiología convencional. El DAF_e presenta un poder discriminativo y predictivo de 0.9064 y 0.8235 respectivamente. Son valores a la DAF obtenida por FEM pero siguen siendo buenos como elemento predictivo. Los valores para el MSAMIS_e son de 0.9412 y 1 respectivamente. A pesar de que estos resultados colocan a DAF (como descriptor único) y MSAMIS (como modelo predictivo) como las mejores herramientas predictivas para PJF necesitamos trabajos de validación externa que corroboren nuestros resultados

7.3 Modelo estadístico de forma (SSM) / Modelo de Elementos finitos (FEM) y columna vertebral.

He²⁰³ utiliza el FEM para el análisis biomecánico de un nuevo sistema de instrumentación vertebral respecto a otro ya existente. Aplica 10 Nm sobre el extremo proximal de la instrumentación para simular flexión, extensión, lateralización y rotación axial y calcula cargas axiales, cargas en flexión y tensiones. Proponen el FEM como herramienta de simulación para uso clínico.

Aubin²⁰⁴ realiza una simulación de técnica quirúrgica mediante FEM sobre 10 casos de escoliosis idiopática ya intervenidos, se aplican el mismo tipo de intervención de a través de la simulación y se consiguen resultados prácticamente idénticos a los obtenidos en la vida real.

Ignasiak¹⁹⁶ realiza un estudio mediante FEM, analiza el efecto de la longitud de la fusión sobre UIV: compara 32 escenarios, uno sin instrumentar, otros 15 modelos desde L5 a T2 y 16 modelos de S1 a T2. Resulta evidente que tanto el ROM, las cargas axiales como las cargas de deslizamiento aumentan en la UIV

a medida que aumenta la longitud de la instrumentación. Destaca la utilidad del FEM para este tipo de estudios pero reconoce las limitaciones propias de un modelo teórico y anuncia que “en el futuro el modelo FEM se debería adaptar a pacientes específicos”.

Pasha²⁰² realiza un estudio FEM paciente específico sobre 34 pacientes con escoliosis y un grupo control de 12 individuos sanos. Calcula las cargas sobre el platillo superior de S1 y determina que en los casos con curvas torácicas derechas las cargas se desplazan un 82% hacia el platillo superior derecho y en las curvas toracolumbares o lumbares izquierdas se desplazan un 91% sobre el platillo superior izquierdo de S1.

Sappin-de Brosses²⁰¹ realiza un estudio FEM sobre paciente específico: analiza la resistencia mecánica del cuerpo vertebral a cargas axiales. Calcula las cargas únicamente sobre una vértebra torácica y otra lumbar. Compara los resultados 6 FEM basado en los datos de 14 pacientes mediante un mallado a partir de imágenes 3D del sistema EOS.. Concluye que el error predictivo descendió de 43% a 16% cuando se realiza un análisis FEM puramente experimental o basado en pacientes específicos respectivamente por lo que destaca la importancia de realizar los estudios de FEM sobre paciente específico.

Cammarata¹⁹⁷ realiza un estudio FEM sobre 6 pacientes con escoliosis del adulto y valora determinados gestos quirúrgicos para reducir las tensiones a nivel de la UIV: Concluye que la lesión de los elementos posteriores (facetas y ligamentos) aumentan un 53° el PJA, un 22% las fuerzas de flexión y un 83% el momento de fuerza. Por el contrario, la utilización de ganchos en lugar de tornillos pediculares y la reducción del diámetro de la barra (barra de transición) reduce las cargas un 26% y un 8% respectivamente.

Zhu¹⁴² realiza el primer estudio de FEM paciente específico sobre PJF: se construye un modelo sobre el TAC de un individuo sano y se crean 10 modelos de fijación toracolumbar T2L5 con diferentes niveles de instrumentación para cálculos de cargas sobre UIV y UIV+1: stress en el annulus discal, en los ligamentos posteriores, en el cuerpo vertebral. Concluye que se producen 2 picos de stress, a nivel de L2 y T2, con un incremento de cargas de un 167% (7.41 Mpa) y un 175% (10.69 Mpa) respectivamente. Pero aporta resultados

contradictorios con lo reportado en la literatura lo cuál indica la debilidad del modelo.

Park¹⁴³, a través de simulaciones con un modelo de elementos finitos T12-S1, constatan un aumento de las tensiones en los discos intervertebrales y vertebrales proximales los niveles fusionados, bajo el efecto de un momento de flexión (BM) de 7,5 N.m aplicado a T12.. Zhang¹⁷³ también encontró que el momento máximo de flexión varía de 7.5 a 8 Nm en el segmento torácico. En nuestro estudio el umbral discriminativo del BM para PJF es de 6 Nm, lo cual es coincidente con estos resultados.

Galbusera²⁰³ realiza un trabajo de planificación y ejecución quirúrgica utilizando la plataforma EOS y recreando la simulación a través de FEM. Realiza un test de prueba sobre un caso de espondilolistesis L3L4. El programa de simulación no indica qué técnica realizar pero sí calcula las cargas y tensiones que pueden soportar tanto las estructuras anatómicas como la instrumentación.

Hasta el momento, pues, los trabajos de FEM realizados a nivel de columna vertebral han sido modelos de simulación teóricos para calcular diferentes tipos de instrumentación, cálculo de tensiones en diferentes conformaciones de instrumentación o modelos paciente específico sobre uno o pocos casos.

Nuestro trabajo es el primero en la combinación de unir SSM y FEM y de utilizarlos como herramientas útiles para la predicción de PJF. Aporta 3 hechos a destacar:

- Mediante la creación de un modelo estadístico de forma (SSM) a partir de una muestra de pacientes suficientemente grande y específica, con deformidad sagital, conseguimos un modelo que recoge todas las variantes de deformidad posible. El modelo estadístico de forma recoge los 10 modos más representativos de la deformidad (SVA, lordosis lumbar, cifosis torácica, retroversión pélvica, escoliosis, etc).. Una vez se traslada el modelo SSM al modelo de elementos finitos FEM podemos realizar las simulaciones que consideremos.

Hasta aquí podemos decir que hemos realizado un estudio clásico de FEM, con resultados más o menos fiables según la calidad de construcción del modelo y los datos de la muestra.

- Al disponer de una muestra suficientemente grande nos permite validar el modelo sobre pacientes que ya conocemos su evolución o para predecir o planificar nuevos pacientes.
- Quizás lo más relevante es que podemos realizar simulaciones sobre pacientes específicos con deformidad vertebral porque el modelo SSM nos lo acepta, integra los parámetros específicos del paciente y los traslada al modelo FEM. En nuestro caso hemos realizado esa fase de validación sobre 17 pacientes ajenos al estudio y aunque el modelo ha discriminado correctamente 16 de 17 casos, no es muestra suficiente para poder sacar conclusiones estadísticamente significativas. Creemos que hemos dado un paso adelante acercando el mundo virtual de los elementos finitos a la realidad de los pacientes. La integración de variables todavía poco estudiadas como la sarcopenia, la osteoporosis, la distribución de la grasa corporal, los factores dinámicos (coordinación, deambulación, posturagrafía) seguro que permitirán el desarrollo de herramientas de planificación y predicción cada vez más útiles.

8 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Este trabajo presenta al menos 3 limitaciones a tener en cuenta:

1. El seguimiento mínimo postoperatorio de los pacientes control fue de 12 meses, cuando. Los trabajos sobre PJJ marcan un seguimiento mínimo de 24 meses, pero Es sabido que el PJJ se produce mayoritariamente en los primeros 6 meses postoperatorios y pocos casos más allá de los 12 meses. Pero es cierto que sí se puede producir algún caso y que por tanto pudiera influir en la categorización de los pacientes.
2. No disponer de datos clínicos del paciente puede suponer una pérdida significativa de información para construir nuestro modelo predictivo. La talla y el peso lo obtuvimos indirectamente a través de las imágenes de Rx pero otros parámetros como DMO se nos han escapado en este trabajo.
3. El propio proceso de modelaje de forma estadístico y de elementos finitos no dejan de ser marcos teóricos. Por ejemplo, el modelo de elementos finitos FEM no contempla la actividad muscular que contrarresta las cargas anteriores (expresado fundamentalmente por el BM). A día de hoy no existe ningún modelo teórico o práctico que permita valorar y cuantificar el trabajo muscular del tronco; con casi toda seguridad el estudio dinámico del desequilibrio sagital de la columna vertebral será la asignatura pendiente en los próximos años.

9 CONCLUSIONES

La integración de descriptores biomecánicos como el BM (Bending Moment o momento de fuerza) y la DAF (Deformation of Annulus Fibers o deformación de las fibras del annulus del disco vertebral) aumenta significativamente la capacidad discriminativa predictiva para PJF de los modelos predictivos geométricos o morfológicos actuales.

La DAF como elemento aislado y el SAMIS como modelo predictivo han demostrado la mayor capacidad discriminativa predictiva para PJF de todos los descriptores predictivos evaluados en el trabajo y de los encontrados en la Literatura

El empleo de un modelo de elementos finitos (FEM) basado en un modelo de forma estadístico (SSM) paciente específico con deformidad de columna vertebral del adulto (DCVA) permite realizar trabajos de simulación que pueden resultar efectivos en la toma de decisiones clínicas.

10 BIBLIOGRAFIA

1. Youssef JA, Orndorff DO, Patty CA, Scott MA, Price HL, Hamlin LF, Williams TL, Uribe JS, Deviren V. Current status of adult spinal deformity. *Global Spine J.* 2013 Mar;3(1):51-62. doi: 10.1055/s-0032-1326950. Epub 2012 Oct 5. PMID: 24436852; PMCID: PMC3856386.
2. Aebi M. The adult scoliosis. *Eur Spine J.* 2005 Dec;14(10):925-48. doi: 10.1007/s00586-005-1053-9. Epub 2005 Nov 18. PMID: 16328223.
3. Lowe T, Berven SH, Schwab FJ, Bridwell KH. The SRS classification for adult spinal deformity: building on the King/Moe and Lenke classification systems. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006 Sep 1;31(19 Suppl):S119-25. doi: 10.1097/01.brs.0000232709.48446.be. PMID: 16946628.
4. Schwab F, Ungar B, Blondel B, Buchowski J, Coe J, Deinlein D, DeWald C, Mehdian H, Shaffrey C, Tribus C, Lafage V. Scoliosis Research Society-Schwab adult spinal deformity classification: a validation study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2012 May 20;37(12):1077-82. doi: 10.1097/BRS.0b013e31823e15e2. PMID: 22045006.
5. Diebo BG, Shah NV, Boachie-Adjei O, Zhu F, Rothenfluh DA, Paulino CB, Schwab FJ, Lafage V. Adult spinal deformity. *Lancet.* 2019 Jul 13;394(10193):160-172. doi: 10.1016/S0140-6736(19)31125-0. Epub 2019 Jul 11. PMID: 31305254.
6. Ames CP, Scheer JK, Lafage V, Smith JS, Bess S, Berven SH, Mundis GM, Sethi RK, Deinlein DA, Coe JD, Hey LA, Daubs MD. Adult Spinal Deformity: Epidemiology, Health Impact, Evaluation, and Management. *Spine Deform.* 2016 Jul;4(4):310-322. doi: 10.1016/j.jspd.2015.12.009. Epub 2016 Jun 16. PMID: 27927522.
7. Le Huec JC, Saddiki R, Franke J, Rigal J, Aunoble S. Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):558-63. doi: 10.1007/s00586-011-1939-7. Epub 2011 Aug 2. PMID: 21809013; PMCID: PMC3175916.
8. Dubousset J, Weinstein S (1994) *The pediatric spine: principles and practice.* Three-dimensional Anal Scoliotic Deform 479:496.

9. Selby M, Gillette A, Raval Y, Taufiq M, Sampson M. Modern Medical Consequences of the Ancient Evolution of a Long, Flexible Lumbar Spine. *Journal of Osteopathic Medicine*. 2019;119(9): 622-630. <https://doi.org/10.7556/jaoa.2019.105>
10. 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(2):99-103. doi: 10.1007/s005860050038. PMID: 9629932; PMCID: PMC3611230.
11. Place HM, Hayes AM, Huebner SB, Hayden AM, Israel H, Brechbuhler JL. Pelvic incidence: a fixed value or can you change it? *Spine J*. 2017 Oct;17(10):1565-1569. doi: 10.1016/j.spinee.2017.06.037. Epub 2017 Jun 29. PMID: 28669858.
12. Morvan, Gérard & Mathieu, Philippe & Vuillemin, Valérie & Guerini, Henri & Bossard, Philippe & Zeitoun, Frédéric & Wybier, Marc. (2011). Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 20 Suppl 5. 602-8. 10.1007/s00586-011-1927-y.
13. Celestre PC, Dimar JR 2nd, Glassman SD. Spinopelvic Parameters: Lumbar Lordosis, Pelvic Incidence, Pelvic Tilt, and Sacral Slope: What Does a Spine Surgeon Need to Know to Plan a Lumbar Deformity Correction? *Neurosurg Clin N Am*. 2018 Jul;29(3):323-329. doi: 10.1016/j.nec.2018.03.003. PMID: 29933800.
14. Barrey, Cédric & Darnis, Alice. (2015). Current strategies for the restoration of adequate lordosis during lumbar fusion. *World journal of orthopedics*. 6. 117-126. 10.5312/wjo.v6.i1.117.
15. Klineberg E, Schwab F, Smith JS, Gupta MC, Lafage V, Bess S. Sagittal spinal pelvic alignment. *Neurosurg Clin N Am*. 2013 Apr;24(2):157-62. doi: 10.1016/j.nec.2012.12.003. PMID: 23561554.
16. Ozer A.F., Kaner T., Bozdoğan Ç. Sagittal Balance in the Spine. *Turkish Neurosurgery*, 2014, vol. 24, Suppl. 1, pp. 13-19.
17. Boissière L, Bourghli A, Vital JM, Gille O, Obeid I. The lumbar lordosis index: a new ratio to detect spinal malalignment with a therapeutic impact for sagittal balance correction decisions in adult scoliosis surgery. *Eur Spine J*. 2013 Jun;22(6):1339-

45. doi: 10.1007/s00586-013-2711-y. Epub 2013 Feb 15. PMID: 23412086; PMCID: PMC3676576
18. Protopsaltis T, Schwab F, Bronsard N, Smith JS, Klineberg E, Mundis G, Ryan DJ, Hostin R, Hart R, Burton D, Ames C, Shaffrey C, Bess S, Errico T, Lafage V; International Spine Study Group. The T1 pelvic angle, a novel radiographic measure of global sagittal deformity, accounts for both spinal inclination and pelvic tilt and correlates with health-related quality of life. *J Bone Joint Surg Am*. 2014 Oct 1;96(19):1631-40. doi: 10.2106/JBJS.M.01459. PMID: 25274788.
19. Scheer JK, Tang JA, Smith JS, Acosta FL Jr, Protopsaltis TS, Blondel B, Bess S, Shaffrey CI, Deviren V, Lafage V, Schwab F, Ames CP; International Spine Study Group. Cervical spine alignment, sagittal deformity, and clinical implications: a review. *J Neurosurg Spine*. 2013 Aug;19(2):141-59. doi: 10.3171/2013.4.SPINE12838. Epub 2013 Jun 14. PMID: 23768023.
20. Obeid I, Boissière L, Yilgor C, Larrieu D, Pellisé F, Alanay A, Acaroglu E, Perez-Grueso FJ, Kleinstück F, Vital JM, Bourghli A; European Spine Study Group, ESSG. Global tilt: a single parameter incorporating spinal and pelvic sagittal parameters and least affected by patient positioning. *Eur Spine J*. 2016 Nov;25(11):3644-3649. doi: 10.1007/s00586-016-4649-3. Epub 2016 Jun 20. PMID: 27323962.
21. Diebo BG, Oren JH, Challier V, Lafage R, Ferrero E, Liu S, Vira S, Spiegel MA, Harris BY, Liabaud B, Henry JK, Errico TJ, Schwab FJ, Lafage V. Global sagittal axis: a step toward full-body assessment of sagittal plane deformity in the human body. *J Neurosurg Spine*. 2016 Oct;25(4):494-499. doi: 10.3171/2016.2.SPINE151311. Epub 2016 May 20. PMID: 27203811.
22. Amabile C, Pillet H, Lafage V, Barrey C, Vital JM, Skalli W. A new quasi-invariant parameter characterizing the postural alignment of young asymptomatic adults. *Eur Spine J*. 2016 Nov;25(11):3666-3674. doi: 10.1007/s00586-016-4552-y. Epub 2016 Apr 7. PMID: 27055441
23. Roussouly P, Berthonnaud E, Dimnet J. Analyse géométrique et mécanique de la lordose lombaire dans une population de 160 adultes asymptomatiques: essai de classification [Geometrical and mechanical analysis of lumbar lordosis in an asymptomatic population: proposed classification]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2003 Nov;89(7):632-9. French. PMID: 14699309.

24. 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 Feb 1;30(3):346-53. doi: 10.1097/01.brs.0000152379.54463.65. PMID: 15682018.
25. Laouissat F, Sebaaly A, Gehrchen M, Roussouly P. Classification of normal sagittal spine alignment: refounding the Roussouly classification. *Eur Spine J*. 2018 Aug;27(8):2002-2011. doi: 10.1007/s00586-017-5111-x. Epub 2017 Apr 28. PMID: 28455623.
26. Le Huec JC, Thompson W, Mohsinaly Y, Barrey C, Faundez A. Sagittal balance of the spine. *Eur Spine J*. 2019 Sep;28(9):1889-1905. doi: 10.1007/s00586-019-06083-1. Epub 2019 Jul 22. Erratum in: *Eur Spine J*. 2019 Aug 26;: PMID: 31332569.
27. Battié MC, Videman T, Parent E. Lumbar disc degeneration: epidemiology and genetic influences. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004 Dec 1;29(23):2679-90. doi: 10.1097/01.brs.0000146457.83240.eb. PMID: 15564917.
28. Barrey C, Jund J, Nosedá O, Roussouly P. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *Eur Spine J*. 2007 Sep;16(9):1459-67. doi: 10.1007/s00586-006-0294-6. Epub 2007 Jan 9. PMID: 17211522; PMCID: PMC2200735.
29. Le Huec JC, Charosky S, Barrey C, Rigal J, Aunoble S. Sagittal imbalance cascade for simple degenerative spine and consequences: algorithm of decision for appropriate treatment. *Eur Spine J*. 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):699-703. doi: 10.1007/s00586-011-1938-8. Epub 2011 Aug 3. PMID: 21811823; PMCID: PMC3175932.
30. Shiba Y, Taneichi H, Inami S, Moridaira H, Takeuchi D, Nohara Y. Dynamic global sagittal alignment evaluated by three-dimensional gait analysis in patients with degenerative lumbar kyphoscoliosis. *Eur Spine J*. 2016 Aug;25(8):2572-9. doi: 10.1007/s00586-016-4648-4. Epub 2016 Jun 6. PMID: 27272276.
31. Bae J, Theologis AA, Jang JS, Lee SH, Deviren V. Impact of Fatigue on Maintenance of Upright Posture: Dynamic Assessment of Sagittal Spinal Deformity Parameters After Walking 10 Minutes. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2017 May 15;42(10):733-739. doi: 10.1097/BRS.0000000000001898. PMID: 27617839

32. Sasaki E, Sasaki S, Chiba D, Yamamoto Y, Nawata A, Tsuda E, Nakaji S, Ishibashi Y. Age-related reduction of trunk muscle torque and prevalence of trunk sarcopenia in community-dwelling elderly: Validity of a portable trunk muscle torque measurement instrument and its application to a large sample cohort study. *PLoS One*. 2018 Feb 22;13(2):e0192687. doi: 10.1371/journal.pone.0192687. PMID: 29471310; PMCID: PMC5823615.
33. Moal B, Bronsard N, Raya JG, Vital JM, Schwab F, Skalli W, Lafage V. Volume and fat infiltration of spino-pelvic musculature in adults with spinal deformity. *World J Orthop*. 2015 Oct 18;6(9):727-37. doi: 10.5312/wjo.v6.i9.727. PMID: 26495250; PMCID: PMC4610915.
34. Eleswarapu A, O'Connor D, Rowan FA, Van Le H, Wick JB, Javidan Y, Rolando R, Klineberg EO. Sarcopenia Is an Independent Risk Factor for Proximal Junctional Disease Following Adult Spinal Deformity Surgery. *Global Spine J*. 2022 Jan;12(1):102-109. doi: 10.1177/2192568220947050. Epub 2020 Aug 30. PMID: 32865046.
35. Kanekar N, Aruin AS. Aging and balance control in response to external perturbations: role of anticipatory and compensatory postural mechanisms. *Age (Dordr)*. 2014 Jun;36(3):9621. doi: 10.1007/s11357-014-9621-8. Epub 2014 Feb 16. PMID: 24532389; PMCID: PMC4082574.
36. Lee JS, Lee HS, Shin JK, Goh TS, Son SM. Prediction of sagittal balance in patients with osteoporosis using spinopelvic parameters. *Eur Spine J*. 2013 May;22(5):1053-8. doi: 10.1007/s00586-013-2672-1. Epub 2013 Jan 25. PMID: 23354778; PMCID: PMC3657054.
37. Fechtenbaum J, Etcheto A, Kolta S, Feydy A, Roux C, Briot K. Sagittal balance of the spine in patients with osteoporotic vertebral fractures. *Osteoporos Int*. 2016 Feb;27(2):559-67. doi: 10.1007/s00198-015-3283-y. Epub 2015 Aug 14. PMID: 26272312.
38. Gupta A, Cha T, Schwab J, Fogel H, Tobert D, Razi AE, Hecht A, Bono CM, Hershman S. Osteoporosis increases the likelihood of revision surgery following a long spinal fusion for adult spinal deformity. *Spine J*. 2021 Jan;21(1):134-140. doi: 10.1016/j.spinee.2020.08.002. Epub 2020 Aug 10. PMID: 32791242.

39. Schwab F, Dubey A, Gamez L, El Fegoun AB, Hwang K, Pagala M, Farcy JP. Adult scoliosis: prevalence, SF-36, and nutritional parameters in an elderly volunteer population. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 May 1;30(9):1082-5. doi: 10.1097/01.brs.0000160842.43482.cd. PMID: 15864163.
40. Kebaish KM, Neubauer PR, Voros GD, Khoshnevisan MA, Skolasky RL. Scoliosis in adults aged forty years and older: prevalence and relationship to age, race, and gender. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Apr 20;36(9):731-6. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181e9f120. PMID: 20881515.
41. Ames CP, Scheer JK, Lafage V, Smith JS, Bess S, Berven SH, Mundis GM, Sethi RK, Deinlein DA, Coe JD, Hey LA, Daubs MD. Adult Spinal Deformity: Epidemiology, Health Impact, Evaluation, and Management. *Spine Deform*. 2016 Jul;4(4):310-322. doi: 10.1016/j.jspd.2015.12.009. Epub 2016 Jun 16. PMID: 27927522.
42. Bess S, Line B, Fu KM, McCarthy I, Lafage V, Schwab F, Shaffrey C, Ames C, Akbarnia B, Jo H, Kelly M, Burton D, Hart R, Klineberg E, Kebaish K, Hostin R, Mundis G, Mummaneni P, Smith JS; International Spine Study Group. The Health Impact of Symptomatic Adult Spinal Deformity: Comparison of Deformity Types to United States Population Norms and Chronic Diseases. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016 Feb;41(3):224-33. doi: 10.1097/BRS.0000000000001202. PMID: 26571174; PMCID: PMC4718181.
43. Pellisé F, Vila-Casademunt A, Ferrer M, Domingo-Sàbat M, Bagó J, Pérez-Gruoso FJ, Alanay A, Mannion AF, Acaroglu E; European Spine Study Group, ESSG. Impact on health related quality of life of adult spinal deformity (ASD) compared with other chronic conditions. *Eur Spine J*. 2015 Jan;24(1):3-11. doi: 10.1007/s00586-014-3542-1. Epub 2014 Sep 14. PMID: 25218732.
44. Glassman SD, Berven S, Bridwell K, Horton W, Dimar JR. Correlation of radiographic parameters and clinical symptoms in adult scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 Mar 15;30(6):682-8. doi: 10.1097/01.brs.0000155425.04536.f7. PMID: 15770185.
45. Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, Boachie-Adjei O, Burton DC, Akbarnia BA, Mundis GM, Ames CP, Kebaish K, Hart RA, Farcy JP, Lafage V; International Spine Study Group (ISSG). Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective

- multicenter analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013 Jun 1;38(13):E803-12. doi: 10.1097/BRS.0b013e318292b7b9. PMID: 23722572.
46. Lamartina C, Berjano P. Classification of sagittal imbalance based on spinal alignment and compensatory mechanisms. *Eur Spine J*. 2014 Jun;23(6):1177-89. doi: 10.1007/s00586-014-3227-9. Epub 2014 Feb 28. PMID: 24682355.
47. Garbossa D, Pejrona M, Damilano M, Sansone V, Ducati A, Berjano P. Pelvic parameters and global spine balance for spine degenerative disease: the importance of containing for the well being of content. *Eur Spine J*. 2014 Oct;23 Suppl 6:616-27. doi: 10.1007/s00586-014-3558-6. Epub 2014 Sep 12. PMID: 25212448.
48. Galbusera F, Bassani T, Stucovitz E, Martini C, Ismael Aguirre MF, Berjano PL, Lamartina C. Surgical treatment of spinal disorders in Parkinson's disease. *Eur Spine J*. 2018 Feb;27(Suppl 1):101-108. doi: 10.1007/s00586-018-5499-y. Epub 2018 Feb 3. PMID: 29397444.)
49. Brodell JD Jr, Sulovari A, Bernstein DN, Mongiovi PC, Ciafaloni E, Rubery PT, Mesfin A. Dropped Head Syndrome: An Update on Etiology and Surgical Management. *JBJS Rev*. 2020 Jan;8(1):e0068. doi: 10.2106/JBJS.RVW.19.00068. PMID: 32105239.
50. Morvan G, Mathieu P, Vuillemin V, Guerini H, Bossard P, Zeitoun F, Wybier M. Standardized way for imaging of the sagittal spinal balance. *Eur Spine J*. 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):602-8. doi: 10.1007/s00586-011-1927-y. Epub 2011 Aug 10. PMID: 21830081; PMCID: PMC3175923.
51. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS(®) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*. 2016 Feb;10(1):1-14. doi: 10.1007/s11832-016-0713-0. Epub 2016 Feb 16. PMID: 26883033; PMCID: PMC4763151
52. Williamson A, Hoggart B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs*. 2005 Aug;14(7):798-804. doi: 10.1111/j.1365-2702.2005.01121.x. PMID: 16000093.
53. Fairbank JC, Pynsent PB. The Oswestry Disability Index. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000 Nov 15;25(22):2940-52; discussion 2952. doi: 10.1097/00007632-200011150-00017. PMID: 11074683.

54. Flórez García MT, García Pérez MA, García Pérez F, Armenteros Pedreros J, Álvarez Prado A, Martínez Lorente MD. Adaptación transcultural a la población española de la escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación (Madr)*. 1995;29:138-45.
55. Roland M, Fairbank J. The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2000 Dec 15;25(24):3115-24. doi: 10.1097/00007632-200012150-00006. Erratum in: *Spine* 2001 Apr 1;26(7):847. PMID: 11124727.
56. Brazier JE, Harper R, Jones NM, O'Cathain A, Thomas KJ, Usherwood T, Westlake L. Validating the SF-36 health survey questionnaire: new outcome measure for primary care. *BMJ*. 1992 Jul 18;305(6846):160-4. doi: 10.1136/bmj.305.6846.160. PMID: 1285753; PMCID: PMC1883187.
57. Asher, Marc A. MD*; Lai, Sue Min PhD†; Glattes, R Chris MD*; Burton, Douglas C. MD*; Alanay, Ahmet MD‡; Bago, Juan MD§ Refinement of the SRS-22 Health-Related Quality of Life Questionnaire Function Domain, *Spine*: March 1, 2006 - Volume 31 - Issue 5 - p 593-597 doi: 10.1097/01.brs.0000201331.50597.ea
58. Wei F, Wu JY, Sun YQ, Li JN, Fang MX, Zhang N. [Consistency comparison of the parameters of the lumbar spine-pelvic sagittal plane between the whole-spine EOS images system and traditional X-ray]. *Zhongguo Gu Shang*. 2021 Jul 25;34(11):1082-6. Chinese. doi: 10.12200/j.issn.1003-0034.2021.11.018. PMID: 34812029.
59. Schwab FJ, Patel A, Shaffrey CI, et al. Sagittal realignment failures following pedicle subtraction osteotomy surgery: are we doing enough?: Clinical article. *J Neurosurg Spine*. 2012;16(6):539-546. doi:10.3171/2012.2.SPINE11120.
60. Lafage R, Schwab F, Challier V, Henry JK, Gum J, Smith J, Hostin R, Shaffrey C, Kim HJ, Ames C, Scheer J, Klineberg E, Bess S, Burton D, Lafage V; International Spine Study Group. Defining Spino-Pelvic Alignment Thresholds: Should Operative Goals in Adult Spinal Deformity Surgery Account for Age? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016 Jan;41(1):62-8. doi: 10.1097/BRS.0000000000001171. PMID: 26689395.
61. Goldschmidt E, Angriman F, Agarwal N, Zhou J, Chen K, Tempel ZJ, Gerszten PC, Kanter AS, Okonkwo DO, Passias P, Scheer J, Protopsaltis T, Lafage V, Lafage R, Schwab F, Bess S, Ames C, Smith JS, Shaffrey CI, Miller E, Jain A, Neuman B,

- Sciubba DM, Burton D, Hamilton DK; International Spine Study Group. A Novel Tool for Deformity Surgery Planning: Determining the Magnitude of Lordotic Correction Required to Achieve a Desired Sagittal Vertical Axis. *World Neurosurg.* 2017 Aug;104:904-908.e1. doi: 10.1016/j.wneu.2017.05.086. Epub 2017 May 24. PMID: 28552696.
62. Le Huec JC, Leijssen P, Duarte M, Aunoble S. Thoracolumbar imbalance analysis for osteotomy planification using a new method: FBI technique. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):669-80. doi: 10.1007/s00586-011-1935-y. Epub 2011 Aug 5. PMID: 21818597; PMCID: PMC3175920.
63. Lamartina C, Berjano P, Petruzzi M, Sinigaglia A, Casero G, Cecchinato R, Damilano M, Bassani R. Criteria to restore the sagittal balance in deformity and degenerative spondylolisthesis. *Eur Spine J.* 2012 May;21 Suppl 1(Suppl 1):S27-31. doi: 10.1007/s00586-012-2236-9. Epub 2012 Mar 13. PMID: 22411040; PMCID: PMC3325388. A
64. Schwab F, Blondel B, Chay E, Demakakos J, Lenke L, Tropiano P, Ames C, Smith JS, Shaffrey CI, Glassman S, Farcy JP, Lafage V. The comprehensive anatomical spinal osteotomy classification. *Neurosurgery.* 2014 Jan;74(1):112-20; discussion 120. doi: 10.1227/NEU.000000000000182o. PMID: 24356197.
65. Uribe JS, Schwab F, Mundis GM, Xu DS, Januszewski J, Kanter AS, Okonkwo DO, Hu SS, Vedat D, Eastlack R, Berjano P, Mummaneni PV. The comprehensive anatomical spinal osteotomy and anterior column realignment classification. *J Neurosurg Spine.* 2018 Nov 1;29(5):565-575. doi: 10.3171/2018.4.SPINE171206. PMID: 30141765.
66. Rothenfluh DA, Mueller DA, Rothenfluh E, Min K. Pelvic incidence-lumbar lordosis mismatch predisposes to adjacent segment disease after lumbar spinal fusion. *Eur Spine J.* 2015 Jun;24(6):1251-8. doi: 10.1007/s00586-014-3454-0. Epub 2014 Jul 14. PMID: 25018033.
67. Lafage V, Blondel B, Smith JS, Boachie-Adjei O, Hostin RA, Burton D, Mundis G, Klineberg E, Ames C, Akbarnia B, Bess S, Schwab F; International Spine Study Group. Preoperative Planning for Pedicle Subtraction Osteotomy: Does Pelvic Tilt Matter? *Spine Deform.* 2014 Sep;2(5):358-366. doi: 10.1016/j.jspd.2014.05.006. Epub 2014 Aug 27. PMID: 27927333.

68. Li G, Passias P, Kozanek M, et al. Adult scoliosis in patients over sixty-five years of age: outcomes of operative versus nonoperative treatment at a minimum two-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34: 2165–70.
69. Smith JS, Shaffrey CI, Berven S, et al. Operative versus nonoperative treatment of leg pain in adults with scoliosis: a retrospective review of a prospective multicenter database with two-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34: 1693–98.
70. Bridwell KH, Glassman S, Horton W, et al. Does treatment (nonoperative and operative) improve the two-year quality of life in patients with adult symptomatic lumbar scoliosis: a prospective multicenter evidence-based medicine study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009; 34: 2171–78.
71. Scheer JK, Keefe M, Lafage V, et al. Importance of patient-reported individualized goals when assessing outcomes for adult spinal deformity (ASD): initial experience with a patient generated index (PGI). *Spine J* 2017; 17: 1397–405.
72. Bridwell KH. Decision making regarding Smith-Petersen vs pedicle subtraction osteotomy vs vertebral column resection for spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006; 31: S171–78.
73. Scheer JK, Lafage R, Schwab FJ, et al. Under correction of sagittal deformities based on age-adjusted alignment thresholds leads to worse health-related quality of life whereas over correction provides no additional benefit. *Spine (Phila Pa 1976)* 2018; 43: 388–93.
74. Liu S, Schwab F, Smith JS, et al. Likelihood of reaching minimal clinically important difference in adult spinal deformity: a comparison of operative and nonoperative treatment. *Ochsner J* 2014; 14: 67–77.
75. Teles AR, Mattei TA, Righesso O, Falavigna A. Effectiveness of operative and nonoperative care for adult spinal deformity: systematic review of the literature. *Glob Spine J* 2017; 7: 170–78.
76. Scheer JK, Lafage R, Schwab FJ, Liabaud B, Smith JS, Mundis GM, Hostin R, Shaffrey CI, Burton DC, Hart RA, Kim HJ, Bess S, Gupta M, Lafage V, Ames CP; International Spine Study Group. Under Correction of Sagittal Deformities Based on Age-adjusted Alignment Thresholds Leads to Worse Health-related Quality of Life Whereas Over Correction Provides No Additional Benefit. *Spine (Phila Pa 1976)*.

2018 Mar 15;43(6):388-393. doi: 10.1097/BRS.0000000000002435. PMID: 29016433.

77. Sansur CA, Smith JS, Coe JD, et al. Scoliosis research society morbidity and mortality of adult scoliosis surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011; 36: e593–97.
78. Bhagat S, Vozar V, Lutchman L, Crawford RJ, Rai AS. Morbidity and mortality in adult spinal deformity surgery: Norwich Spinal Unit experience. *Eur Spine J* 2013; 22 (suppl 1): S42–46.
79. Charosky S, Guigui P, Blamoutier A, Roussouly P, Chopin D. Complications and risk factors of primary adult scoliosis surgery: a multicenter study of 306 patients. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012; 37: 693–700.
80. Yadla S, Maltenfort MG, Ratliff JK, Harrop JS. Adult scoliosis surgery outcomes: a systematic review. *Neurosurg Focus* 2010; 28: e3.
81. Rabin R, de Charro F. EQ-5D: a measure of health status from the EuroQol Group. *Ann Med*. 2001 Jul;33(5):337-43. doi: 10.3109/07853890109002087. PMID: 11491192.
82. Lee CH, Chung CK, Jang JS, Kim SM, Chin DK, Lee JK, Yoon SH, Hong JT, Ha Y, Kim CH, Hyun SJ. Effectiveness of deformity-correction surgery for primary degenerative sagittal imbalance: a meta-analysis. *J Neurosurg Spine*. 2017 Nov;27(5):540-551. doi: 10.3171/2017.3.SPINE161134. Epub 2017 Aug 11. PMID: 28799837.
83. Kim KT, Lee SH, Suk KS, Lee JH, Jeong BO. Outcome of pedicle subtraction osteotomies for fixed sagittal imbalance of multiple etiologies: a retrospective review of 140 patients. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012 Sep 1;37(19):1667-75. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182552fd0. PMID: 22433502.
84. Berjano P, Bassani R, Casero G, Sinigaglia A, Cecchinato R, Lamartina C. Failures and revisions in surgery for sagittal imbalance: analysis of factors influencing failure. *Eur Spine J*. 2013 Nov;22 Suppl 6(Suppl 6):S853-8. doi: 10.1007/s00586-013-3024-x. Epub 2013 Sep 24. PMID: 24061972; PMCID: PMC3830040.
85. Laverdière C, Georgiopoulos M, Ames CP, Corban J, Ahangar P, Awadhi K, Weber MH. Adult Spinal Deformity Surgery and Frailty: A Systematic Review. *Global Spine*

- J. 2021 Mar 26;21925682211004250. doi: 10.1177/21925682211004250. Epub ahead of print. PMID: 33769119.
86. Yagi M, Akilah KB, Boachie-Adjei O. Incidence, risk factors and classification of proximal junctional kyphosis: surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Jan 1;36(1):E60-8. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181eeae2. PMID: 21192216.
87. Berjano P, Damilano M, Pejrona M, Langella F, Lamartina C. Revision surgery in distal junctional kyphosis. *Eur Spine J*. 2020 Feb;29(Suppl 1):86-102. doi: 10.1007/s00586-020-06304-y. Epub 2020 Jan 28. PMID: 31993790.
88. Sherif S, Arlet V. Revision surgery for non-union in adult spinal deformity. *Eur Spine J*. 2020 Feb;29(Suppl 1):103-115. doi: 10.1007/s00586-020-06331-9. Epub 2020 Feb 11. PMID: 32048051.
89. Glassman SD, Carreon LY, Shaffrey CI, et al. The costs and benefits of nonoperative management for adult scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35:578-582. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b0f2f8.
90. Smith JS, Shaffrey CI, Lafage V, Schwab F, Scheer JK, Protopsaltis T, Klineberg E, Gupta M, Hostin R, Fu KM, Mundis GM Jr, Kim HJ, Deviren V, Soroceanu A, Hart RA, Burton DC, Bess S, Ames CP; International Spine Study Group. Comparison of best versus worst clinical outcomes for adult spinal deformity surgery: a retrospective review of a prospectively collected, multicenter database with 2-year follow-up. *J Neurosurg Spine*. 2015 Sep;23(3):349-59. doi: 10.3171/2014.12.SPINE14777. Epub 2015 Jun 5. PMID: 26047345
91. Passias PG, Jalai CM, Line BG, et al; International Spine Study Group. Patient profiling can identify patients with adult spinal deformity (ASD) at risk for conversion from nonoperative to surgical treatment: initial steps to reduce ineffective ASD management. *Spine J*. 2018;18:234-244. doi:10.1016/j.spinee.2017.06.044.
92. Alvarado AM, Schatmeyer BA, Arnold PM. Cost-Effectiveness of Adult Spinal Deformity Surgery. *Global Spine J*. 2021 Apr;11(1_suppl):73S-78S. doi: 10.1177/2192568220964098. Epub 2020 Oct 14. PMID: 33890800; PMCID: PMC8076806.
93. Ames CP, Smith JS, Gum JL, Kelly M, Vila-Casademunt A, Burton DC, Hostin R, Yeramani S, Lafage V, Schwab FJ, Shaffrey CI, Bess S, Pellisé F, Serra-Burriel

- M; European Spine Study Group and International Spine Study Group. Utilization of Predictive Modeling to Determine Episode of Care Costs and to Accurately Identify Catastrophic Cost Nonwarranty Outlier Patients in Adult Spinal Deformity Surgery: A Step Toward Bundled Payments and Risk Sharing. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2020 Mar 1;45(5):E252-E265. doi: 10.1097/BRS.0000000000003242. PMID: 31513120.
94. Charlson M, Szatrowski TP, Peterson J, Gold J. Validation of a combined comorbidity index. *J Clin Epidemiol*. 1994 Nov;47(11):1245-51. doi: 10.1016/0895-4356(94)90129-5. PMID: 7722560.
95. Mirza SK, Deyo RA, Heagerty PJ, Konodi MA, Lee LA, Turner JA, Goodkin R. Development of an index to characterize the "invasiveness" of spine surgery: validation by comparison to blood loss and operative time. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Nov 15;33(24):2651-61; discussion 2662. doi: 10.1097/BRS.0b013e31818dad07. PMID: 18981957.
96. Rockwood K. What would make a definition of frailty successful? *Age Ageing*. 2005 Sep;34(5):432-4. doi: 10.1093/ageing/afi146. PMID: 16107450.
97. Searle SD, Mitnitski A, Gahbauer EA, Gill TM, Rockwood K. A standard procedure for creating a frailty index. *BMC Geriatr*. 2008 Sep 30;8:24. doi: 10.1186/1471-2318-8-24. PMID: 18826625; PMCID: PMC2573877.
98. Leven DM, Lee NJ, Kothari P, Steinberger J, Guzman J, Skovrlj B, Shin JI, Caridi JM, Cho SK. Frailty Index Is a Significant Predictor of Complications and Mortality After Surgery for Adult Spinal Deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016 Dec 1;41(23):E1394-E1401. doi: 10.1097/BRS.0000000000001886. PMID: 27584671.
99. Akbar M, Terran J, Ames CP, Lafage V, Schwab F. Use of Surgimap Spine in sagittal plane analysis, osteotomy planning, and correction calculation. *Neurosurg Clin N Am*. 2013 Apr;24(2):163-72. doi: 10.1016/j.nec.2012.12.007. PMID: 23561555.
100. Sebaaly A, Silvestre C, Rizkallah M, Grobost P, Chevillotte T, Kharrat K, Roussouly P. Revisiting thoracic kyphosis: a normative description of the thoracic sagittal curve in an asymptomatic population. *Eur Spine J*. 2021 May;30(5):1184-1189. doi: 10.1007/s00586-020-06670-7. Epub 2020 Nov 22. PMID: 33222002. Schwab F, Blondel B, Chay E, Demakakos J, Lenke L, Tropiano P, Ames C, Smith JS, Shaffrey CI, Glassman S, Farcy JP, Lafage V. The comprehensive anatomical

- spinal osteotomy classification. *Neurosurgery*. 2014 Jan;74(1):112-20; discussion 120. doi: 10.1227/NEU.000000000000182o. PMID: 24356197.
101. Saxton A, Velanovich V. Preoperative frailty and quality of life as predictors of postoperative complications. *Ann Surg*. 2011 Jun;253(6):1223-9. doi: 10.1097/SLA.0b013e318214bce7. PMID: 21412145.
102. Pellisé F, Vila-Casademunt A, Núñez-Pereira S, Domingo-Sàbat M, Bagó J, Vidal X, Alanay A, Acaroglu E, Kleinstück F, Obeid I, Pérez-Grueso FJS, Lafage V, Bess S, Ames C, Mannion AF; European Spine Study Group. The Adult Deformity Surgery Complexity Index (ADSCI): a valid tool to quantify the complexity of posterior adult spinal deformity surgery and predict postoperative complications. *Spine J*. 2018 Feb;18(2):216-225. doi: 10.1016/j.spinee.2017.06.042. Epub 2017 Jul 4. PMID: 28684347.
103. Pellisé F, Serra-Burriel M, Smith JS, Haddad S, Kelly MP, Vila-Casademunt A, Sánchez Pérez-Grueso FJ, Bess S, Gum JL, Burton DC, Acaroğlu E, Kleinstück F, Lafage V, Obeid I, Schwab F, Shaffrey CI, Alanay A, Ames C; International Spine Study Group; European Spine Study Group. Development and validation of risk stratification models for adult spinal deformity surgery. *J Neurosurg Spine*. 2019 Jun 28:1-13. doi: 10.3171/2019.3.SPINE181452. Epub ahead of print. PMID: 31252385.
104. Miller EK, Neuman BJ, Jain A, Daniels AH, Ailon T, Sciubba DM, Kebaish KM, Lafage V, Scheer JK, Smith JS, Bess S, Shaffrey CI, Ames CP; International Spine Study Group. An assessment of frailty as a tool for risk stratification in adult spinal deformity surgery. *Neurosurg Focus*. 2017 Dec;43(6):E3. doi: 10.3171/2017.10.FOCUS17472. PMID: 29191099.
105. Lee MJ, Cizik AM, Hamilton D, Chapman JR. Predicting medical complications after spine surgery: a validated model using a prospective surgical registry. *Spine J*. 2014 Feb 1;14(2):291-9. doi: 10.1016/j.spinee.2013.10.043. Epub 2013 Nov 13. PMID: 24239799; PMCID: PMC4012388.
106. Neuman BJ, Ailon T, Scheer JK, Klineberg E, Sciubba DM, Jain A, Zebala LP, Passias PG, Daniels AH, Burton DC, Protopsaltis TS, Hamilton DK, Ames CP; International Spine Study Group. Development and Validation of a Novel Adult Spinal Deformity Surgical Invasiveness Score: Analysis of 464 Patients.

- Neurosurgery. 2018 Jun 1;82(6):847-853. doi: 10.1093/neuros/nyx303. PMID: 28586476.
107. Bari TJ, Karstensen S, Sørensen MD, Gehrchen M, Street J, Dahl B. Revision surgery and mortality following complex spine surgery: 2-year follow-up in a prospective cohort of 679 patients using the Spine AdVerse Event Severity (SAVES) system. *Spine Deform.* 2020 Dec;8(6):1341-1351. doi: 10.1007/s43390-020-00164-8. Epub 2020 Jun 30. PMID: 32607936.
108. Yagi M, Hosogane N, Ames CP, Smith JS, Shaffrey CI, Schwab FJ, Lafage V, Bess RS, Suzuki S, Satoshi N, Takahashi Y, Tsuji O, Nagoshi N, Nakamura M, Matsumoto M, Watanabe K; International Spine Study Group (ISSG). Improvement and International Validation of the Predictive Probability of the Patient Demographics, Radiographic Index and Surgical Invasiveness for Mechanical Failure (PRISM) Model for Preventive Procedures in Adult Spinal Deformity Surgery. *Spine (Phila Pa 1976).* 2021 Nov 24. doi: 10.1097/BRS.0000000000004295. Epub ahead of print. PMID: 34816814.
109. Lafage R, Beyer G, Schwab F, Klineberg E, Burton D, Bess S, Kim HJ, Smith J, Ames C, Hostin R, Khalife M, Shaffrey C, Mundis G, Lafage V. Risk Factor Analysis for Proximal Junctional Kyphosis After Adult Spinal Deformity Surgery: A New Simple Scoring System to Identify High-Risk Patients. *Global Spine J.* 2020 Oct;10(7):863-870. doi: 10.1177/2192568219882350. Epub 2019 Oct 17. PMID: 32905727; PMCID: PMC7485080.
110. Pizones J, Moreno-Manzanaro L, Sánchez Pérez-Gruoso FJ, Vila-Casademunt A, Yilgor C, Obeid I, Alanay A, Kleinstück F, Acaroglu ER, Pellisé F; ESSG European Spine Study Group. Restoring the ideal Roussouly sagittal profile in adult scoliosis surgery decreases the risk of mechanical complications. *Eur Spine J.* 2020 Jan;29(1):54-62. doi: 10.1007/s00586-019-06176-x. Epub 2019 Oct 22. PMID: 31641904.
111. Scheer JK, Osorio JA, Smith JS, Schwab F, Lafage V, Hart RA, Bess S, Line B, Diebo BG, Protosaltis TS, Jain A, Ailon T, Burton DC, Shaffrey CI, Klineberg E, Ames CP; International Spine Study Group. Development of Validated Computer-based Preoperative Predictive Model for Proximal Junction Failure (PJF) or Clinically Significant PJK With 86% Accuracy Based on 510 ASD Patients With 2-year Follow-up. *Spine (Phila Pa 1976).* 2016 Nov 15;41(22):E1328-E1335. doi: 10.1097/BRS.0000000000001598. PMID: 27831987.

112. Yilgor C, Sogunmez N, Boissiere L, Yavuz Y, Obeid I, Kleinstück F, Pérez-Grueso FJS, Acaroglu E, Haddad S, Mannion AF, Pellise F, Alanay A; European Spine Study Group (ESSG). Global Alignment and Proportion (GAP) Score: Development and Validation of a New Method of Analyzing Spinopelvic Alignment to Predict Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2017 Oct 4;99(19):1661-1672. doi: 10.2106/JBJS.16.01594. PMID: 28976431.
113. Mannion AF, Porchet F, Kleinstück FS, Lattig F, Jeszenszky D, Bartanusz V, Dvorak J, Grob D. The quality of spine surgery from the patient's perspective. Part 1: the Core Outcome Measures Index in clinical practice. *Eur Spine J.* 2009 Aug;18 Suppl 3(Suppl 3):367-73. doi: 10.1007/s00586-009-0942-8. Epub 2009 Mar 25. PMID: 19319578; PMCID: PMC2899316.
114. Mannion AF, Vila-Casademunt A, Domingo-Sàbat M, Wunderlin S, Pellisé F, Bago J, Acaroglu E, Alanay A, Pérez-Grueso FS, Obeid I, Kleinstück FS; European Spine Study Group (ESSG). The Core Outcome Measures Index (COMI) is a responsive instrument for assessing the outcome of treatment for adult spinal deformity. *Eur Spine J.* 2016 Aug;25(8):2638-48. doi: 10.1007/s00586-015-4292-4. Epub 2015 Oct 30. PMID: 26519374.
115. Jacobs E, van Royen BJ, van Kuijk SMJ, Merk JMR, Stadhouders A, van Rhijn LW, Willems PC. Prediction of mechanical complications in adult spinal deformity surgery-the GAP score versus the Schwab classification. *Spine J.* 2019 May;19(5):781-788. doi: 10.1016/j.spinee.2018.11.013. Epub 2018 Nov 30. PMID: 30503298.
116. Ohba T, Ebata S, Oba H, Koyama K, Yokomichi H, Haro H. Predictors of Poor Global Alignment and Proportion Score After Surgery for Adult Spinal Deformity. *Spine (Phila Pa 1976).* 2019 Oct 1;44(19):E1136-E1143. doi: 10.1097/BRS.0000000000003086. PMID: 31261271.
117. Ham DW, Kim HJ, Choi JH, Park J, Lee J, Yeom JS. Validity of the global alignment proportion (GAP) score in predicting mechanical complications after adult spinal deformity surgery in elderly patients. *Eur Spine J.* 2021 May;30(5):1190-1198. doi: 10.1007/s00586-021-06734-2. Epub 2021 Feb 2. PMID: 33528658.

118. Wang M, Xu L, Chen X, Zhou Q, Du C, Yang B, Zhu Z, Wang B, Qiu Y, Sun X. Optimal Reconstruction of Sagittal Alignment According to Global Alignment And Proportion Score Can Reduce Adjacent Segment Degeneration After Lumbar Fusion. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2021 Feb 15;46(4):E257-E266. doi: 10.1097/BRS.0000000000003761. PMID: 33475277.
119. Sun X, Sun W, Sun S, Hu H, Zhang S, Kong C, Lu S. Which sagittal evaluation system can effectively predict mechanical complications in the treatment of elderly patients with adult degenerative scoliosis? Roussouly classification or Global Alignment and Proportion (GAP) Score. *J Orthop Surg Res*. 2021 Oct 26;16(1):641. doi: 10.1186/s13018-021-02786-8. PMID: 34702333; PMCID: PMC8549320.
120. H. J. Kim, L. G. Lenke, C. I. Shaffrey, E. M. Van Alstyne, A. C. Skelly, Proximal junctional kyphosis as a distinct form of adjacent segment pathology after spinal deformity surgery: a systematic review, *Spine* 37 (2012) S144–S164.
121. S. Mendoza-Lattes, Z. Ries, Y. Gao, S. L. Weinstein, Proximal junctional kyphosis in adult reconstructive spine surgery results from incomplete restoration of the lumbar lordosis relative to the magnitude of the thoracic kyphosis, *The Iowa orthopaedic journal* 31 (2011) 199.
122. M. Yagi, A. B. King, O. Boachie-Adjei, Incidence, risk factors, and natural course of proximal junctional kyphosis: surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis. minimum 5 years of follow-up, *Spine* 37 (17) (2012) 1479–1489.
123. S. K. Cho, J. I. Shin, Y. J. Kim, Proximal junctional kyphosis following adult spinal deformity surgery, *European Spine Journal* 23 (12) (2014) 2726–2736.
124. Yagi M, Rahm M, Gaines R, Maziad A, Ross T, Kim HJ, Kebaish K, Boachie-Adjei O; Complex Spine Study Group. Characterization and surgical outcomes of proximal junctional failure in surgically treated patients with adult spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014 May 1;39(10):E607-14. doi: 10.1097/BRS.0000000000000266. PMID: 24525992.
125. Diebo BG, Shah NV, Stroud SG, Paulino CB, Schwab FJ, Lafage V. Realignment surgery in adult spinal deformity : Prevalence and risk factors for

- proximal junctional kyphosis. *Orthopade*. 2018 Apr;47(4):301-309. English. doi: 10.1007/s00132-018-3536-5. PMID: 29445843.
126. Sardar ZM, Kim Y, Lafage V, Rand F, Lenke L, Klineberg E; SRS Adult Spinal Deformity Committee. State of the art: proximal junctional kyphosis-diagnosis, management and prevention. *Spine Deform*. 2021 May;9(3):635-644. doi: 10.1007/s43390-020-00278-z. Epub 2021 Jan 15. PMID: 33452631.
127. Lau D, Clark AJ, Scheer JK, Daubs MD, Coe JD, Paonessa KJ, LaGrone MO, Kasten MD, Amaral RA, Trobisch PD, Lee JH, Fabris-Monterumici D, Anand N, Cree AK, Hart RA, Hey LA, Ames CP; SRS Adult Spinal Deformity Committee. Proximal junctional kyphosis and failure after spinal deformity surgery: a systematic review of the literature as a background to classification development. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014 Dec 1;39(25):2093-102. doi: 10.1097/BRS.0000000000000627. PMID: 25271516.
128. Gupta MC, Diebo BG, Protopsaltis TS et al (2016) Bimodal incidence and causes of Proximal Junctional Kyphosis(PJK)in Adult Spinal Deformity (ASD). *Spine J*16:327.
129. Hart RA, Rastegar F, Contag A, Kane M, Daniels A, Klineberg E, Eastlack R, Smith JS, Hostin R, Hamilton DK, Gum JL, Burton DC, Sheer JK, Ames C, Schwab F, Lafage V, Bess S, Shaffrey C, Kebaish K; and the International Spine Study Group. Inter- and Intra-rater Reliability of the Hart-ISSG Proximal Junctional Failure Severity Scale. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2018 Apr 15;43(8):E461-E467. doi: 10.1097/BRS.0000000000002498. PMID: 29189643.
130. Kim JS, Phan K, Cheung ZB, Lee N, Vargas L, Arvind V, Merrill RK, Gidumal S, Di Capua J, Overley S, Dowdell J, Cho SK. Surgical, Radiographic, and Patient-Related Risk Factors for Proximal Junctional Kyphosis: A Meta-Analysis. *Global Spine J*. 2019 Feb;9(1):32-40. doi: 10.1177/2192568218761362. Epub 2018 Jun 25. PMID: 30775206; PMCID: PMC6362551.
131. Hyun SJ, Kim YJ, Rhim SC. Patients with proximal junctional kyphosis after stopping at thoracolumbar junction have lower muscularity, fatty degeneration at the thoracolumbar area. *Spine J*. 2016 Sep;16(9):1095-101. doi: 10.1016/j.spinee.2016.05.008. Epub 2016 May 20. PMID: 27217332.

132. Kim DK, Kim JY, Kim DY, Rhim SC, Yoon SH. Risk Factors of Proximal Junctional Kyphosis after Multilevel Fusion Surgery: More Than 2 Years Follow-Up Data. *J Korean Neurosurg Soc.* 2017 Mar;60(2):174-180. doi: 10.3340/jkns.2016.0707.014. Epub 2017 Mar 1. PMID: 28264237; PMCID: PMC5365283.
133. Hart R, McCarthy I, O'brien M, Bess S, Line B, Adjei OB, Burton D, Gupta M, Ames C, Deviren V, Kebaish K, Shaffrey C, Wood K, Hostin R; International Spine Study Group. Identification of decision criteria for revision surgery among patients with proximal junctional failure after surgical treatment of spinal deformity. *Spine (Phila Pa 1976).* 2013 Sep 1;38(19):E1223-7. doi: 10.1097/BRS.0b013e31829fedde. PMID: 23778370.
134. Theologis AA, Miller L, Callahan M, Lau D, Zygourakis C, Scheer JK, Burch S, Pekmezci M, Chou D, Tay B, Mummaneni P, Berven S, Deviren V, Ames CP. Economic Impact of Revision Surgery for Proximal Junctional Failure After Adult Spinal Deformity Surgery: A Cost Analysis of 57 Operations in a 10-year Experience at a Major Deformity Center. *Spine (Phila Pa 1976).* 2016 Aug 15;41(16):E964-E972. doi: 10.1097/BRS.0000000000001523. PMID: 26909838.
135. Bari TJ, Ohrt-Nissen S, Hansen LV, Dahl B, Gehrchen M. Ability of the Global Alignment and Proportion Score to Predict Mechanical Failure Following Adult Spinal Deformity Surgery-Validation in 149 Patients With Two-Year Follow-up. *Spine Deform.* 2019 Mar;7(2):331-337. doi: 10.1016/j.jspd.2018.08.002. PMID: 30660230.
136. Baum GR, Ha AS, Cerpa M, Zuckerman SL, Lin JD, Menger RP, Osorio JA, Morr S, Leung E, Lehman RA, Sardar Z, Lenke LG. Does the Global Alignment and Proportion score overestimate mechanical complications after adult spinal deformity correction? *J Neurosurg Spine.* 2020 Oct 2:1-7. doi: 10.3171/2020.6.SPINE20538. Epub ahead of print. PMID: 33007745.
137. Kwan KYH, Lenke LG, Shaffrey CI, Carreon LY, Dahl BT, Fehlings MG, Ames CP, Boachie-Adjei O, Dekutoski MB, Kebaish KM, Lewis SJ, Matsuyama Y, Mehdian H, Qiu Y, Schwab FJ, Cheung KMC; AO Spine Knowledge Forum Deformity. Are Higher Global Alignment and Proportion Scores Associated With Increased Risks of Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery? An External Validation. *Clin Orthop Relat Res.* 2021 Feb 1;479(2):312-

320. doi: 10.1097/CORR.0000000000001521. PMID: 33079774; PMCID: PMC7899533.
138. Noh SH, Ha Y, Park JY, Kuh SU, Chin DK, Kim KS, Cho YE, Lee HS, Kim KH. Modified Global Alignment and Proportion Scoring With Body Mass Index and Bone Mineral Density Analysis in Global Alignment and Proportion Score of Each 3 Categories for Predicting Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery. *Neurospine*. 2021 Sep;18(3):484-491. doi: 10.14245/ns.2142470.235. Epub 2021 Sep 30. PMID: 34610679; PMCID: PMC8497256.
139. Katsuura Y, Lafage R, Kim HJ, Smith JS, Line B, Shaffrey C, Burton DC, Ames CP, Mundis GM Jr, Hostin R, Bess S, Klineberg EO, Passias PG, Lafage V; International Spine Study Group (ISSG). Alignment Targets, Curve Proportion and Mechanical Loading: Preliminary Analysis of an Ideal Shape Toward Reducing Proximal Junctional Kyphosis. *Global Spine J*. 2021 Jan 29:2192568220987188. doi: 10.1177/2192568220987188. Epub ahead of print. PMID: 33511871.
140. Lafage R, Smith JS, Elysee J, Passias P, Bess S, Klineberg E, Kim HJ, Shaffrey C, Burton D, Hostin R, Mundis G, Ames C, Schwab F, Lafage V; International Spine Study Group (ISSG). Sagittal age-adjusted score (SAAS) for adult spinal deformity (ASD) more effectively predicts surgical outcomes and proximal junctional kyphosis than previous classifications. *Spine Deform*. 2022 Jan;10(1):121-131. doi: 10.1007/s43390-021-00397-1. Epub 2021 Aug 30. PMID: 34460094.
141. Hart RA, McCarthy I, Ames CP, Shaffrey CI, Hamilton DK, Hostin R. Proximal junctional kyphosis and proximal junctional failure. *Neurosurg Clin N Am*. 2013 Apr;24(2):213-8. doi: 10.1016/j.nec.2013.01.001. Epub 2013 Feb 21. PMID: 23561560.
142. Zhu WY, Zang L, Li J, Guan L, Hai Y. A biomechanical study on proximal junctional kyphosis following long-segment posterior spinal fusion. *Braz J Med Biol Res*. 2019;52(5):e7748. doi: 10.1590/1414-431X20197748. Epub 2019 Apr 25. PMID: 31038576; PMCID: PMC6487758.
143. Park WM, Choi DK, Kim K, Kim YJ, Kim YH. Biomechanical effects of fusion levels on the risk of proximal junctional failure and kyphosis in lumbar spinal fusion surgery. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015 Dec;30(10):1162-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.08.009. Epub 2015 Aug 21. PMID: 26320851.

144. Vette AH, Yoshida T, Thrasher TA, Masani K, Popovic MR. A complete, non-lumped, and verifiable set of upper body segment parameters for three-dimensional dynamic modeling. *Med Eng Phys.* 2011 Jan;33(1):70-9. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.09.008. Epub 2010 Oct 25. PMID: 20980190.
145. Toumanidou T, Noailly J. Musculoskeletal Modeling of the Lumbar Spine to Explore Functional Interactions between Back Muscle Loads and Intervertebral Disk Multiphysics. *Front Bioeng Biotechnol.* 2015 Aug 5;3:111. doi: 10.3389/fbioe.2015.00111. Erratum in: *Front Bioeng Biotechnol.* 2015;3:163. PMID: 26301218; PMCID: PMC4525063.
146. Ivancic PC, Panjabi MM, Ito S. Cervical spine loads and intervertebral motions during whiplash. *Traffic Inj Prev.* 2006 Dec;7(4):389-99. doi: 10.1080/15389580600789127. PMID: 17114097.
147. Pearsall DJ, Reid JG, Livingston LA. Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography. *Ann Biomed Eng.* 1996 Mar-Apr;24(2):198-210. doi: 10.1007/BF02667349. PMID: 8678352.
148. O'Neill S, Kavanagh RG, Carey BW, Moore N, Maher M, O'Connor OJ. Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. *Eur Radiol Exp.* 2018 Nov 28;2(1):38. doi: 10.1186/s41747-018-0070-5. PMID: 30483977; PMCID: PMC6258803.
149. Cootes, Timothy F., et al. (1995). Active shape models-their training and application. *Computer vision and image understanding* 61.1, 38-59.
150. Gower, John C. (1975). Generalized procrustes analysis. *Psychometrika* 40.1, 33-51.
151. Jolliffe, Ian T. (1986). Principal components in regression analysis. *Principal component analysis.* Springer, New York, NY, 129-155.
152. Stegmann, Mikkel B., et al. (2000). Active appearance models: Theory and cases. in *Proc. 9th Danish Conf. Pattern Recognition and Image Analysis.*

153. Cootes, Timothy F., and Christopher J. Taylor. (1999). A mixture model for representing shape variation. *Image and Vision Computing* 17.8, 567-573.
154. Bookstein, Fred L. (1989). Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence* 11.6, 567-585.
155. Malandrino, Andrea, et al. (2015). On the relative relevance of subject-specific geometries and degeneration-specific mechanical properties for the study of cell death in human intervertebral disk models. *Frontiers in Bioengineering and biotechnology* 3:5
156. Galbusera, Fabio, et al. (2011). Rigid and flexible spinal stabilization devices: a biomechanical comparison. *Medical engineering & physics* 33.4: 490-496
157. Noailly J, Ambrosio L, Elizabeth Tanner K, Planell JA, Lacroix D. In silico evaluation of a new composite disc substitute with a L3-L5 lumbar spine finite element model. *Eur Spine J.* 2012 Jun;21 Suppl 5(Suppl 5):S675-87. doi: 10.1007/s00586-011-1716-7. Epub 2011 Mar 5. PMID: 21380572; PMCID: PMC3377799.
158. Newell, Nicolas, et al. (2017). Biomecánica del disco intervertebral humano: una revisión de las técnicas de prueba y los resultados. *Revista del comportamiento mecánico de materiales biomédicos* 69, 420-434.
159. Herkommer, A. (2011). Estudios in vitro sobre la movilidad segmentaria de la columna vertebral torácica. Tesis de MD, Universidad de Ulm.
160. Panico, Matteo, et al. (2021). La simulación de las fuerzas musculares aumenta las tensiones en los implantes de fijación lumbar con respecto a la carga en momentos puros. *Fronteras en Bioingeniería y Biotecnología* 9.
161. Cook, D. J., Yeager, M. S. y Cheng, B.C. (2015). Rango de movimiento del segmento lumbar intacto: un estudio multivariante de 42 espinas lumbares. *Int. J. Spine Surg.* 9, 5. doi:10.14444/2005.
162. Le Huec JC, Richards J, Tsoupras A, Price R, Léglise A, Faundez AA. The mechanism in junctional failure of thoraco-lumbar fusions. Part I: Biomechanical analysis of mechanisms responsible of vertebral overstress and description of the

- cervical inclination angle (CIA). *Eur Spine J.* 2018 Feb;27(Suppl 1):129-138. doi: 10.1007/s00586-017-5425-8. Epub 2017 Dec 14. PMID: 29242977.
163. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):578-85. doi: 10.1007/s00586-011-1924-1. Epub 2011 Jul 28. PMID: 21796394; PMCID: PMC3175922.
164. Cifuentes, A., Kalbag, A. (1992). Un estudio de rendimiento de elementos tetraédricos y hexaédricos en análisis estructural de elementos finitos 3-d. *Elementos finitos en análisis y diseño* 12, 3-4, 313–318. 1
165. Weingarten, V. I. (1994): La controversia sobre el mallado hexagonal o tet. *Diseño de máquinas* 66, 8, 74–76. 1.
166. Hollenbeck, J. F., Cain, C.M., Fattor, J. A., Rullkoetter, P. J. y Laz, P. J. (2018). El modelado estadístico de la forma caracteriza la variabilidad tridimensional de la forma y la alineación en la columna lumbar. *Revista de biomecánica*, 69, 146-155
167. Meakin, J., Hopkins, S., & Clarke, A. (2014, octubre). Modelos estadísticos de forma de la morfología vertebral torácica. En *Orthopaedic Proceedings* (Vol. 96, No. SUPP_15, págs. 22 y 22). La Sociedad Editorial Británica de Cirugía ósea y articular
168. Bredbenner, T. L., Eliason, T. D., Francis, W. L., McFarland, J.M., Merkle, A.C., & Nicolella, D. P. (2014). Desarrollo y validación de un modelo estadístico de elementos finitos basado en el modelado de formas de la columna cervical en condiciones de carga de dirección múltiple de bajo nivel. *Fronteras en bioingeniería y biotecnología*, 2, 58.
169. Bookstein, F. L. (1991, julio). Splines de placa delgada y el problema del atlas para imágenes biomédicas. En *Biennial International Conference on Information Processing in Medical Imaging* (pp. 326-342). Springer, Berlín, Heidelberg
170. Sigal, I. A., Yang, H., Roberts, M. D., & Downs, J.C. (2010). Métodos de transformación para parametrizar geometrías de modelos de elementos finitos específicos de la muestra. *Revista de biomecánica*, 43(2), 254-262.

171. Hashimoto K, Aizawa T, Kanno H, Itoi E. Adjacent segment degeneration after fusion spinal surgery-a systematic review. *Int Orthop*. 2019 Apr;43(4):987-993. doi: 10.1007/s00264-018-4241-z. Epub 2018 Nov 23. PMID: 30470865.
172. Murphy J, McLoughlin E, Davies AM, James SL, Botchu R. Is T9-11 the true thoracolumbar transition zone? *J Clin Orthop Trauma*. 2020 Sep-Oct;11(5):891-895. doi: 10.1016/j.jcot.2019.10.001. Epub 2019 Oct 10. PMID: 32904168; PMCID: PMC7452342.
173. Zhang C, Mannen EM, Sis HL, Cadel ES, Wong BM, Wang W, Cheng B, Friis EA, Anderson DE. Moment-rotation behavior of intervertebral joints in flexion-extension, lateral bending, and axial rotation at all levels of the human spine: A structured review and meta-regression analysis. *J Biomech*. 2020 Feb 13;100:109579. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109579. Epub 2019 Dec 16. PMID: 31911050; PMCID: PMC7026905.
174. Han KS, Rohlmann A, Zander T, Taylor WR. Lumbar spinal loads vary with body height and weight. *Med Eng Phys*. 2013 Jul;35(7):969-77. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.09.009. Epub 2012 Oct 4. PMID: 23040051.
175. Loenen ACY, Noriega DC, Ruiz Wills C, Noailly J, Nunley PD, Kirchner R, Ito K, van Rietbergen B. Misaligned spinal rods can induce high internal forces consistent with those observed to cause screw pullout and disc degeneration. *Spine J*. 2021 Mar;21(3):528-537. doi: 10.1016/j.spinee.2020.09.010. Epub 2020 Sep 30. PMID: 33007470.
176. Bozeman SR, Hoaglin DC, Burton TM, Pashos CL, Ben-Joseph RH, Hollenbeak CS. Predicting waist circumference from body mass index. *BMC Med Res Methodol*. 2012 Aug 3;12:115. doi: 10.1186/1471-2288-12-115. PMID: 22862851; PMCID: PMC3441760. Polly DW Jr. Align the Spine-It's Not Just the Pelvis!: Commentary on an article by Caglar Yilgor, MD, et al.: "Global Alignment and Proportion (GAP) Score. Development and Validation of a New Method of Analyzing Spinopelvic Alignment to Predict Mechanical Complications After Adult Spinal Deformity Surgery". *J Bone Joint Surg Am*. 2017 Oct 4;99(19):e104. doi: 10.2106/JBJS.17.00676. PMID: 28976438.
177. Grzybowski M, Younger JG. Statistical methodology: III. Receiver operating characteristic (ROC) curves. *Acad Emerg Med*. 1997 Aug;4(8):818-26. doi: 10.1111/j.1553-2712.1997.tb03793.x. PMID: 9262704.

178. Wegner AM, Iyer S, Lenke LG, Kim HJ, Kelly MP. Global alignment and proportion (GAP) scores in an asymptomatic, nonoperative cohort: a divergence of age-adjusted and pelvic incidence-based alignment targets. *Eur Spine J.* 2020 Sep;29(9):2362-2367. doi: 10.1007/s00586-020-06474-9. Epub 2020 Jun 2. PMID: 32488438.ha.
179. Ha AS, Hong DY, Coury JR, Cerpa M, Baum G, Sardar Z, Lenke LG. Partial Intraoperative Global Alignment and Proportion Scores Do Not Reliably Predict Postoperative Mechanical Failure in Adult Spinal Deformity Surgery. *Global Spine J.* 2021 Sep;11(7):1046-1053. doi: 10.1177/2192568220935438. Epub 2020 Jul 14. PMID: 32677530; PMCID: PMC8351057.
180. Buell TJ, Chen CJ, Quinn JC, Buchholz AL, Mazur MD, Mullin JP, Nguyen JH, Taylor DG, Bess S, Line BG, Ames CP, Schwab FJ, Lafage V, Shaffrey CI, Smith JS. Alignment Risk Factors for Proximal Junctional Kyphosis and the Effect of Lower Thoracic Junctional Tethers for Adult Spinal Deformity. *World Neurosurg.* 2019 Jan;121:e96-e103. doi: 10.1016/j.wneu.2018.08.242. Epub 2018 Sep 11. PMID: 30217780.
181. Mac-Thiong JM, Levasseur A, Parent S, Petit Y. The influence of proximal anchors on the risk of proximal junctional fracture in the osteoporotic spine: biomechanical comparison between pedicle screws and transverse process hooks. *J Spinal Disord Tech.* 2014 Apr;27(2):E49-54. doi: 10.1097/BSD.0b013e318292b914. PMID: 24201155.
182. Thawrani DP, Glos DL, Coombs MT, Bylski-Austrow DI, Sturm PF. Transverse process hooks at upper instrumented vertebra provide more gradual motion transition than pedicle screws. *Spine (Phila Pa 1976).* 2014 Jun 15;39(14):E826-32. doi: 10.1097/BRS.0000000000000367. PMID: 24732851.
183. Doodkorte RJP, Vercoulen TFG, Roth AK, de Bie RA, Willems PC. Instrumentation techniques to prevent proximal junctional kyphosis and proximal junctional failure in adult spinal deformity correction-a systematic review of biomechanical studies. *Spine J.* 2021 May;21(5):842-854. doi: 10.1016/j.spinee.2021.01.011. Epub 2021 Jan 19. PMID: 33482379.
184. Doodkorte RJP, Roth AK, Arts JJ, Lataster LMA, van Rhijn LW, Willems PC. Biomechanical comparison of semirigid junctional fixation techniques to prevent proximal junctional failure after thoracolumbar adult spinal deformity correction. *Spine J.* 2021 May;21(5):855-864. doi: 10.1016/j.spinee.2021.01.017. Epub 2021 Jan 23. PMID: 33493681.
185. Echt M, Ranson W, Steinberger J, Yassari R, Cho SK. A Systematic Review of Treatment Strategies for the Prevention of Junctional Complications After Long-Segment Fusions in the Osteoporotic Spine. *Global Spine J.* 2021 Jun;11(5):792-801. doi: 10.1177/2192568220939902. Epub 2020 Aug 4. PMID: 32748633; PMCID: PMC8165922.
186. Ghobrial GM, Eichberg DG, Kolcun JPG, Madhavan K, Lebwohl NH, Green BA, Gjolaj JP. Prophylactic vertebral cement augmentation at the uppermost instrumented vertebra and rostral adjacent vertebra for the prevention of proximal junctional kyphosis and failure following long-segment fusion for adult spinal

- deformity. *Spine J.* 2017 Oct;17(10):1499-1505. doi: 10.1016/j.spinee.2017.05.015. Epub 2017 May 15. PMID: 28522402.
187. Alluri R, Kim A, Ton A, Kang H, Acosta F, Hah R. Semitendinosus Tendon Augmentation for Prevention of Proximal Junctional Failure. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2021 Feb 15;46(4):241-248. doi: 10.1097/BRS.0000000000003765. PMID: 33475279.
 188. Line BG, Bess S, Lafage R, Lafage V, Schwab F, Ames C, Kim HJ, Kelly M, Gupta M, Burton D, Hart R, Klineberg E, Kebaish K, Hostin R, Mundis G, Eastlack R, Shaffrey C, Smith JS; International Spine Study Group. Effective Prevention of Proximal Junctional Failure in Adult Spinal Deformity Surgery Requires a Combination of Surgical Implant Prophylaxis and Avoidance of Sagittal Alignment Overcorrection. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2020 Feb 15;45(4):258-267. doi: 10.1097/BRS.0000000000003249. PMID: 31524819.
 189. Cazzulino A, Gandhi R, Woodard T, Ackshota N, Janjua MB, Arlet V, Saifi C. Soft Landing technique as a possible prevention strategy for proximal junctional failure following adult spinal deformity surgery. *J Spine Surg.* 2021 Mar;7(1):26-36. doi: 10.21037/jss-20-622. PMID: 33834125; PMCID: PMC8024761.
 190. Roussouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J.* 2011 Sep;20 Suppl 5(Suppl 5):609-18. doi: 10.1007/s00586-011-1928-x. Epub 2011 Aug 2. PMID: 21809016; PMCID: PMC3175914.
 191. Le Huec JC, Richards J, Tsoupras A, Price R, Léglise A, Faundez AA. The mechanism in junctional failure of thoraco-lumbar fusions. Part I: Biomechanical analysis of mechanisms responsible of vertebral overstress and description of the cervical inclination angle (CIA). *Eur Spine J.* 2018 Feb;27(Suppl 1):129-138. doi: 10.1007/s00586-017-5425-8. Epub 2017 Dec 14. PMID: 29242977. ID: PMC3175914.
 192. Nachemson A (1965) The effect of forward leaning on lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand* 35:314–328
 193. Faundez AA, Richards J, Maxy P, Price R, Léglise A, Le Huec JC. The mechanism in junctional failure of thoraco-lumbar fusions. Part II: Analysis of a series of PJK after thoraco-lumbar fusion to determine parameters allowing to predict the risk of junctional breakdown. *Eur Spine J.* 2018 Feb;27(Suppl 1):139-148. doi: 10.1007/s00586-017-5426-7. Epub 2017 Dec 15. PMID: 29247396.
 194. Meeh C (1895) Volummessungen des menschlichen Körpers und seiner einzelner Teile in der verschiedenen Altersstufen. *Ztschr für Biologie* 13:125–147.
 195. Ignasiak D, Peteler T, Fekete TF, Haschtmann D, Ferguson SJ. The influence of spinal fusion length on proximal junction biomechanics: a parametric computational study. *Eur Spine J.* 2018 Sep;27(9):2262-2271. doi: 10.1007/s00586-018-5700-3. Epub 2018 Jul 23. PMID: 30039253.
 196. Cammarata M, Aubin CÉ, Wang X, Mac-Thiong JM. Biomechanical risk factors for proximal junctional kyphosis: a detailed numerical analysis of surgical

- instrumentation variables. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014 Apr 15;39(8):E500-7. doi: 10.1097/BRS.0000000000000222. PMID: 24480964.
197. Vercoulen TFG, Doodkorte RJP, Roth A, de Bie R, Willems PC. Instrumentation Techniques to Prevent Proximal Junctional Kyphosis and Proximal Junctional Failure in Adult Spinal Deformity Correction: A Systematic Review of Clinical Studies. *Global Spine J*. 2021 Jul 30;21925682211034500. doi: 10.1177/21925682211034500. Epub ahead of print. PMID: 34325554.
198. McClendon J Jr, Smith TR, Sugrue PA, Thompson SE, O'Shaughnessy BA, Koski TR. Spinal Implant Density and Postoperative Lumbar Lordosis as Predictors for the Development of Proximal Junctional Kyphosis in Adult Spinal Deformity. *World Neurosurg*. 2016 Nov;95:419-424. doi: 10.1016/j.wneu.2016.08.008. Epub 2016 Aug 12. PMID: 27535632.park
199. Aronoff S. Classification accuracy: a user approach. *Photogrammetric engineering and remote sensing*. 1982 Aug;48(8):1299-307.
200. Sapin-de Brosses E, Jolivet E, Travert C, Mitton D, Skalli W. Prediction of the vertebral strength using a finite element model derived from low-dose biplanar imaging: benefits of subject-specific material properties. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2012 Feb 1;37(3):E156-62. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182293628. PMID: 22290213.
201. Pasha S, Aubin CE, Parent S, Labelle H, Mac-Thiong JM. Biomechanical loading of the sacrum in adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2014 Mar;29(3):296-303. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.12.004. Epub 2013 Dec 9. PMID: 24439963.
202. He Z, Zhang M, Li W, Long Z, Wang L, Li QQ, Lu X. Finite Element Analysis of an Improved Correction System for Spinal Deformity. *In Vivo*. 2021 Jul-Aug;35(4):2197-2205. doi: 10.21873/invivo.12491. PMID: 34182497; PMCID: PMC8286466.
203. Aubin CE, Labelle H, Chevretils C, Desroches G, Clin J, Eng AB. Preoperative planning simulator for spinal deformity surgeries. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Sep 15;33(20):2143-52. doi: 10.1097/BRS.0b013e31817bd89f. PMID: 18794755.
204. Galbusera F, Bassani T, La Barbera L, Ottardi C, Schlager B, Brayda-Bruno M, Villa T, Wilke HJ. Planning the Surgical Correction of Spinal Deformities: Toward the Identification of the Biomechanical Principles by Means of Numerical Simulation. *Front Bioeng Biotechnol*. 2015 Nov 3;3:178. doi: 10.3389/fbioe.2015.00178. PMID: 26579518; PMCID: PMC4630605.

Propiedad intelectual y derechos de autor:

Todas las figuras y tablas referenciadas en este trabajo han recibido la autorización expresa de las empresas editoriales propietarias de los artículos correspondientes, o pertenecen a artículos free-access, que no precisan de autorización para ser utilizadas en textos científicos. El autor del trabajo conserva los comprobantes de dichas autorizaciones