

Maria Beatriz
Santana Pernas

**NOVO MÉTODO
CARACTERIZAÇÃO 3D
ESCOLIOSE IDIOPÁTICA
DO ADOLESCENTE**



Relatório de Dissertação do Mestrado em
Engenharia Biomédica

Professor Doutor André Castro

Professor Doutor Paulo Fernandes

Dezembro de 2023

MARIA BEATRIZ
SANTANA
PERNAS

**NOVO MÉTODO
CARACTERIZAÇÃO 3D
ESCOLIOSE IDIOPÁTICA
ADOLESCENTE**

**DE
DA
DO**

JÚRI

Presidente: Professor Doutor Célio Pina, ESTS / IPS

Orientador: Professor Doutor André Castro, ESTS / IPS

Vogal: Professora Doutora Anna Letournel, ESS / IPS

Agradecimentos

Estes 5 anos de ensino superior e mais precisamente os 2 anos de mestrado, permitiram-me ter um autoconhecimento que não adquiri antes. Para além de ter crescido pessoalmente, estes 2 anos que passaram motivaram em mim o desejo de querer saber mais e não desistir facilmente, tentando sempre procurar soluções e como tal fico grata e feliz com a minha evolução. Quando me refiro a este trabalho refiro-me sempre a um nós, porque este é possível devido à intervenção e apoio de várias pessoas a quem agradeço do fundo do coração.

Inicialmente o agradecimento sincero ao Professor André Castro que tão bem faz o seu trabalho de orientador. Foi um apoio incondicional nesta etapa e sem ele e sem o seu conhecimento nada disto seria possível. Agradeço as suas opiniões, sugestões e as trocas de ideias que se mostraram fulcrais para o desenvolvimento do trabalho.

Ao Professor Mineiro e ao técnico da CUF Descobertas que demonstraram interesse para ajudar e se encontraram sempre prontamente disponíveis.

Obrigada aos colegas do Instituto Superior Técnico que me ajudaram na passagem pela sua instituição.

Agradecer aos meus amigos pelas demonstrações de interesse sobre o tema e em especial à minha amiga Inês, que além de ser enfermeira em ortopedia, foi a razão pela qual conheci a escoliose há bastantes anos e à minha amiga Martinha que há 5 anos me acompanha e que passou de colega para a irmã que sempre desejei ter. À minha prima Ana que todos os dias me obriga a descomprimir durante 1h de chamadas e ao meu afilhado Salvador que torna metade dessa hora os melhores minutos do dia.

Ao Rúben pela partilha e apoio diários e pela motivação para querer e aceitar sempre mais para um futuro mais feliz.

Ao meu irmão que sempre me acompanhou, motivou e que me faz acreditar que eu consigo tudo a que me predisponho. Agradeço-lhe os pensamentos em voz alta e a troca de opiniões mesmo não estando dentro da área.

O agradecimento mais especial é para os meus pais que sempre me permitiram e incentivaram a fazer mais e melhor. O seu apoio incondicional e o seu amor fazem-me ter muito orgulho e uma das minhas maiores felicidades ao poder terminar esta etapa é dizer-lhes que o seu objetivo foi cumprido.

Resumo

A existência de condições e patologias associadas à coluna vertebral desperta atenção, uma vez que a coluna é crucial na saúde e bem-estar, assim como na manutenção da postura. Entre várias condições existentes, a escoliose é uma patologia caracterizada pela alteração da curvatura natural da coluna vertebral, onde a mesma padeceu de rotação no plano axial, coronal e no plano sagital. É uma deformação tridimensional e é caracterizada como escoliose quando apresenta discrepância de 10° de amplitude da curva. Esta condição deve ser diagnosticada e classificada durante o período da adolescência, enquanto existe crescimento ósseo. Existem vários métodos para diagnosticar e classificar a curvatura da escoliose, assim como existem igualmente, várias abordagens para o tratamento. Um dos tratamentos inovadores e relativamente recente, é a técnica cirúrgica *Vertebral Pedicular Tethering*. Esta técnica coloca parafusos na zona posterior da vértebra e sendo uma técnica recente, existem algumas questões a nível da caracterização desta patologia que ainda não estão respondidas.

Este trabalho focou-se na quantificação de vértebras através do desenvolvimento de uma metodologia para dar resposta e melhorar a nova técnica mencionada. Esta metodologia desenvolvida teve como base a extração de centroides de cada vértebra e a interseção dos mesmos com planos que ditam a posição dos respetivos eixos de cada componente. Este conjunto de elementos permitiu estudar a posição e a variação de cada vértebra, auxiliando no processo computacional. Os principais resultados são a perceção de desvio que ocorreu, em 3D, tanto no desvio angular, rotação dentro da própria coluna e rotação dentro de cada vértebra individual.

A avaliação comparativa entre o 2D e o 3D, assim como o método CT face aos exames convencionalmente realizados mostraram diferenças significativas dando mais qualidade à quantificação quando utilizada a metodologia 3D de CT. Findando com as limitações e perspetivas futuras que promovem trabalhos seguintes, porém o foco mantém-se na automatização da metodologia desenvolvida e abordada ao longo deste trabalho para melhor conhecimento do comportamento de colunas com escoliose de variados graus de classificação.

Palavras-chave: Coluna vertebral; Escoliose; Ângulos de rotação; Quantificação; Ângulo de Cobb.

Abstract

The existence of conditions and pathologies associated with the spine attracts attention, since the spine is crucial for health and well-being, as well as for maintaining posture. Among the various existing conditions, scoliosis is a pathology characterized by an alteration in the natural curvature of the spine, where it suffers from rotation in the axial, coronal, and sagittal planes. It is a three-dimensional deformation and is characterized as scoliosis when there is a discrepancy of 10° in the amplitude of the curve. This condition should be diagnosed and classified during adolescence, while there is bone growth. There are various methods for diagnosing and classifying the curvature of scoliosis, as well as various approaches to treatment. One innovative and recent treatment is the Vertebral Pedicle Tethering surgical technique. This technique places screws in the posterior area of the vertebra and, as it is a recent technique, there are still unanswered questions regarding the characterization of this pathology.

This work focused on the quantification of vertebra by developing a methodology to respond to and improve the new technique mentioned above. The methodology developed was based on the extraction of centroids from each vertebra and their intersection with planes that determine the position of the respective axes of each component. This element made it possible to study the position and variation of each vertebra, aiding the computational process. The main results are the perception of deviation that occurred, in 3D, both in angular deviation, rotation within the spine itself and rotation within each individual vertebra.

The comparative evaluation between 2D and 3D, as well as the CT method compared to conventionally performed exams, showed significant differences, giving a higher quality of quantification when using the 3D CT methodology. This concludes with limitations and future perspectives that promote further work, but the focus remains on automating the methodology developed and addressed throughout this work to better understand the behavior of columns with scoliosis of varying degrees of classification.

Keywords: Spine; Scoliosis; Rotation angle; Quantification; Cobb angle.

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	ii
Abstract	iii
Lista de Figuras	vi
Lista de Tabelas	viii
Lista de Gráficos.....	viii
Lista de Siglas e Acrónimos	ix
Capítulo 1	1
Introdução	1
1.1. Objetivo.....	1
1.2. Motivação.....	1
1.3. Descrição de Tese	1
Capítulo 2	2
Anatomia da coluna vertebral.....	2
2.1. Vértébras	3
2.2. Discos intervertebrais.....	4
2.3. Articulações e Ligamentos.....	5
Capítulo 3	6
3. Estado da arte	6
3.1. Escoliose	6
3.2. Diagnóstico e classificação	8
3.3. Classificação 3D.....	11
3.4. Rotação.....	12
3.5. Tratamentos.....	14
3.6. <i>Vertebral Pedicular Tethering</i>	16

Capítulo 4	18
4. Metodologia	18
4.1. Modelação de imagens médicas	18
4.2. Preparação para quantificação 3D	22
4.2.1. Centroides	22
4.2.2. Pontos de interseção de planos anatómicos	24
4.3. Quantificação	26
4.3.1. Ângulo de Cobb	27
4.3.2. Desvio angular	28
4.3.3. Rotação intervertebral	29
4.3.4. Rotação intravertebral	29
4.3.5. Rotação da coluna escoliótica versus coluna intacta	30
4.3.6. Rotação em diferentes tipos de imagens médicas	31
Capítulo 5	33
5. Resultados e Discussão	33
5.1. Quantificação de modelos intactos	34
5.2. Quantificação de modelos com EIA	38
5.2.1. Rotação do caso 1	39
5.2.2. Rotação do caso 2	42
5.2.3. Rotação do caso 3	45
5.2.4. Rotação com ponto de referência	48
5.3. Comparação dos métodos 2D e 3D	51
5.3.1. CT para caracterização 2D e 3D	51
5.3.2. Diferença entre CT, MRI e EOS	52
5.3.3. Análise global comparativa	56
Capítulo 6	58
6. Conclusão	58

Lista de Figuras

Figura 1 - Anatomia da coluna vertebral.....	2
Figura 2 - Anatomia das vértebras. (A) Cervical; (B) Torácica; (C) Lombar. Adaptado de [1].	3
Figura 3 - Representação da posição dos discos intervertebrais [1].....	4
Figura 4 - Tipos de escoliose. (A) Curvatura unilateral; (B) Curvatura bilateral. Adaptado de [15].	7
Figura 5 - Teste de Adams. (A) Teste normal; (B) Teste com indicação de escoliose. Adaptado de [17].....	8
Figura 6 - Medição do ângulo de Cobb [20].	9
Figura 7 - Metodologia ScanIP. (A) <i>Threshold</i> ; (B) <i>Mask flood fill</i> ; (C) <i>Paint manual</i> ; (D) <i>Split regions</i>	19
Figura 8 – Separação e preenchimento de discos e vértebras. (A) Parâmetros da operação ; (B) Pré-Boolean; (C) Cavity fill.	20
Figura 9 - Aplicação de filtros.....	20
Figura 10 - Atribuição de material da vértebra.	21
Figura 11 – Interface do software ScanIP.	21
Figura 12 - Modelo 3D da coluna do caso 1 com EIA no MeshLab.....	22
Figura 13 - Opção de medidas computacionais.....	23
Figura 14 -Coordenadas do centro de massa.....	23
Figura 15 - Excerto do código desenvolvido e a visualização 3D dos centroides.	23
Figura 16 - Ponto com coordenadas de uma vértebra.	24
Figura 17 – Posicionamento dos planos anatômicos consoante as coordenadas no espaço da vértebra respetiva.....	25
Figura 18 – Vértebra intersetada pelos 3 planos anatômicos.	25
Figura 19 – Pontos de medição no plano coronal.....	26
Figura 20 – Pontos de medição no plano sagital.	26
Figura 21 – Pontos de medição no plano axial.....	26
Figura 22 – Ângulo de Cobb medido em 3D visto no plano coronal.....	27
Figura 23 - Ângulo de Cobb medido em 2D no plano coronal.	27
Figura 24 – Abordagens de desvio angular. (A) Desvio angular entre 2 centroides; (B) Desvio angular entre 2 vetores.....	28
Figura 25 – Pontos para análise da rotação intravertebral.....	29

Figura 26 - Metodologia de avaliação intravertebral.	30
Figura 27 – Sobreposição da coluna escoliótica do caso 1 com a coluna intacta 1.	30
Figura 28 – Colocação dos eixos de referência do programa em imagens de CT e MRI a 2D nos 3 planos anatômicos. (A) Plano axial CT; (B) Plano Coronal CT; (C) Plano Sagital CT; (D) Plano axial MRI; (E) Plano Coronal MRI; (F) Plano Sagital MRI.	32
Figura 29 – Modelos 3D de ambas as colunas intactas. (A) Coluna intacta 1; (B) Coluna intacta 2.	35
Figura 30 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 1.....	39
Figura 31 - Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D do caso 1.	39
Figura 32 – Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D no caso 2. ...	42
Figura 33 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 2.....	43
Figura 34 - Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D no caso 3.	45
Figura 35 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 3.....	46
Figura 36 - Obtenção do modelo 3D através de imagens MRI.	53
Figura 37 - Comparação dos centroides da CT e do MRI no caso 2.....	53
Figura 38 - Dados obtidos através do relatório EOS.....	55

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Degeneração de cada vértebra nos 5 casos.....	34
Tabela 2 - Amplitude de ângulos resultantes na coluna vertebral controlo 1.....	35
Tabela 3 - Amplitude de ângulos resultantes na coluna vertebral controlo 2.....	36
Tabela 4 - Média das amplitudes dos ângulos em cada caso intacto.....	38
Tabela 5 - Amplitudes de ângulos obtidos nos 3 parâmetros.	40
Tabela 6 - Amplitudes de ângulos obtidos nos 3 parâmetros da coluna com EIA 2.	43
Tabela 7 - Amplitudes de ângulos obtidos nos parâmetros da coluna com EIA 3.	46
Tabela 8 - Valores de rotação entre a coluna com e sem EIA.....	48
Tabela 9 - Comparação 2D e 3D do caso 2.	51
Tabela 10 - Comparação entre CT e MRI.	54
Tabela 11 - Média dos parâmetros de análise em cada caso.	56

Lista de Gráficos

Gráfico 1 – Ângulo entre vetores dos casos de controlo 1 e 2.	36
Gráfico 2 - Ângulos de rotação intervertebral dos casos de controlo 1 e 2.....	37
Gráfico 3 - Ângulos de rotação intravertebral dos casos de controlo 1 e 2.....	37
Gráfico 4 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso com EIA 1.	40
Gráfico 5 - Rotação intervertebral do caso com EIA 1.	41
Gráfico 6 - Rotação intravertebral do caso com EIA 1.	41
Gráfico 7 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso 2 com EIA.	44
Gráfico 8 - Rotação intervertebral do caso 2 com EIA	44
Gráfico 9 - Rotação intravertebral do caso 2 com EIA.	44
Gráfico 10 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso 3 com EIA.	47
Gráfico 11 - Rotação intervertebral do caso 3 com EIA.	47
Gráfico 12 - Rotação intravertebral do caso 3 com EIA.	47
Gráfico 13 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 1.	49
Gráfico 14 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 2.	49
Gráfico 15 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 3.	50
Gráfico 16 - Diferenças entre a rotação intervertebral na CT 2D e CT 3D, respetivamente...51	
Gráfico 17 - Valores obtidos através do modelo 3D de MRI.	54

Lista de Siglas e Acrónimos

C – Cervical;

T – Torácica;

L – Lombar;

2D – Bidimensional;

3D – Tridimensional;

EIA – Escoliose idiopática do adolescente;

RX – Raio-X

CT – Tomografia computadorizada;

MRI – Ressonância magnética;

VPT – Vertebral Pedicular Tethering;

BD – Bases de dados;

VPA – Variação percentual de aumento;

mm – Milímetros;

Introdução

1.1. Objetivo

Este trabalho foca-se na análise computacional de colunas vertebrais com escoliose idiopática adolescente (EIA), onde o objetivo primário é quantificar rotação e desvio que ocorreu em cada vértebra quando a coluna padece desta deformação, numa forma mais completa do que tem sido reportado na literatura. A análise inicia-se nas imagens médicas de tomografia computadorizada (CT, na sigla mais usual em inglês) que são transformadas em modelos 3D, assim como imagens de ressonância magnética (MRI, na sigla mais usual em inglês). O objetivo, além de analisar as rotações, é igualmente perceber se a utilização de outros tipos de imagem pode ser exequível na classificação das curvaturas de escoliose.

1.2. Motivação

Este trabalho teve origem numa proposta do Professor Doutor Jorge Mineiro, Coordenador da Unidade de Ortopedia e Traumatologia do Hospital CUF Descobertas (Lisboa), que procurou perceber como poderia quantificar de forma mais precisa o grau de escoliose nos pacientes adolescentes e com isso contribuir para o desenvolvimento de um novo tratamento, o *Vertebral Pedicular Tethering* (VPT). Assim, esta dissertação surge como trabalho preliminar, na fase da caracterização 3D, para o objetivo final de consolidar este novo tratamento.

1.3. Descrição de Tese

O desenvolvimento do presente estudo, encontra-se dividido por vários capítulos, sendo os primeiros introdutórios. O capítulo 2 aborda a anatomia da coluna vertebral, sendo que esta é a base do estudo. No capítulo 3, inicia-se a descrição da condição central do estudo – a escoliose. Com base na literatura, são descritos vários métodos de classificação, assim como tratamentos. É neste capítulo que é mencionada a nova técnica cirúrgica que originou este trabalho preliminar. O capítulo 4 apresenta os métodos e os procedimentos pelo qual o estudo foi encaminhado. Fazendo a correspondência a este capítulo, o capítulo 5 apresenta os resultados obtidos, assim como a discussão dos mesmos, onde se responde aos objetivos propostos. Por fim, o capítulo 6 finaliza o trabalho com as principais conclusões.

Capítulo 2

Anatomia da coluna vertebral

A coluna vertebral é uma estrutura de elevada importância no esqueleto humano formando o eixo central do corpo. É responsável pelo suporte estrutural e garante a proteção dos nervos e vasos sanguíneos de traumas externos. Articula a base do crânio, na parte superior e na parte inferior está conectada aos ossos pélvicos e, apesar de ter suporte forte, tem flexibilidade que permite movimento [1][2].

A coluna vertebral é dividida em 5 regiões, sendo composta por 3 grupos vertebrais, o sacro e o cóccix. Os três grupos são constituídos por 33 ossos, sendo estes denominados de vértebras e estas são agrupadas em vértebras cervicais (C1-C7), vértebras torácicas (T1-T12) e vértebras lombares (L1-L5) [1][2]. Na figura 1 estão representadas as 5 regiões mencionadas, assim como as respectivas curvaturas de cada região.

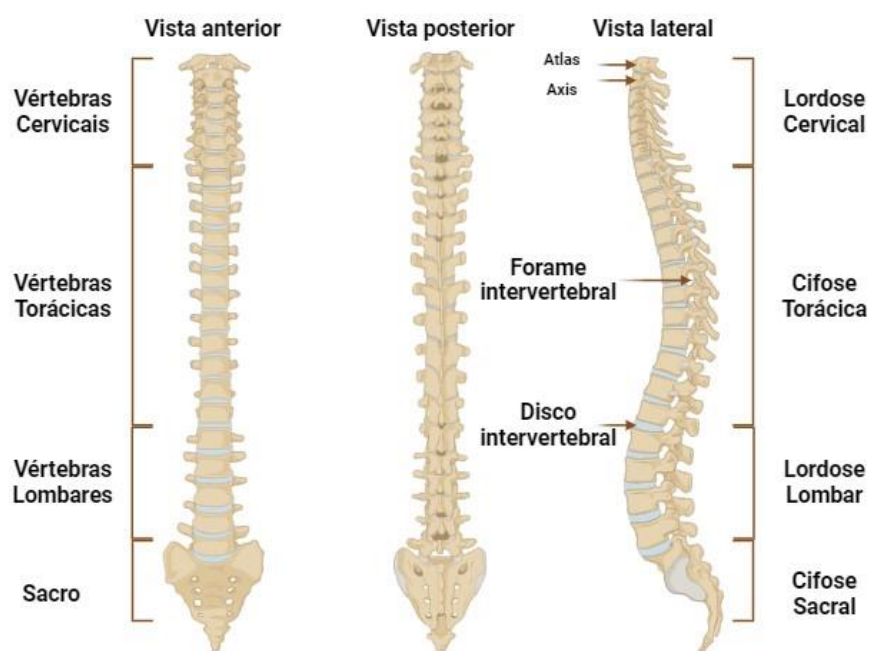


Figura 1 - Anatomia da coluna vertebral.¹

A curvatura natural da coluna vertebral tem formato de “S”, quando vista lateralmente, e este formato altera-se desde o desenvolvimento do feto até à fase adulta. Inicialmente,

¹ Figura criada com recurso à aplicação BioRender.

os fetos possuem a curvatura da coluna em forma de “C”, sendo esta conformação alterada com a influência da sustentação muscular da cabeça, pescoço e tronco. As curvaturas denominadas de primária e secundária estão interligadas à evolução da curvatura da coluna com o avançar da idade. A curvatura primária refere-se à região torácica e sacral que se mantém igual à curvatura fetal e a curvatura secundária corresponde às regiões cervical e lombar que são modificadas quando o bebê começa a utilizar os músculos das respectivas zonas. Os termos cifose e lordose correspondem ao tipo de curvatura, sendo estas respetivamente, primária e secundária [2].

2.1. Vértébras

Os componentes ósseos que compõem a coluna vertebral são denominados de vértebras e estas apresentam ligeiras diferenças consoante os grupos a que pertencem. As primeiras duas vértebras cervicais, que servem de apoio ao crânio, são denominadas de atlas e áxis, respetivamente, e são as que apresentam uma morfologia mais díspar às restantes. Devido à flexibilidade da coluna vertebral, as restantes vértebras são mencionadas como vértebras móveis, significando que estas apresentam mobilidade entre si e como tal a sua composição é muito semelhante, como é apresentado na figura 2.

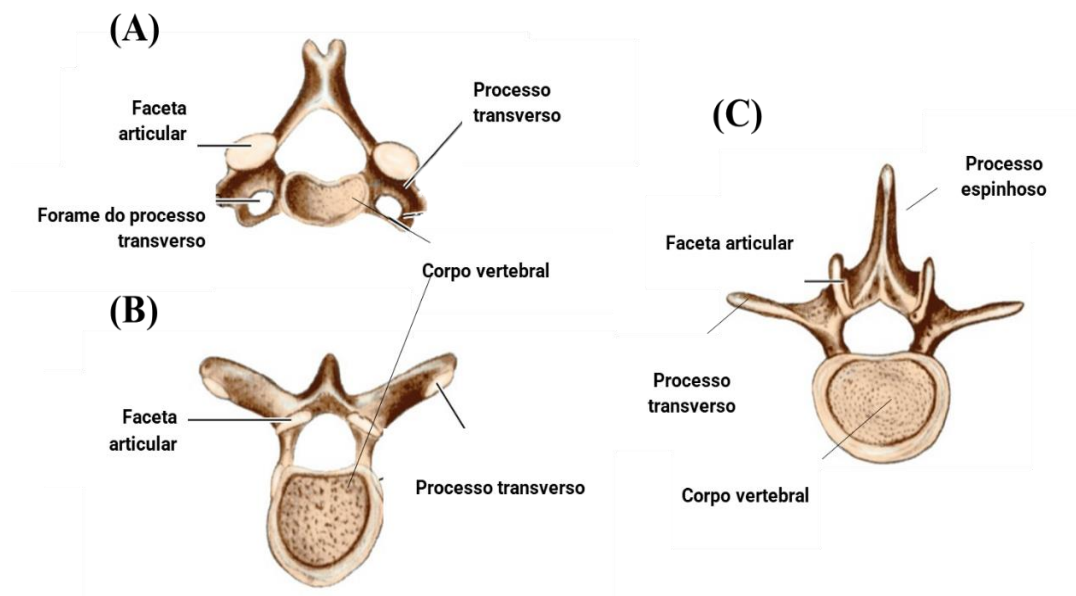


Figura 2 - Anatomia das vértebras. (A) Cervical; (B) Torácica; (C) Lombar. Adaptado de [1].

Cada vértebra é composta por corpo vertebral e arco vertebral. A forma circular aberta que se encontra no corpo vertebral é denominada de forame vertebral e tem como função

a passagem da medula espinhal ao longo da coluna. O alinhamento de todos os forame vertebrais é designado de canal vertebral [1], [2]. As vértebras são, estruturalmente, compostas por osso cortical (osso denso com função principal de proteção) na camada externa e osso trabecular internamente (com uma configuração muito mais porosa e uma orientação complexa segundo os eixos de carregamento). Sendo a forma anatómica muito semelhante entre as vértebras dos 3 grupos, estas apresentam diferentes tamanhos, uma vez que a estrutura anatómica é influenciada pela respetiva função. As vértebras lombares são as que apresentam maior corpo vertebral, pois são responsáveis pela sustentação da parte superior do corpo [3].

2.2. Discos intervertebrais

A biomecânica da coluna vertebral só é possível devido à estabilidade, flexibilidade e manutenção estrutural que é oferecida pelos discos intervertebrais, pelas articulações e ligamentos. A unidade funcional da coluna vertebral é a base do conhecimento para os estudos na área, abordando a importância dos discos entre duas vértebras consecutivas. Os discos intervertebrais encontram-se entre as vértebras e são uma camada de articulação cartilaginosa. Existem 23 discos, sendo que a posição do primeiro encontra-se entre as vértebras C2 e C3 e o último garante a junção entre a última vértebra lombar com o sacro. O disco fibrocartilagenoso é constituído por várias camadas de cartilagem fibrosa na parte exterior denominadas de anel fibroso e internamente encontra-se o núcleo pulposos com características gelatinosas – figura 3.

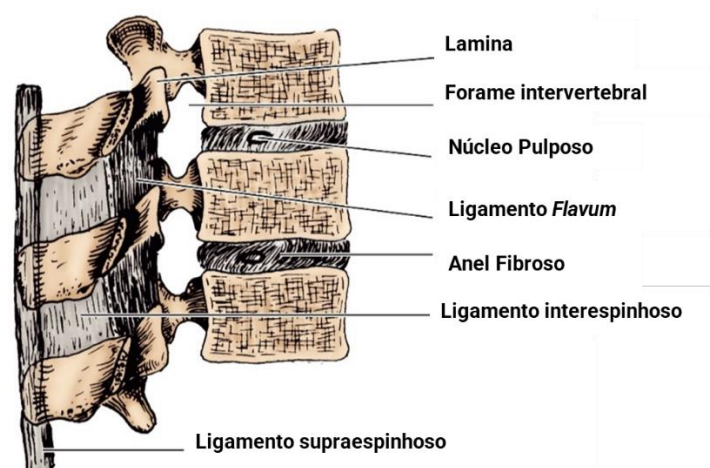


Figura 3 - Representação da posição dos discos intervertebrais [1].

Os corpos vertebrais são revestidos na parte superior e inferior por uma camada de cartilagem hialina que permite que o disco intervertebral tenha flexibilidade e adesão durante o movimento e consiga absorver os impactos resultantes. As fibras do anel fibroso garantem flexibilidade devido às suas características extensíveis e a resistência à tração permite que haja movimentos de torção e cisalhamento [1], [2], [4].

2.3. Articulações e Ligamentos

As articulações e os ligamentos são os responsáveis pela estabilidade e conexão dos corpos vertebrais durante o movimento e em repouso. A contração e descontração destes resulta da resposta ao movimento respetivo. As articulações facetarias ou zigapofisárias acompanham toda a coluna vertebral e é a presença destas, de ambos os lados da linha média, que permitem o movimento e a flexibilidade da coluna.

As articulações fibrosas presentes na coluna vertebral são divididas em ligamentos supraespinhoso, interespinhoso e ligamentos *flavum* ou ligamentos amarelos. Estes ligamentos têm função biomecânica e de estabilidade entre os arcos vertebrais. O ligamento supraespinhoso é caracterizado como bandas de tecido fibroso forte e denso e encontra-se entre os processos espinhosos. Estas bandas, quando a coluna vertebral está em flexão, são densas e rígidas enquanto o contrário acontece quando a coluna se encontra em extensão. O ligamento interespinhoso, é formado por tecido fibroso e está presente entre os processos espinhosos, fazendo ligação com o ligamento abordado anteriormente. É denso e forte na zona lombar da coluna vertebral, porém na restante linha média é menos robusto. O ligamento flavum, também denominado de ligamento amarelo, encontra-se entre as lâminas do arco vertebral e estão posicionados na margem com o forame intervertebral. São estruturas com bastante elastina que alongam e encurtam consoante o movimento de flexão e extensão, respetivamente. Os corpos das vértebras possuem na, parte anterior e posterior, dois ligamentos que são responsáveis pela conexão e pelo ligeiro movimento dos mesmos [1], [2].

Estado da arte

3.1. Escoliose

A existência de condições e patologias associadas à coluna vertebral desperta atenção, uma vez que a coluna é crucial na saúde e bem-estar, assim como na manutenção da postura. Entre várias condições existentes, a escoliose é uma patologia que afeta diretamente a vida dos detentores da mesma. É caracterizada pela alteração da curvatura natural da coluna vertebral, onde a mesma padeceu de rotação no plano axial, desvios laterais no plano sagital e alteração da curvatura no plano coronal [5]. Esta deformação tridimensional (3D) é caracterizada como escoliose quando apresenta, relativamente aos valores padrão, discrepância de 10° de amplitude da curva [5], [6], [7]. É uma condição da qual não se conhece a causa da sua ocorrência, porém afeta a qualidade de vida dos pacientes, causando mau estar devido a dores de costas, perda de flexibilidade da coluna, postura normal prejudicada e deformação estética [7]. Esta condição é, por norma, descoberta entre os 10 e os 18 anos [7], [8], afetando entre 1% a 4% [5], [7] dos adolescentes e onde o género predominante é o feminino [5], [7], [9], [10]. A escoliose pode afetar o tamanho dos corpos vertebrais devido ao crescimento com curvatura anómala. Este crescimento ocorre através de ossificação endocondral – cartilagem hialina que ao amadurecer se transforma em osso – e a ossificação membranosa – responsável pelo volume. A patologia, sendo uma deformação 3D, pode apresentar rotação evidente nos 3 planos anatómicos. No plano sagital, a região torácica admite cifose com amplitudes entre os 20° e os 40°, porém na região toracolumbar – onde existe transição de cifose para lordose, os 20° anteriores já despertam atenção para uma possível patologia [11]. No caso da lordose, a região cervical tem uma amplitude entre os 20° e os 35°, enquanto na região lombar esta varia dos 40° aos 60° em casos saudáveis [12]. A biomecânica da coluna vertebral pode também ser alterada por rotação em mais do que um plano ao mesmo tempo, uma vez que a parte anterior da vértebra tem crescimento mais rápido do que a parte posterior [13].

A escoliose pode ser dividida em escoliose de início precoce (neuromuscular), EIA e escoliose tardia [14]. A escoliose de início precoce pode ter início entre os 0 e os 10 anos e normalmente está associada a outros diagnósticos patológicos mais graves, como

neuromusculares, doenças congênitas e síndromes que podem afetar a capacidade vital do paciente, causando insuficiência cardíaca e hipertensão pulmonar [5]. A EIA tem prevalência entre os 10 e os 18 anos e quando diagnosticada nesta idade, pode diminuir a progressão e agravamento da condição, porém colunas vertebrais com curvatura superior a 50° de amplitude têm possibilidade de progressão para a vida adulta [6], [7]. A escoliose tardia é diagnosticada já em fase adulta e após os ossos terminarem a fase de crescimento, originando maior dificuldade no processo de cura e tratamento, diminuindo as hipóteses de recuperação total e podem estar relacionadas com patologias degenerativas [6], [14].

Existem vários tipos de curvatura de escoliose e estas são intituladas tendo em consideração o grupo vertebral onde se encontra o desvio. Além do tipo de curvatura, a escoliose pode ser unilateral ou bilateral, assumindo a forma de ‘C’ ou ‘S’, respetivamente – demonstrado na figura 4 (A) e 5 (B).

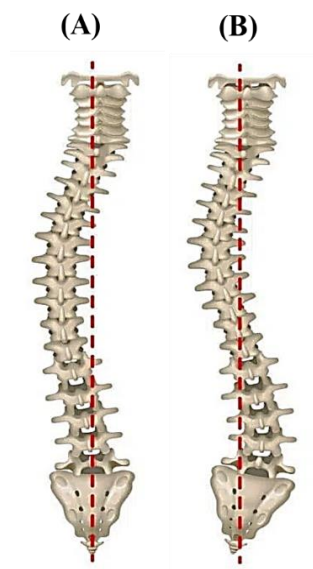


Figura 4 - Tipos de escoliose. (A) Curvatura unilateral; (B) Curvatura bilateral. Adaptado de [15].

A idade é um fator chave no progresso da escoliose, pois o tamanho da curva aumenta com o avançar da idade e a velocidade de crescimento afeta o ângulo de curvatura e a posição dos ápices – vértebra com maior desvio lateral - das curvas. O sistema pulmonar também pode ser afetado, tendo em conta o grau de curvatura lateral, uma vez que este é influenciado pelo grau de lordose e cifose torácica e pela rotação vertebral que implica diminuição da força muscular [5][16].

3.2. Diagnóstico e classificação

A escoliose é uma condição que deve ser diagnosticada e classificada durante o período da adolescência, enquanto existe crescimento ósseo. O diagnóstico da condição no intervalo de idade correta, auxilia na prevenção da progressão da curvatura, uma vez que a amplitude da mesma tem tendência a aumentar com o aumento da idade. O grau de progressão da condição, assim como o respectivo tempo variam com vários fatores, sendo exemplo, a idade do diagnóstico, a velocidade de crescimento do paciente, o ângulo de curvatura existente e a posição dos ápices da curva [5].

Existem vários métodos para diagnosticar e classificar a curvatura da escoliose. Os exames de diagnóstico realizados inicialmente são de caráter observacional e têm por base a identificação de discrepâncias entre o comprimento dos membros inferiores através da avaliação do nível da pélvis e verificação da posição dos processos espinhosos ao longo da coluna vertebral. Outro teste de diagnóstico realizado é o teste de Adams – que está representado na figura 6 - onde o paciente inclina o tronco para a frente, até este se encontrar na horizontal, mantém os membros inferiores estendidos na totalidade e os membros superiores suspensos. A inclinação do tronco do indivíduo é analisada e caso não exista variação entre as laterais da coluna, como é possível observar na figura 5 – (A), o mesmo não tem grau de escoliose, porém se existir inclinação, à semelhança da figura 5 – (B), o paciente possui indicação de escoliose e são realizados mais testes [6][17][18].

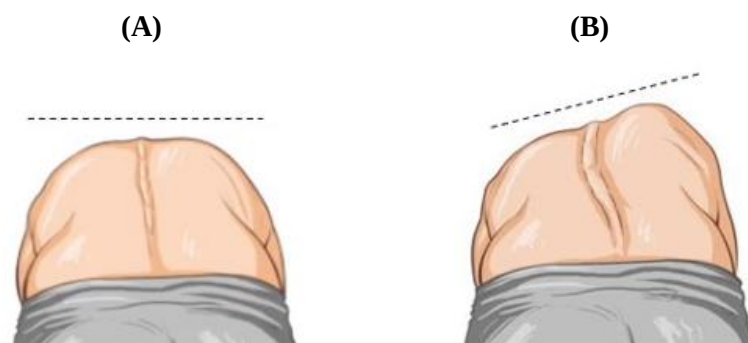


Figura 5 - Teste de Adams. (A) Teste normal; (B) Teste com indicação de escoliose. Adaptado de [17].

Para complementar o diagnóstico é realizada uma radiografia (RX), onde parâmetros como o ângulo de Cobb, grau de Risser, direção e localização da curva estão presentes.

O teste de Risser avalia o estado de ossificação do mesmo através da análise dos ilíacos, sendo um dos parâmetros analisados através das radiografias. Das 6 escalas existentes, o estágio 0 corresponde a sem ossificação e o estágio 5 indica que o processo de ossificação está completo. Este teste permite a percepção do crescimento ósseo, o respetivo tempo de progressão e indicar o possível tratamento [6].

O ângulo de Cobb é formado pelo cruzamento de duas retas paralelas aos corpos vertebrais que se encontram com maior inclinação, superior e inferior, relativamente ao ápice da curva, ou seja, é o ângulo formado pelas vértebras que iniciam e terminam a curva escoliótica [10], [19], [20], como está representado na figura 6.

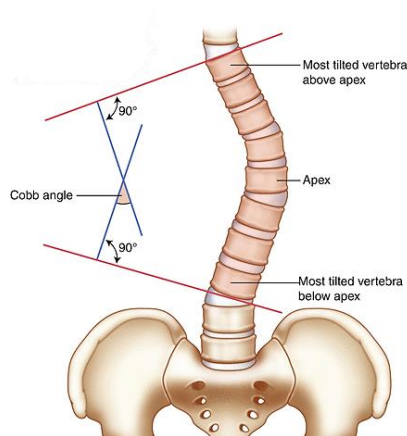


Figura 6 - Medição do ângulo de Cobb [20].

Este método desenvolvido por Cobb foi o primeiro sistema de classificação existente e que perdura até à atualidade. O denominado ângulo de Cobb apenas serviu como classificador, dando oportunidade de surgir outro método [21], desenvolvido por King & Moe em 1980 [22], com confiabilidade de ser utilizado como classificador e como orientador de tratamento [21]. Este método classificava apenas 5 curvaturas mais comuns, sendo esta classificação exclusiva do plano coronal e obtida através de radiografias em posição ortostática [22], demonstrando que a reprodutibilidade não era alta e por consequente a falta de confiabilidade originou a sua substituição. Em 2001, apareceu a classificação de Lenke que inovava ao classificar a escoliose tanto no plano coronal como no sagital, dando melhor percepção da deformidade. As curvas foram inicialmente divididas por curva maior – a maior curva através do ângulo de Cobb – e por curva estrutural – a curva que não é corrigível para menos de 25° de ângulo de Cobb [22] – e foi recomendado como guia de tratamento [22] a fusão de vértebras com classificação de

curvas estruturais, excluindo tratamento para curvas não estruturais. A classificação de Lenke é uma técnica de confiabilidade alta na prática clínica, onde são utilizadas imagens radiológicas 2D ântero-posteriores. O paciente é colocado em pé e a realizar movimentos de flexão, com a máxima amplitude possível, para ambos os lados – direito e esquerdo. Este teste distingue 42 tipos de curvas escolióticas diferentes, avalia o plano coronal e sagital e tem por base a identificação de seis tipos de curvas (1 – 6), três modificações da coluna lombar (A, B, C) e alterações no plano sagital (-, N, +). As imagens de radiografia podem mostrar 3 tipos de modificações da coluna, sendo a curva torácica proximal, torácica principal – onde o ápice da curva é no máximo até aos corpos vertebrais T11/T12 – e a curva toracolombar / lombar. Através destas imagens de flexão, as curvaturas são caracterizadas como estruturais ou compensatórias, onde estas correspondem a uma curvatura maior que 25° e a uma curvatura inferior a 25°, respetivamente [21], [23]. As 6 classificações de Lenke correspondem aos tipos de curvaturas: Lenke 1 – Curva torácica simples; Lenke 2 – Curva torácica dupla; Lenke 3 – Curva dupla principal (torácica e lombar); Lenke 4 – Curva tripla principal (torácica proximal e principal, toracolombar / lombar); Lenke 5 – Curva toracolombar / lombar; Lenke 6 – Curva toracolombar / lombar / torácica principal [24]. A classificação de Lenke continua em utilização na atualidade, sendo a mais reconhecida e permanece em desenvolvimento [22].

No planeamento pré-cirúrgico é imperativo a realização de exames médicos. Dependendo da escolha da equipa médica, os pacientes podem realizar exames de RX, EOS², CT ou MRI.

Do ponto de vista clínico, as imagens de EOS tem de certa forma capacidades superiores face ao RX e CT, uma vez que esta inovadora técnica de imagem radiológica, com uma baixa dose de radiação e com menos tempo de predisposição à mesma, tem capacidade de produzir visualizações 2D e 3D, através de reconstrução realizada pelo software EOS imaging [25][26]. Tendo em conta que a maioria dos detentores desta condição são crianças e jovens, esta técnica protege e minimiza os efeitos das elevadas doses de radiação a que estes estão sujeitos [27]. O EOS, devido a ser recente, não é uma técnica de imagem utilizada frequentemente, porém pretende através de sistemas de imagens biplanares obter soluções para melhorar os resultados e eficácia clínica. Esta técnica através das imagens obtidas faz a reconstrução das mesmas num modelo 3D, do

² Tecnologia de imagem médica com a denominação comercial de “EOS imaging”

qual podem ser obtidas medições precisas para interações clínicas, como o posicionamento das estruturas, medições longitudinais e ângulos específicos.

O RX e o EOS são exames realizados com a colocação do paciente em pé, tendo em conta o peso e como este afeta os apoios [26]. Quando o paciente se encontra na posição sentado, existe um aumento da lordose na cervical, e diminuição da amplitude da cifose torácica e lordose lombar [28]. O exame clínico de CT posiciona o paciente em decúbito ventral, enquanto na MRI este se encontra em decúbito dorsal. Apesar das diferenças de posição mencionadas, existem estudos que correlacionam os exames RX /MRI [29] e EOS/CT [30] e concluem que a posição em que o paciente se encontra não tem relevância clínica no caso de escoliose, pois os ângulo de Cobb no plano coronal são semelhantes. A CT e a MRI são exames não invasivos, onde a CT utiliza radiação ionizante permitindo destacar nas imagens médicas os tecidos duros como os componentes ósseos [31]. A MRI utiliza campos magnéticos, possibilitando a visualização de tecidos moles, como os discos intravertebrais [31]. A MRI pode resultar em imagens 2D que garantem elevada dificuldade no processo de reconstrução e imagens 3D que permitem a sua visualização no espaço com sucesso [32].

3.3. Classificação 3D

As métricas para diagnóstico da escoliose idiopática foram alterando com o tempo, tendo vindo a ser melhoradas. Nos últimos anos e com o aumento dos recursos existentes, têm sido desenvolvidos novos métodos de classificação ou técnicas que sejam complementares e melhorem o conhecimento dos casos a tratar. Sendo a escoliose uma deformação 3D, foram vários os autores que começaram a desenvolver novas métricas de auxílio ao tratamento, tentando colmatar as limitações das classificações 2D.

Os autores estudaram uma nova métrica para o cálculo da curvatura, contrariando o método de Cobb. Neste estudo, ao invés de a curva ser o resultado do ângulo entre as duas vértebras, como mencionado anteriormente, os autores mediram o ângulo formado através de um segmento que une os dois centroides das vértebras superiores e inferiores ao ápice da curva. Ou seja, a medição do ângulo é conseguida através de centroides dos corpos vertebrais em 2D e no plano coronal. Concluíram que esta métrica pode ser aplicada como substituição à medição de Cobb convencional, pois apresenta valores semelhantes [33].

Shen J. et al. em 2020 desenvolveram uma nova classificação 3D, utilizando um algoritmo de *machine learning* não supervisionada - algoritmo *Fussy c-means*. A utilização de parâmetros escolióticos, definidos pela *Scoliosis Research Society*, foi aplicada a todos os casos e o estudo foi feito através da reconstrução de radiografias 2D em modelos 3D. O objetivo seria a classificação, e separação dos pacientes consoante a mesma, para facilitar o diagnóstico. Através do algoritmo foi possível detetar 11 agrupamentos diferentes consoante as respetivas informações, compostos, cada um, por uma população entre 11 e 290 pacientes. Os resultados foram analisados por quatro médicos cirurgiões que confirmaram a veracidade do estudo, porém os autores afirmam a necessidade de maior verificação clínica [22].

O ponto de maior interesse é a assertividade na medição 3D do ângulo de Cobb a partir de imagens de radiografia a 2D. Em 2019, um grupo de investigadores estudou a medição automática do ângulo de Cobb através do método de *machine learning* de redes neurais. Após o isolamento do sistema vertebral, a segmentação de vértebras e a medição do ângulo estudado, este método de algoritmo comparado com o cálculo de dois médicos especialistas, mostrou bons resultados na deteção da curvatura da coluna [20].

As medições 3D do ângulo de Cobb, através de planos nas superfícies das vértebras também já foram estudadas. *Zhang, Mi et al.* fizeram a comparação entre as radiografias 2D e a CT em 3D e concluíram que existe uma diferença significativa entre ambas as técnicas no plano coronal e no plano sagital, devido à diferença da postura aquando da obtenção das imagens, assim como devido ao método de análise [34]. Outro estudo realizado com a mesma linha de pensamento, assinalou 3 pontos nas placas terminais superior e inferior das vértebras e traçou dois planos paralelos – um superior e outro inferior – e avaliou o ângulo obtido. Concluíram que, à semelhança dos investigadores anteriores, é possível fazer a medição fidedigna através do ângulo entre superfícies 3D [17].

3.4. Rotação

Existem vários estudos e desenvolvimentos de investigadores na área da análise de rotação dentro da própria vértebra. É considerado rotação intervertebral, o ângulo de rotação axial que difere a posição das vértebras adjacentes [35]. Em 2008, *Lam, G. et al.* resumiram 6 técnicas utilizadas em RX e CT [36] e onde mencionam os primeiros passos na quantificação de rotação axial. Em 1948, foi Cobb que descreveu pela primeira vez a

rotação neste plano, com base no deslocamento do processo espinhoso relativamente à parte anterior do corpo vertebral [33]. Todas as técnicas desenvolvidas têm em comum o ângulo entre 2 eixos. Estes correspondem à ligação do ponto mais anterior da vértebra ao centroide do canal vertebral e o outro eixo interliga o mesmo centroide com a linha média ventral [33][36].

Um grupo de investigadores, estudou em 2019, não só a rotação axial, assim como a rotação intravertebral, onde exploram a diferença entre o corpo vertebral e os processos posteriores. Tem como base a utilização de CT, porém a medição foi realizada nas imagens 2D, sem preparação do modelo 3D. Neste estudo delinearam o corpo vertebral assim como o canal vertebral e assinalaram os centroides. A rotação axial foi resultado do ângulo traçado entre um eixo que liga o centroide do canal vertebral e o eixo longitudinal do ponto sacral. Abordaram a rotação intravertebral, com o traçar de dois eixos, onde o primeiro vai desde o ponto anterior até ao posterior do corpo vertebral – passando pelo centroide - e o segundo é iniciado no ponto posterior do processo espinhoso até ao ponto central posterior do canal vertebral. O Ângulo entre estes dois eixos, assinala a presença de rotação intravertebral. Avaliaram também a torção mecânica que foi conseguida através da diferença da rotação da placa terminal superior e inferior da mesma vértebra [37]. No mesmo ano, outro grupo utilizou a mesma metodologia, porém com imagens de MRI [38]. *Lee, C. et al.* realizou a avaliação como mencionado anteriormente, porém este grupo de investigadores utilizaram imagens CT e apresentaram metodologia suplementar para a escolha da vértebra. Nas imagens 2D, os eixos do *software* utilizado são colocados sob o centro da vértebra no plano coronal e sagital. Posteriormente, no plano axial é possível saber qual a fatia da imagem que deve ser analisada [39].

A *machine learning* tem sido mais utilizada nos últimos anos e *Logithasan, V. et al.* realizaram medições de rotação vertebral axial automáticas através de imagens de RX e utilizaram um algoritmo de rede neural convolucional – CNN - para calcular automaticamente este ângulo de rotação. Com base neste estudo, concluíram que 81% estão dentro do erro de aceitação e é um processo bastante rápido, demorando menos de 10 segundos para detetar a rotação da vértebra [40].

A quantificação da coluna com escoliose tem várias abordagens, podendo ser utilizadas mais do que um tipo de análise de quantificação e mais do que um tipo de imagem. A deformidade espinhal, pode acontecer em todos os planos anatómicos e até nos 3 em simultâneo e neste ensaio descrito por *Bisson, D.* são apresentadas essas

deformações [41], tendo servido de base para o presente estudo. A utilização de vetores para caracterizar rotação vertebral foi descrita por *Illés, T.* e os seus colegas, onde descreveram que a utilização de álgebra vetorial simplifica a análise da projeção 3D [42].

3.5. Tratamentos

Os tratamentos existentes são escolhidos e aplicados consoante a avaliação e diagnóstico do paciente, a idade, o tipo de curvatura assim como a gravidade e o risco de progressão da mesma. O objetivo principal do tratamento na idade da adolescência é prevenção e diminuição da progressão da curva, quer seja necessário intervenção cirúrgica ou não cirúrgica [43].

A história do tratamento das deformações da coluna vertebral remete ao século V (a.c.) onde a tração longitudinal foi aplicada pela primeira vez por Hipócrates. Vários anos depois a utilização dolorosa do banco hipocrático – superfície onde os pacientes eram colocados e sujeitos a elevadas forças de tração – foi substituída por espartilhos de ferro que exerciam força direcionada e extensão do local. Em 1874, Lewis Sayre assumia a importância do exercício físico focalizado para o lado convexo da curva, aliado à nova metodologia que desenvolvera [44]. Esta consistia na suspensão do paciente, apenas com apoios nas axilas e queixo e na colocação de um colete de gesso para sustentação [22] [23]. No início do século seguinte surgiu o aparecimento do RX, que permitiu melhor conhecimento da condição abordada da coluna vertebral e em 1914, Russel Hibbs realizou a primeira cirurgia de fusão em pacientes com escoliose. Durante as várias décadas que passaram, vários foram os autores que demonstraram provas de evolução quanto aos coletes e aos métodos de cirurgia, existindo atualmente uma evolução relativamente ao molde, peso e tempo de utilização de coletes [44].

Atualmente, os pacientes que apresentam curvatura com amplitudes inferiores aos 30°, geralmente, são encaminhados para tratamentos não cirúrgicos uma vez que não é observado risco de progressão da patologia. Para casos com gravidade baixa ou moderada é recomendado a utilização de ortoses e fisioterapia [9] – tendo como fundamento a ideia de Lewis Sayre [45]. A utilização do colete funciona com compressão das placas laterais, exercendo força no ápice da curva, estimulando o crescimento da parte côncava da mesma. A utilização destes dispositivos médicos é estudada para cada caso [46] e deve

ser utilizada no mínimo 21 horas por dia e a duração do tratamento depende dos casos, podendo ser até à maturidade esquelética [5][6].

Em casos de escoliose severa, ou quando é o tratamento mais adequado, os pacientes são encaminhados para cirurgia. O tratamento cirúrgico mais utilizado e considerado como padrão [10] é a cirurgia de fusão e instrumentação vertebral, porém este minimiza a flexibilidade, aumenta a perda de movimento da coluna vertebral e no caso da escoliose de início precoce afeta o crescimento e desenvolvimento das capacidades pulmonares [47][48]. Neste tipo de cirurgia os corpos vertebrais são reposicionados e fixados através de hastes e parafusos. O procedimento clínico é realizado pela parte anterior do sistema vertebral e associado a este tipo de incisão existem problemáticas como a existência do tórax, que diminui a área de acesso [49]. As cirurgias sem fusão vertebral, não detêm a flexibilidade nem afetam a estrutura dos componentes vertebrais e ao mesmo tempo permitem a correção ao longo do crescimento do paciente. Neste tipo de cirurgias, são colocados parafusos em cada um dos corpos vertebrais que necessitam de correção e estes são interligados no seu todo por um fio flexível que é responsável pela aplicação das tensões durante o período de correção, sendo um processo minimamente invasivo e sem necessidade de procedimentos cirúrgicos frequentes [5], [6], [48], [50].

Existem estudos que abordam os tratamentos da escoliose aquando da idade infantil, mencionando o crescimento da coluna em 50 % do seu tamanho total durante os primeiros 5 anos de vida [47][51]. Nestes casos a instrumentação e fusão de vértebras não pode ser utilizada como opção de tratamento, uma vez que é limitante no crescimento do sistema vertebral, assim como pode afetar as capacidades respiratórias devido ao não desenvolvimento do sistema pulmonar [52]. Em 2017, *Choudhury, M.* e os seus colegas sugeriram, como opção de tratamento, até ser possível a intervenção cirúrgica, a utilização de ortoses [51].

Vários são os autores que estudam intervenções cirúrgicas recorrendo a parafusos ou dispositivos externos. *Fiore, M. et al.* reúnem vários estudos e realizaram a sua interpretação consoante as conclusões dos mesmos. O intuito era a comparação da técnica de fusão da coluna vertebral realizada em separado e através de uma cirurgia minimamente invasiva e concluíram que no respetivo ano de 2022 era precoce a eficácia [53]. Em 2023, a equipa de *Wu, X* estudou a colocação de parafusos pediculares utilizando um dispositivo cirúrgico que foi desenvolvido para auxiliar a colocação dos mesmos e

não danificar os vasos sanguíneos e nervos que se encontram adjacentes à coluna. O dispositivo robótico utilizado é codificado na fase de pré-operação, onde, no software de comando, estão contempladas as imagens médicas e a respetiva reconstrução 3D, assim como outros dados necessários. Na cirurgia, o dispositivo é colocado no ponto 0 e, ao reconhecer a postura projetada anteriormente, procede à colocação do dispositivo de fixação. Os responsáveis pelo estudo garantiram a implementação correta e segura do parafuso e não mencionaram problemas adjacentes com o paciente, porém neste estudo apenas foi utilizado um paciente [54].

A utilização de grampos de Nitinol fixados nas placas de crescimento das vértebras é outro método de cirurgia minimamente invasiva, onde estes são colocados no lado convexo da curva, estimulando o crescimento no lado côncavo e impedindo a progressão da mesma [24] [26]. Contudo, *Shillington, M. P.* na sua investigação conclui que os grampos causam danos nos tecidos, não exercendo forças de compressão, como é inicialmente planeado, na extremidade convexa do corpo vertebral [55].

3.6. Vertebral Pedicular Tethering

Como referido na secção anterior as cirurgias instrumentadas de fusão vertebral têm sido caracterizadas pela falta de flexibilidade e perda de movimentos e como tal, têm sido investigadas novas técnicas para o tratamento da escoliose, sendo uma dessas técnicas a utilização de grampos, que também já foi referida. A manutenção da biomecânica da coluna vertebral é de elevada importância, mantendo o equilíbrio sagital com a curvatura natural de cifose na região torácica e lordose na região lombar. Estas curvaturas, por vezes, podem ser erradamente corrigidas ou serem esquecidas, originado hiper ou hipocifose e hiper ou hipolordose. As cirurgias de instrumentação são, normalmente, realizadas pela parte anterior do corpo humano, influenciando a compressão da parte anterior da coluna e causando maior desvio na parte posterior da coluna vertebral [56].

Com o passar dos anos, a área de tratamento da escoliose deu mais importância - além da rotação coronal e sagital - a pormenores que, atualmente, se sabe que são cruciais como o tamanho vertebral, o crescimento pré e pós tratamento, a rotação das vértebras nos três planos anatómicos, assim como o crescimento e rotação dos processos posteriores [56].

A técnica é intitulada de “*Vertebral Pedicular Tethering*”, onde são utilizados parafusos pediculares através da prática posterior pouco invasiva e com similaridade à

técnica que utiliza grampos. Neste caso, alguns parâmetros devem ser tidos em consideração como a idade do paciente, o nível de escoliose, a maturidade dos componentes ósseos, o tipo de curva e a amplitude de Cobb. O procedimento é aplicado a pacientes com curvas toracolumbares – torácicas e lombares – e lombares (classificadas com Lenke 5C), com ângulo de Cobb entre os 40° e os 60° e que tenham flexibilidade na coluna para o tratamento. A técnica cirúrgica não tem correção imediata, uma vez que utiliza o crescimento do paciente para a própria correção e esta para que seja eficaz, os pacientes devem ser adolescentes, onde já têm maturidade óssea suficiente para não reverter e originar correção excessiva, porém continuam em crescimento[56].

A comissão de Ética do Hospital CUF Descobertas aprovou o projeto de estudo desta nova técnica de VPT e existem vários casos de tratamento bem sucedidos. A metodologia de ação tem por base a colocação, pela parte posterior da coluna vertebral, do parafuso no lado da curvatura, ou seja, o mesmo é colocado no lado convexo da vértebra com o intuito de bloquear o crescimento e estimular o mesmo no lado côncavo da curva escoliótica. Os parafusos são interligados com um fio de polietileno que é responsável por garantir a tensão durante a correção, sendo que esta é máxima no momento de colocação no bloco operatório e tende a perder a função consoante a correção e o crescimento. Ao longo da correção, os ligamentos não são afetados e a tensão nos discos intervertebrais vai diminuindo [56].

A VPT não promove cifose devido à colocação posterior dos parafusos, contudo pode afetar a amplitude de lordose, uma vez que ao ser aplicada em curvaturas toracolumbares e lombares - que sem patologia são lordóticas - a estimulação posterior pode agravar – ainda que ligeiramente e dentro de valores normais - este perfil sagital [56].

Para a preservação do movimento, devem ser aplicados apenas 6 ou 7 dispositivos de fixação e não devem ser aplicadas outras técnicas em conjunto, sendo que esta apenas é aplicada a um ápice. Como a coluna torácica não tem muito movimento e flexibilidade, esta cirurgia não é aconselhável, podendo afetar a biomecânica e o equilíbrio sagital [56].

Os primeiros resultados clínicos têm demonstrado que a técnica se assenta num bom procedimento clínico, no entanto são precisos mais casos e um estudo que responda a pormenores sugeridos para a validação como uma nova abordagem de tratamento para a escoliose idiopática do adolescente [56].

Metodologia

Este estudo tem como foco a análise computacional de modelos 3D de colunas vertebrais com EIA; para a sua realização, foram utilizados 3 casos com graus e classificações de escoliose diferentes entre si, e 2 casos de colunas sem patologias declaradas, sendo consideradas colunas vertebrais intactas ou de controlo.

As colunas vertebrais intactas foram obtidas em duas bases de dados (BD) distintas. Ambas as plataformas de acesso aberto têm à disposição vários casos com e sem patologias, sendo que a plataforma ‘OsiriX[®]’ é detentora de imagens de CT e MRI [57] e a ‘VerSe[®]’ apenas dispõe de imagens de CT [58][59][60]. O conjunto de imagens obtido não tem associado os dados clínicos do paciente e como tal não são conhecidas possíveis patologias, a idade e o género, pelo que apenas foi feita uma análise visual dos mesmos. Os casos com EIA já diagnosticada foram cedidos pelo Hospital CUF Descobertas, sem identificação nominal dos pacientes, cumprindo a política de proteção de dados.

4.1. Modelação de imagens médicas

Os casos estudados foram reconstruídos utilizando o *software* de segmentação e processamento de imagens 3D ‘Simpleware ScanIP’ pertencente à ‘Synopsys[®]’ [61][62].³

O processo de segmentação e processamento de imagens é rigoroso para garantir que os modelos 3D finais são o mais realistas possível. O procedimento inicia-se com a importação das imagens para o *software* ‘ScanIP’, onde inicialmente as estruturas de interesse são ajustadas e melhoradas relativamente ao contraste dos tecidos duros com o restante. O programa funciona com a utilização de *masks* (máscaras) que evidenciam o local de processamento destacando-se com diferentes tonalidades de cores. A primeira *mask* é aplicada com a função *Threshold* – figura 7 (A), ajustando o histograma da imagem para melhor destaque e precisão, e imediatamente é possível verificar o estado do modelo 3D. Para eliminar vestígios de outras zonas que não estejam interligadas com a estrutura pretendida, utiliza-se o *Mask Flood Fill* – figura 7 (B) - em qualquer zona no modelo que é suposto preservar. Contudo, quando estas estruturas indesejadas têm

³ Foi possível a utilização deste programa através do Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa.

ligação, através de pixels devido a sangramento, com o modelo pretendido, é necessário utilizar a função *Paint* – figura 7 (C). Através do *paint* manual, é possível eliminar ou adicionar pontos e secções ao modelo segmentado, podendo ser em todas as fatias das imagens ou apenas na fatia que se encontra visível. Esta funcionalidade é de elevado interesse, pois permite o melhoramento do modelo, devido à possibilidade de ver as imagens posicionadas por trás da opacidade diminuída das marcações. Enquanto as funcionalidades abordadas, são responsáveis pela definição da região a segmentar, a função *Split Regions* – figura 7 (D) – inicia o processo de correção. Esta tem como função, a separação das regiões de forma semiautomática, ou seja, neste caso, o isolamento das vértebras.

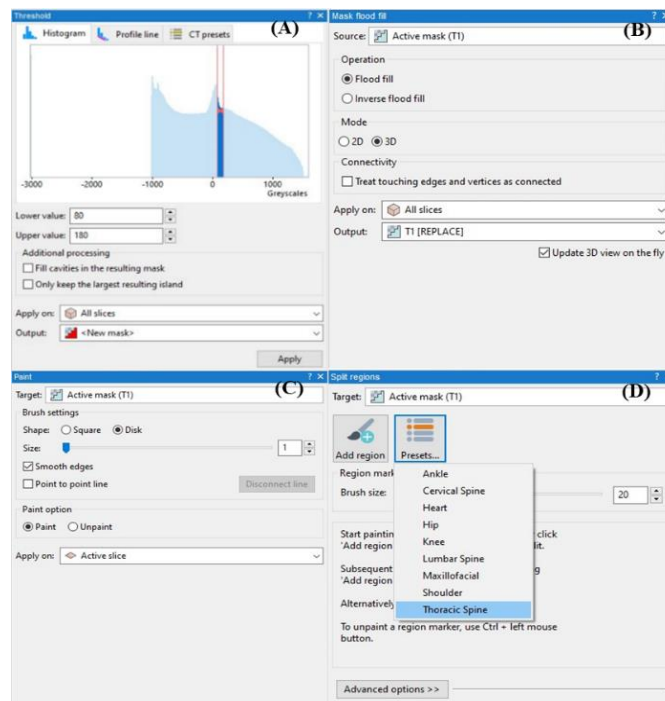


Figura 7- Metodologia ScanIP. (A) *Threshold*; (B) *Mask flood fill*; (C) *Paint* manual; (D) *Split regions*.

Após a separação de todas as vértebras, o processo é novamente repetido, porém a zona a destacar será o fundo da imagem. Tendo em conta a importância dos discos intervertebrais no processo computacional e sendo as imagens de CT, não é possível observar os discos e como tal, é necessário encurtar o respetivo local entre as vértebras através da função *paint*. A função *boolean* tem como objetivo destacar uma estrutura, quando a mesma se encontra sobreposta a outra – figura 8 (B). Através desta função é

possível dividir os discos das vértebras, onde o *input A* é o que vai ser substituído e o *input B* é o que prevalece – figura 8 (A). A opção *cavity fill* - figura 8 (C) - é responsável pelo preenchimento interior das vértebras e discos, como está destacado a amarelo na figura 8 (B).

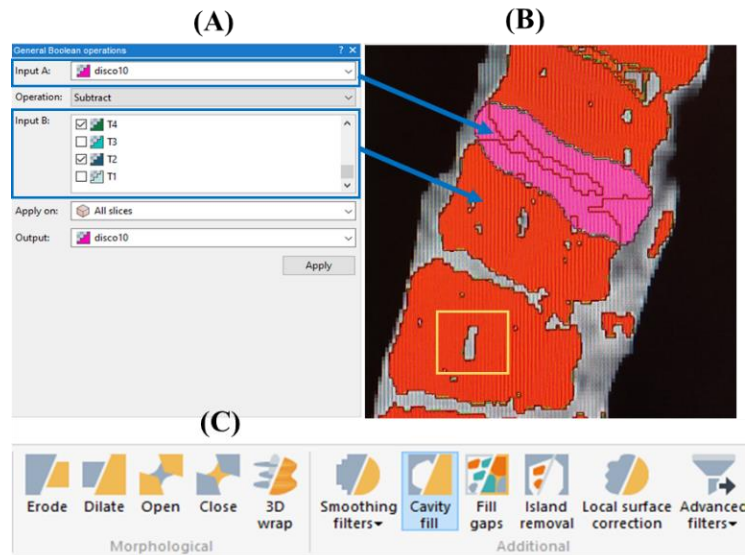


Figura 8 – Separação e preenchimento de discos e vértebras. (A) Parâmetros da operação ; (B) Pré-Boolean; (C) *Cavity fill*.

Por fim, a segmentação é finalizada com a aplicação de vários filtros para garantir a uniformidade da superfície do modelo – figura 9 - e escolha de materiais específicos da região – figura 10, antes da exportação do modelo num ficheiro do tipo stl.

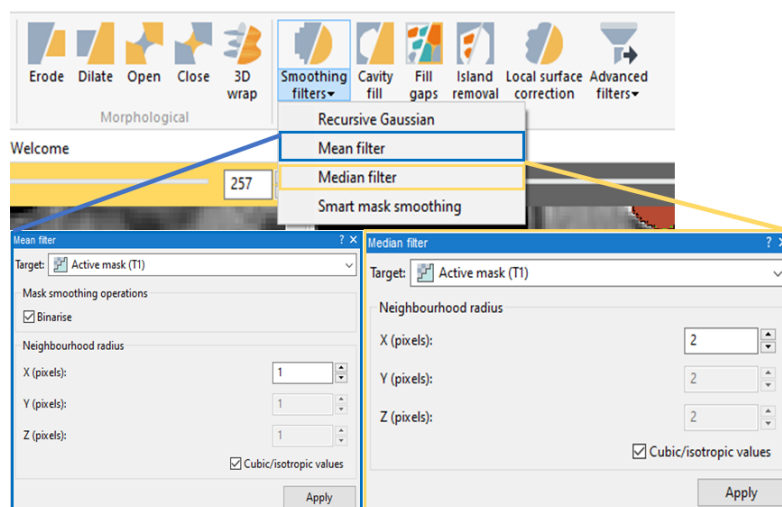


Figura 9- Aplicação de filtros.

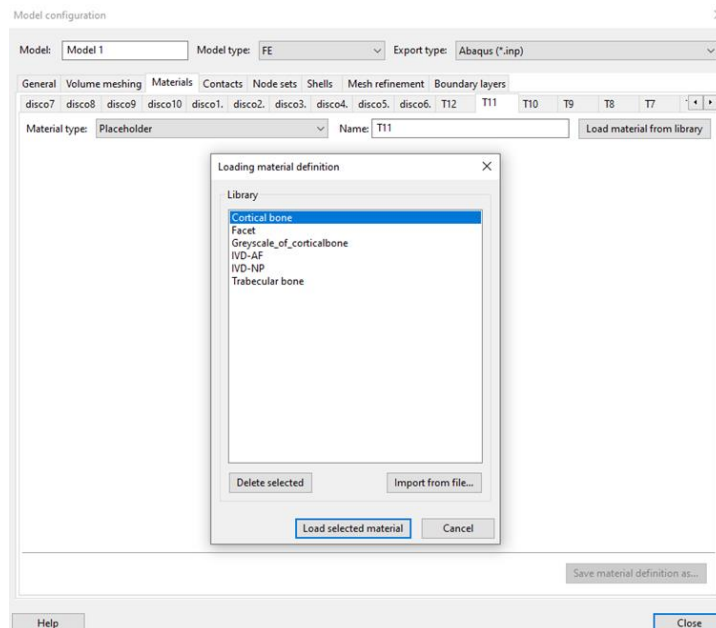


Figura 10 - Atribuição de material da vértebra.

Na figura 11, é possível observar a interface do software e o respectivo modelo finalizado. Durante este estudo, os discos intervertebrais não são utilizados, devido à quantificação da coluna ser apenas realizada, numa fase inicial através de vértebras.

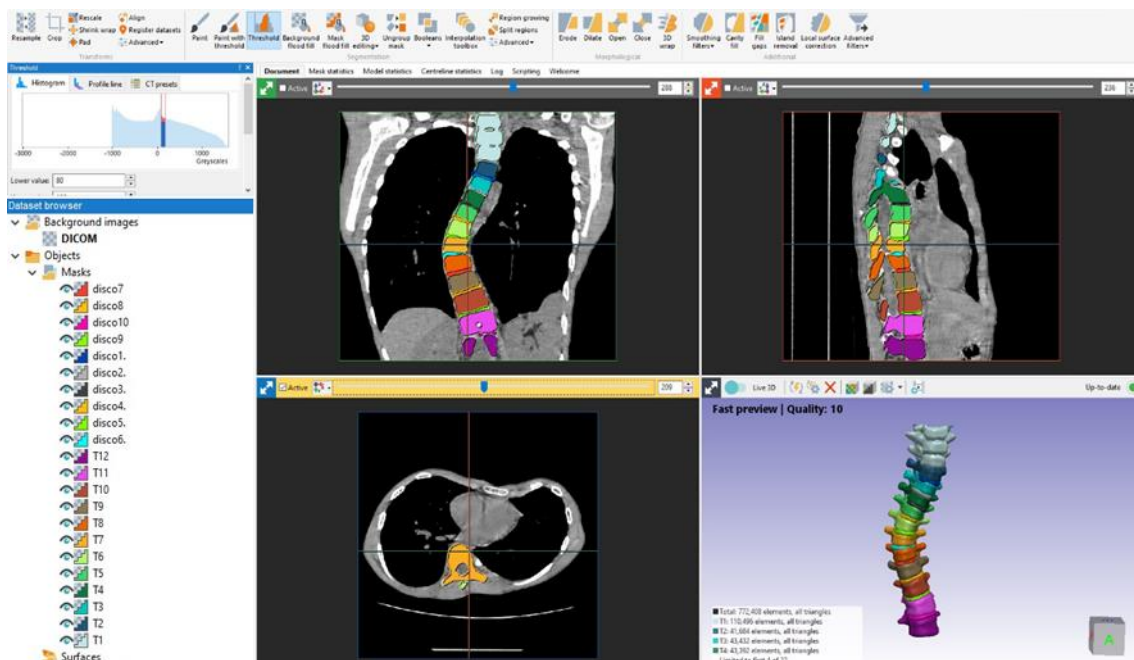


Figura 11 – Interface do software ScanIP.

4.2. Preparação para quantificação 3D

A resposta de questões práticas relacionadas com a nova abordagem cirúrgica, mencionada no capítulo anterior, prende-se pelo conhecimento da biomecânica da coluna escoliótica. Para perceber as deformações existentes em cada caso, cada vértebra é examinada como uma estrutura independente, sendo que cada uma tem uma orientação que a vai definir.

4.2.1. Centroides

Este processo inicia-se com a avaliação individual de cada vértebra, conhecendo o seu centro de massa. Os respetivos centroides são obtidos no software MeshLab [63], sendo este um programa de acesso aberto onde é possível manipular e extrair informação de modelos 3D.

O modelo de cada vértebra é aberto no software como componentes separados para que seja possível obter os centroides de cada uma, como se pode observar na figura 12.

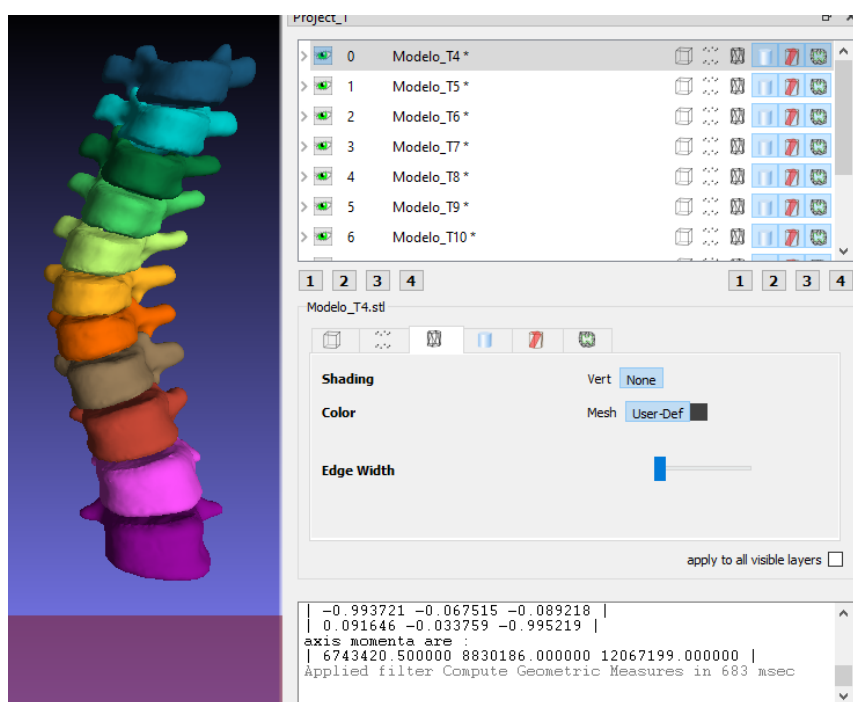


Figura 12 - Modelo 3D da coluna do caso 1 com EIA no MeshLab.

Após selecionar a vértebra pretendida, a opção de medidas computacionais figura 13 é escolhida e é possível ver a informação relativa à mesma na janela de comandos –

figura 14. Do conjunto de informação dispensado, retiram-se as coordenadas cartesianas do respetivo centro de massa.

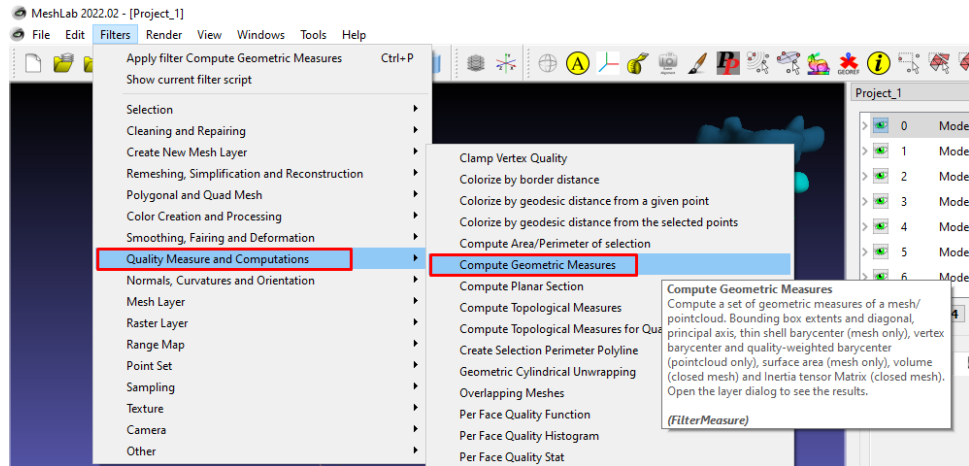


Figura 13 - Opção de medidas computacionais

```
Applied filter Compute Geometric Measures in 639 msec
Mesh Bounding Box Size 61.668762 64.769852 32.455093
Mesh Bounding Box Diag 95.139389
Mesh Bounding Box min -35.442860 -16.653996 -250.815430
Mesh Bounding Box max 26.225903 48.115856 -218.360336
Mesh Surface Area is 8410.290039
Mesh Total Len of 18588 Edges is 23429.070312 Avg Len 1.260441
Mesh Total Len of 18588 Edges is 23429.070312 Avg Len 1.260441 (including faux edges)
Thin shell (faces) barycenter: -2.806522 13.747421 -236.776138
Vertices barycenter -2.684794 13.677418 -235.852066
Mesh Volume is 35106.328906
Center of Mass is -2.861302 9.268988 -236.237961
Inertia tensor is :
| 8848613.000000 123532.281250 -300561.593750 |
| 123532.281250 6758879.000000 191429.375000 |
| -300561.593750 191429.375000 12033027.000000 |
Principal axes are :
| 0.064180 -0.997147 0.039734 |
```

Figura 14 -Coordenadas do centro de massa.

De seguida os valores são copiados para um ficheiro .txt e é utilizado o programa Matlab [64]. Este permite, através de um código de programação, a visualização dos centroides no espaço – exemplo na figura 15.

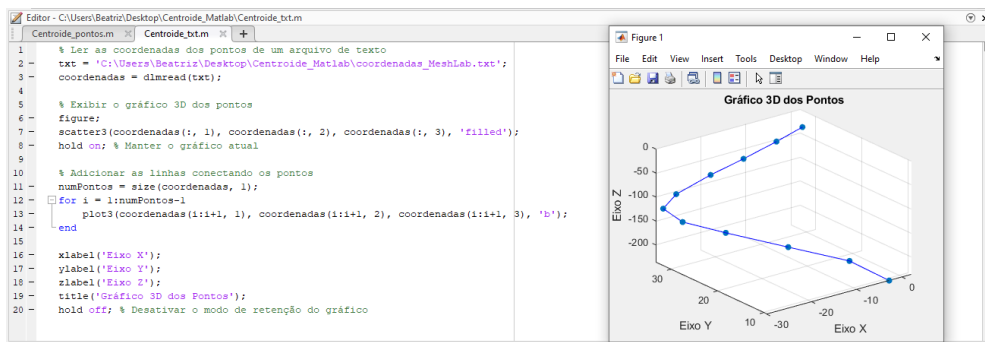


Figura 15- Excerto do código desenvolvido e a visualização 3D dos centroides.

A visualização no espaço dos centroides é utilizada para a comparação de dois tipos de imagens médicas.

4.2.2. Pontos de interseção de planos anatómicos

Posteriormente à obtenção dos centroides de cada vértebra, um novo *software* é utilizado. Este também de acesso aberto, o 3DSlicer [65] é um programa que garante o manuseamento e marcação de pontos em locais específicos. Estes pontos são importantes no processo de análise, uma vez que estes são resultado das interações dos 3 planos anatómicos. Sendo a deformação em 3 dimensões, os centroides têm 3 eixos associados, o que vai permitir verificar a rotação e desvio angular entre si e os seguintes. A escolha deste programa foi feita devido à capacidade de o mesmo posicionar planos nos locais pretendidos e de permitir manipulação consoante necessário.

Neste caso, inicialmente, são colocados os pontos com as coordenadas específicas de cada vértebra, obtidas anteriormente através dos centroides. Na figura 16, é exibido como exemplo o valor das coordenadas associadas a um ponto.

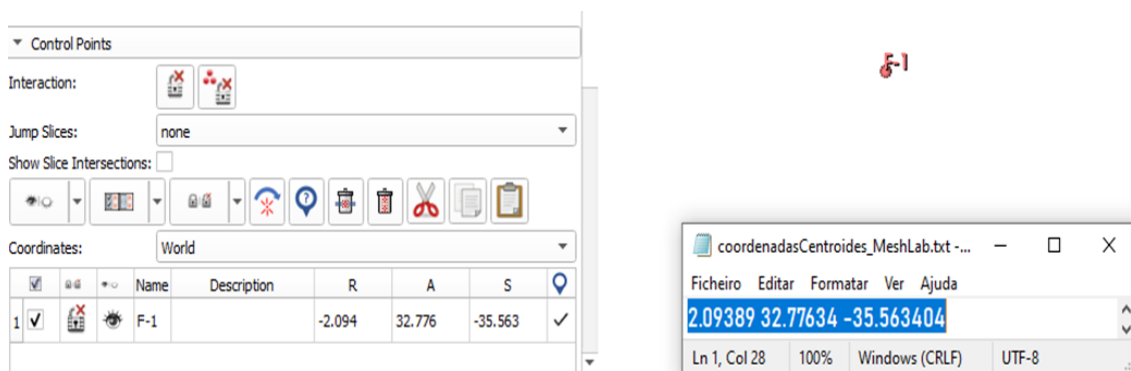


Figura 16 - Ponto com coordenadas de uma vértebra.

Na figura 17, está demonstrado os planos anatómicos da vértebra posicionados num ponto com a mesma origem.

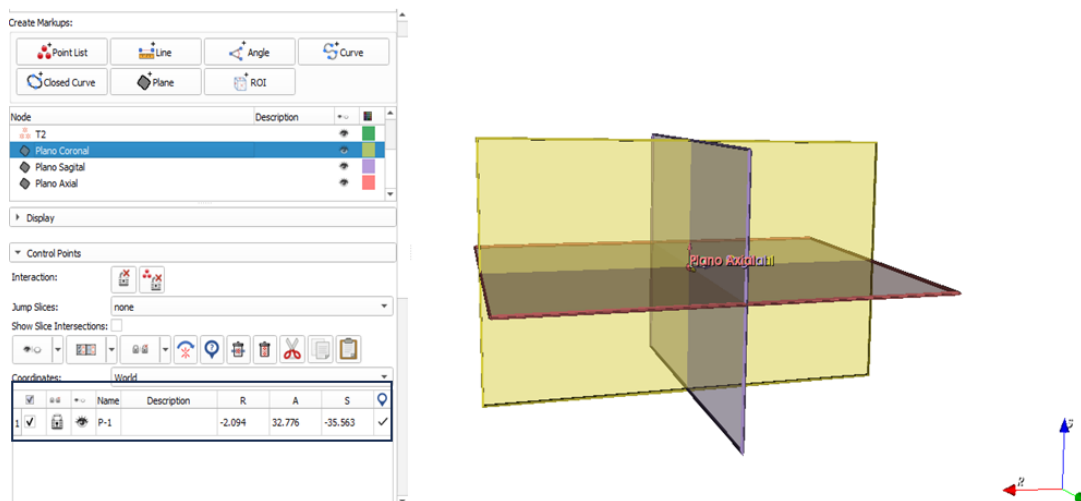


Figura 17 – Posicionamento dos planos anatômicos consoante as coordenadas no espaço da vértebra respetiva.

Posteriormente à interseção dos planos, a vértebra é colocada no centro dos mesmos e estes são ajustados consoante a sua direção nos três eixos, como está apresentado na figura 18. Os pontos, com determinadas coordenadas, que serão estudados são posicionados nas interseções dos planos, de modo a garantir que a extração dos valores é feita no mesmo local em cada vértebra diferente. As figuras 19, 20 e 21, mostram em cada plano anatômico, os pontos que estão associados, sendo respetivamente o plano coronal, o plano sagital e o plano axial.

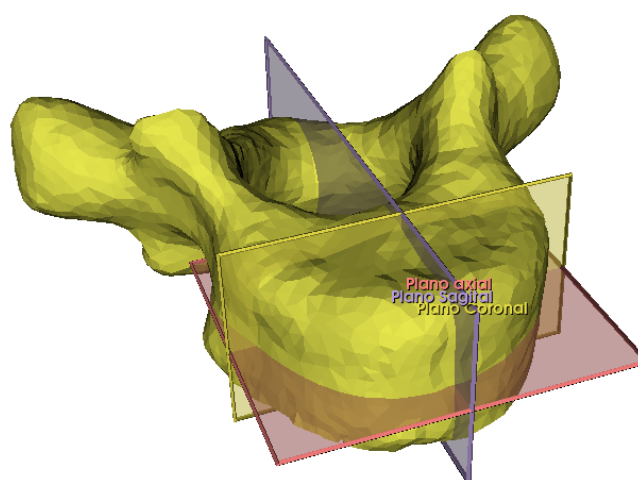


Figura 18– Vértebra intersetada pelos 3 planos anatômicos.

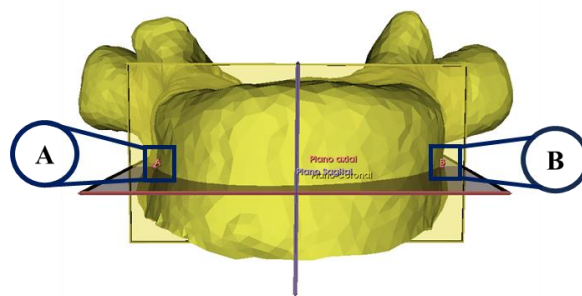


Figura 19 – Pontos de medição no plano coronal.

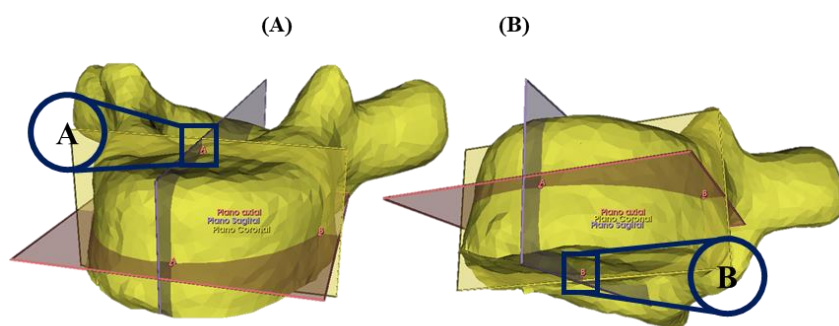


Figura 20 – Pontos de medição no plano sagital.

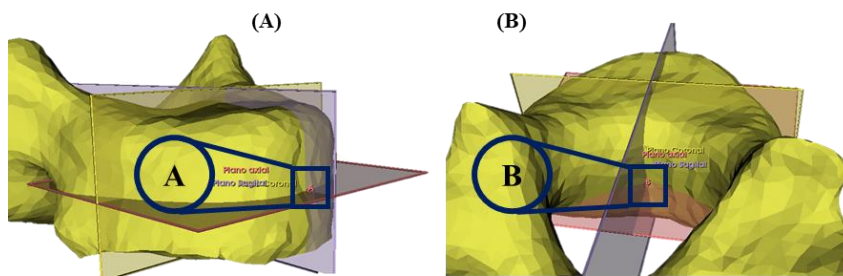


Figura 21 – Pontos de medição no plano axial.

Os planos apenas são ajustados no âmbito rotacional, não influenciando a posição central no centroide. É imprescindível de destacar que os sistemas de coordenadas entre cada software utilizado são iguais, não influenciando a orientação de cada ponto.

4.3. Quantificação

A quantificação é o ponto fulcral do estudo e, concluídas as etapas de modelação, extração de informação e colocação de planos e pontos, é iniciada a análise. Os

parâmetros de análise do estudo são o ângulo de Cobb (2D e 3D), o desvio angular e a rotação que ocorreu em cada vértebra.

4.3.1. Ângulo de Cobb

O ângulo de Cobb foi analisado através da colocação de planos paralelos à superfície das 2^a vértebras, superior e inferior, relativamente à vértebra do ápice da curva. Recorreu-se ao programa 3D Slicer para a medição, utilizando ferramentas de medida disponíveis. Os 2 planos são prolongados até ao cruzamento e neste ponto é feita a medição, como está demonstrado na figura 22.

A análise 2D do ângulo de Cobb também foi realizada para fins comparativos e a imagem 23 mostra a metodologia para a sua obtenção.

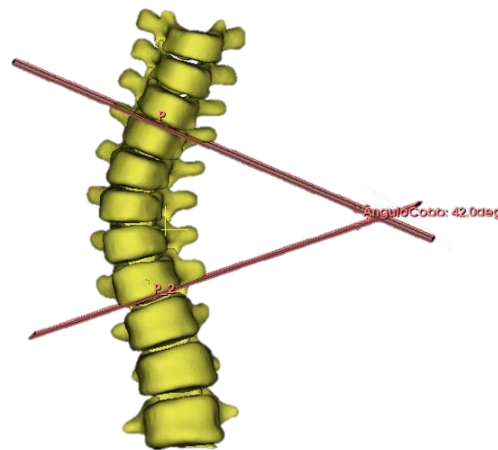


Figura 22 – Ângulo de Cobb medido em 3D visto no plano coronal.

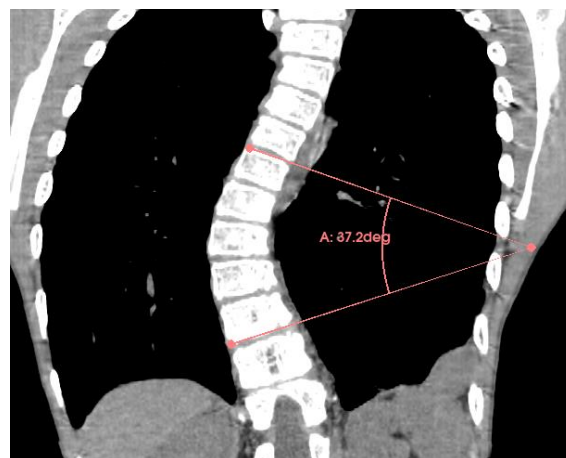


Figura 23 - Ângulo de Cobb medido em 2D no plano coronal.

Neste caso, o ângulo é medido diretamente nas imagens médicas à semelhança do que é efetuado com o RX. As ferramentas de medição do programa utilizado para modelação não são as adequadas e por isso é utilizado o 3D Slicer, onde também, é possível visualizar as imagens médicas. Neste caso, são traçadas 2 linhas e estas são expandidas até que intersectem toda a superfície da vértebra, resultando no ângulo pretendido.

4.3.2. Desvio angular

O desvio angular é analisado através dos centroides das vértebras, onde o ângulo obtido está entre os vetores formados pelos mesmos do conjunto de 2 vértebras sucessivas. Ou seja, através da fórmula (1), para cálculo do ângulo entre 2 vetores no espaço, foram analisados os ângulos resultantes:

$$\cos\theta = \frac{\langle v,u \rangle}{|v| \cdot |u|} \quad (1)$$

Estes ângulos dão informação do desvio ocorrido entre 2 vértebras. O método de desvio angular está presente na figura 24.

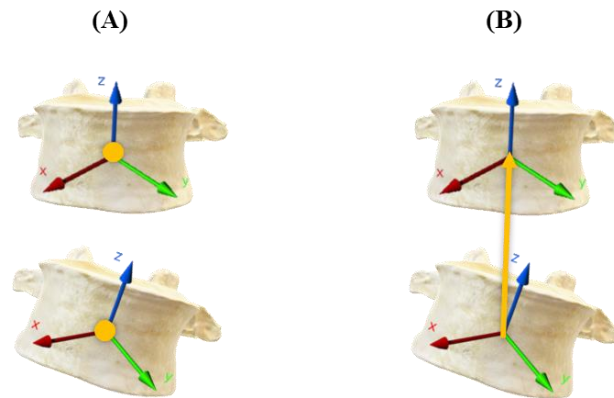


Figura 24 – Abordagens de desvio angular. (A) Desvio angular entre 2 centroides; (B) Desvio angular entre 2 vetores.

Na primeira abordagem de desvio angular – figura 24 (A) - o ângulo mostra a variação existente entre os centroides de cada vértebra isolada, enquanto na segunda abordagem - figura 24 (B) -, o ângulo fornece o deslocamento entre 2 vetores, sendo estes formados pela diferença entre os centroides. A primeira é a responsável pela obtenção dos vetores.

4.3.3. Rotação intervertebral

O cálculo é aplicado em todas as abordagens de rotação, alterando apenas a metodologia em cada tipo de análise.

A rotação intervertebral aborda a amplitude entre cada 2 vértebras sequenciais. Este tipo de análise difere do desvio angular, pois este não é aplicado aos centroides e os valores de rotação obtidos são conseguidos através dos pontos mencionados anteriormente. A Rotação intervertebral tem em conta os 3 planos anatómicos, existindo para cada vértebra, um valor de ângulo em cada um dos diferentes planos.

4.3.4. Rotação intravertebral

A rotação intravertebral é diferenciada da anterior, uma vez que estuda a rotação dentro da própria vértebra. Como abordado anteriormente, o crescimento anterior da vértebra é mais rápido que o desenvolvimento posterior, podendo ser o mesmo aplicado ao crescimento anormal em caso de EIA. Para tal, o estudo deste tipo de rotação, resulta em um ângulo que caracteriza a existência de anomalias dentro da própria vértebra.

Neste caso, são traçados 2 planos coronais, onde na zona anterior é o plano traçado para a análise coronal. Na zona posterior, é colocado um plano paralelo aos processos transversais e quando estes intersejam o plano são obtidos os valores e analisada a diferença entre estes 2 vetores resultantes - figura 25.

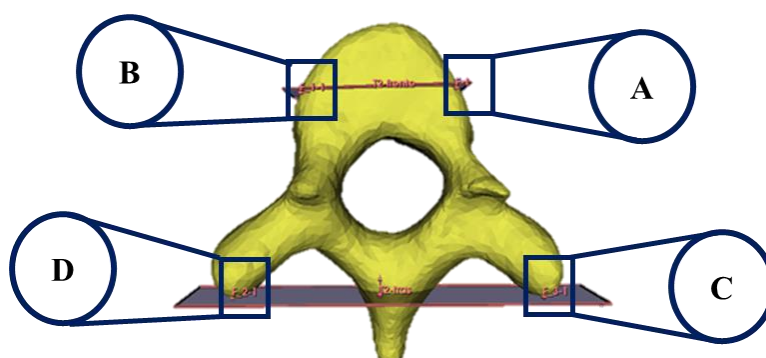


Figura 25 – Pontos para análise da rotação intravertebral.

A figura 26 demonstra a diferença de amplitude entre uma vértebra sem e com rotação intravertebral, assim como indica o método utilizado para o posicionamento dos planos para a obtenção de resultados.

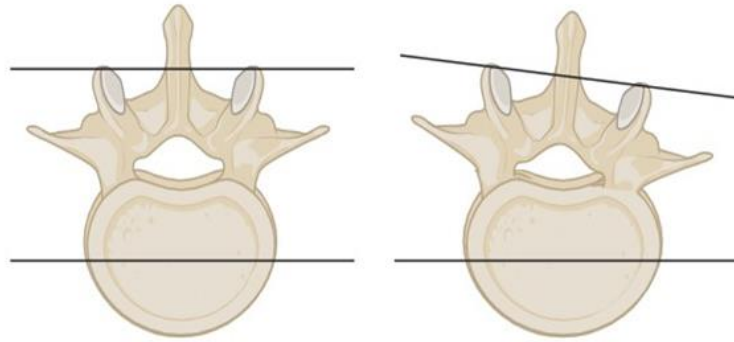


Figura 26 - Metodologia de avaliação intravertebral.

As linhas paralelas não indicam desvio dos segmentos, porém caso exista rotação, estas apresentam a amplitude que as caracteriza.

4.3.5. Rotação da coluna escoliótica versus coluna intacta

O último tipo de análise que é realizado, é a comparação da coluna escoliótica com uma coluna intacta. Ambas as colunas são sobrepostas, tendo como referência a mesma vértebra ou sacro – caso exista no modelo – como é possível confirmar na figura 27.

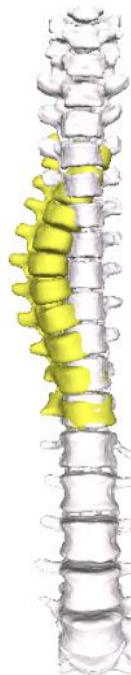


Figura 27– Sobreposição da coluna escoliótica do caso 1 com a coluna intacta 1.

Devido à impossibilidade de obter CT de pacientes saudáveis, são utilizados 2 casos de colunas sem patologias aparentes; estes modelos de controlo são utilizados com tamanho escalado para o mais próximo possível da coluna com EIA.

Posteriormente à preparação, os dois casos são analisados isoladamente pelo método já descrito e os resultados finais comparados. Neste caso a fórmula (1), é composta pelo mesmo vetor da vértebra intacta e da vértebra com escoliose.

Salientando que o tamanho da coluna com e sem EIA difere, como pode ser confirmado pela figura anterior, e esta variação deve-se ao crescimento anómalo da coluna com patologia. Esta, devido à curvatura que a caracteriza, influencia o tamanho dos corpos vertebrais e por consequência o tamanho da coluna completa é inferior quando comparada com a controlo. Os corpos vertebrais também foram medidos com o intuito de confirmar a degeneração dos mesmos e utilizou-se a fórmula (2) para verificar a diferença.

$$\text{VPA} = \frac{\text{Valor maior} - \text{Valor menor}}{\text{Valor menor}} \times 100 \quad (2)$$

A fórmula de variação percentual de aumento (VPA), compara o valor maior e menor do tamanho medido nas extremidades da vértebra.

4.3.6. Rotação em diferentes tipos de imagens médicas

Os 3 casos com EIA são estudados com recurso a imagens de CT, contudo devido à utilização com maior frequência clínica, o relatório e as imagens resultantes dos exames EOS e MRI também são mencionados e utilizados comparativamente.

A comparação do 2D com o 3D da CT é feita através das medições referidas anteriormente com as medições feitas nas próprias imagens médicas. Neste caso a 2D, os eixos provenientes do programa utilizado para modelação são posicionados, em todos os planos, no centro da vértebra, como é possível confirmar na figura 28. Ou seja, em cada uma das imagens dos 3 planos anatómicos, os eixos de referência são posicionados no centro da vértebra, alterando as fatias em cada um dos mesmos até que se encontrem no ponto central simultaneamente. A figura seguinte apresenta imagens de CT e MRI do caso 2, a partir da qual foi obtido o modelo 3D – pelo mesmo método descrito anteriormente. Devido à qualidade de imagem do MRI, não é possível obter neste caso medições 2D do plano axial e coronal.

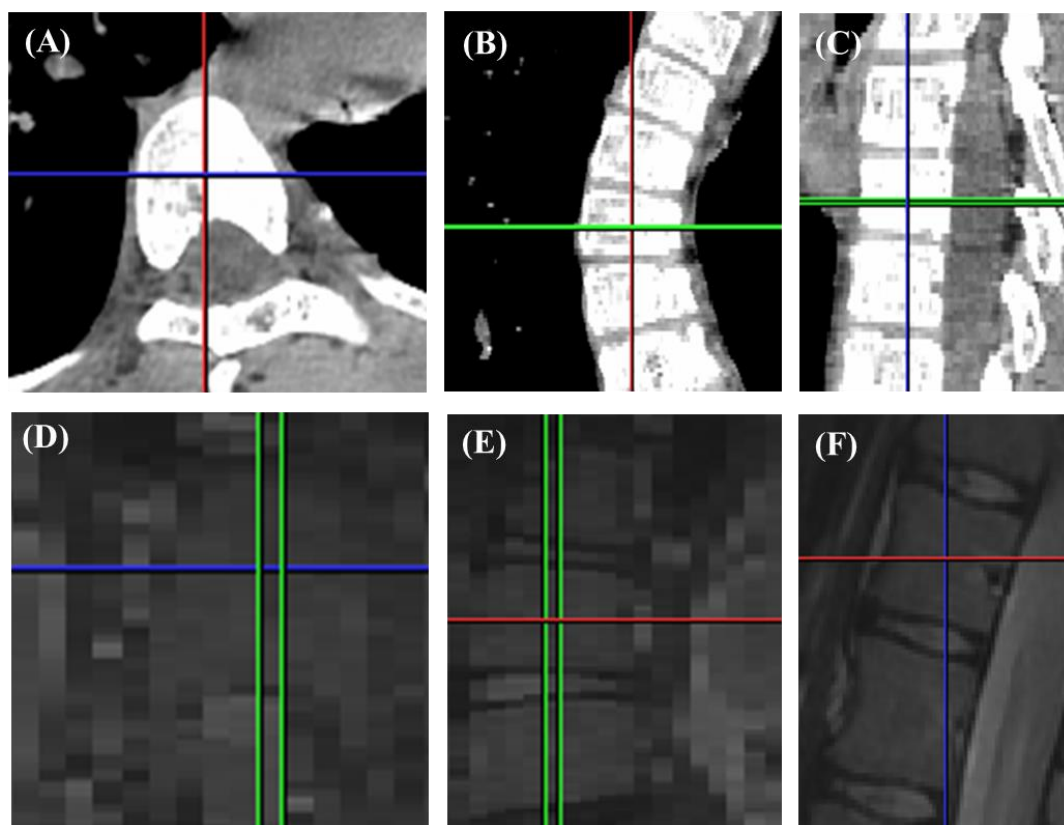


Figura 28– Colocação dos eixos de referência do programa em imagens de CT e MRI a 2D nos 3 planos anatômicos. (A) Plano axial CT; (B) Plano Coronal CT; (C) Plano Sagital CT; (D) Plano axial MRI; (E) Plano Coronal MRI; (F) Plano Sagital MRI.

Os eixos de referência são posicionados de certa forma para garantir a medição precisa em cada uma das vértebras, tendo assim a garantia que a fatia que será utilizada é a que engloba na totalidade o corpo vertebral.

Resultados e Discussão

Este estudo tem como foco a análise computacional de modelos 3D de colunas vertebrais diagnosticadas com EIA. Os 3 casos, de pacientes em idades adolescentes, foram analisados individualmente e comparados com 2 colunas intactas. Como referido anteriormente no capítulo 4, são desconhecidos dados clínicos de ambas as colunas, podendo afetar os valores esperados. Como abordado no capítulo 3, os autores em [17] utilizaram planos para identificar a amplitude de ângulo de Cobb existente. À sua semelhança, este estudo utilizou planos colocados paralelamente às placas terminais superior e inferior das respetivas vértebras. A colocação dos planos veio de encontro à ideia inicial de obtenção dos centroides, apresentada em [66]. Neste trabalho, a obtenção de centroides e do sistema de coordenadas a 3D em cada vértebra separada não era suficiente para a obtenção dos pontos necessários ao estudo e, como tal, a interseção destes com os planos em cada um dos eixos foi tomada como a abordagem a seguir.

Os 3 casos foram analisados individualmente, para chegar ao objetivo de propor uma métrica que acrescente informação ao ângulo de Cobb, analisando a deformação nos 3 planos anatómicos. Como descrito no capítulo 3, o ângulo de Cobb é o método de caracterização utilizado no diagnóstico, porém a sua utilização individual não é suficiente para o conhecimento e planeamento do tratamento. As amplitudes de lordose e cifose, assim como as divergências nos planos coronal, sagital e axial já são avaliadas, contudo o plano axial e a rotação intravertebral ainda se encontram em desenvolvimento para automatização.

Além da análise do ângulo de Cobb em 3D, também são discutidas no presente estudo: 1) a comparação das amplitudes dos ângulos formados nos 3 planos anatómicos; 2) a verificação de desvios intravertebrais; 3) a comparação de imagens médicas a 2D e 3D, assim como em três tipos de imagens – EOS, CT e MRI.

Como referido no capítulo anterior, a medição dos corpos vertebrais foi realizada para verificar se o crescimento das vértebras é afetado quando existe maior rotação coronal. A tabela 1, de carácter informativo, apresenta as variações resultantes em percentagem (%), assim como a diferença em milímetros (mm).

Tabela 1 - Degeneração de cada vértebra nos 5 casos.

Degeneração dos corpos vertebrais										
	Caso 1		Caso 2		Caso 3		Saudável 1		Saudável 2	
	Variação (%)	Variação (mm)	Variação (%)	Variação (mm)	Variação (%)	Variação (mm)	Variação (%)	Variação (mm)	Variação (%)	Variação (mm)
T1	-	-	27,87	4,63	0,72	0,22	0,2	0,29	0,1	0,15
T2	-	-	14,82	2,2	1,21	0,37	0,1	0,18	0,0	0,07
T3	30,08	3,9	26,19	3,64	0,00	0	0,0	0,02	0,0	0
T4	12,40	1,7	16,15	2,47	1,89	0,6	0,0	0	0,0	0,05
T5	11,20	1,6	16,04	2,69	1,35	0,43	0,0	0	0,0	0,05
T6	16,68	2,3	10,05	1,93	1,95	0,62	0,0	0	0,0	0
T7	43,51	5,6	5,14	1,1	1,03	0,33	0,0	0,05	0,0	0
T8	31,20	3,9	15,74	3,43	1,82	0,59	0,0	0	0,1	0,13
T9	29,01	4,0	20,33	4,23	1,30	0,43	0,0	0	0,0	0
T10	13,97	2,5	13,69	3,04	0,12	0,04	0,1	0,1	0,0	0
T11	1,16	0,2	7,86	1,93	0,41	0,14	0,0	0	0,1	0,11
T12	17,09	3,3	1,69	0,43	1,77	0,62	0,0	0	0,1	0,17
L1	19,19	3,8	-	-	2,32	0,83	0,1	0,13	0,0	0
L2	-	-	-	-	3,05	1,1	0,0	0	0,1	0,19
L3	-	-	-	-	0,46	0,17	0,0	0	0,0	0,08
L4	-	-	-	-	1,26	0,46	0,1	0,1	0,1	0,21
L5	-	-	-	-	0,71	0,26	0,2	0,37	0,1	0,2

A Tabela 1 é constituída pelos valores resultantes da diferença entre as alturas laterais de cada corpo vertebral e de um modo geral, pode ser apontado, através da interpretação da mesma, que os casos diagnosticados apresentam maior variação de tamanho nos corpos vertebrais. Apesar dos valores serem baixos no caso 3, quando comparados com as colunas controlo, as diferenças são admitidas como válidas para a caracterização de crescimento anómalo quando presente a condição EIA.

5.1. Quantificação de modelos intactos

A figura 29 mostra os modelos das colunas intactas. Referindo que não são conhecidas anomalias presentes devido à sua escassez na base de dados onde foi obtida, porém o modelo 1 apresenta um pequeno desvio no início das vértebras torácicas. A diferença referente ao ligeiro desvio do modelo (A), por observação, é focalizado entre a vértebra T1 a T10. O modelo (B), visualmente não apresenta variações que devam ser enunciadas.



Figura 29 – Modelos 3D de ambas as colunas intactas. (A) Coluna intacta 1; (B) Coluna intacta 2.

As tabelas 2 e 3 são constituídas pelos valores dos ângulos obtidos durante o procedimento.

Tabela 2 - Amplitude de ângulos resultantes na coluna vertebral controle 1.

Coluna Intacta 1							
Desvio angular (°)		Rotação intervertebral (°)				Rotação Intravertebral (°)	
			Coronal	Sagital	Axial		
Vetor1/2	6,04	T1/T2	2,14	9,50	1,55	T1	2,73
Vetor2/3	4,38	T2/T3	4,05	7,04	3,69	T2	2,66
Vetor3/4	5,21	T3/T4	1,06	15,42	1,18	T3	1,38
Vetor4/5	2,10	T4/T5	2,35	3,82	2,53	T4	2,63
Vetor5/6	5,44	T5/T6	2,65	8,83	1,56	T5	2,93
Vetor6/7	4,70	T6/T7	1,47	5,94	0,98	T6	1,52
Vetor7/8	5,14	T7/T8	1,39	5,16	2,31	T7	0,15
Vetor8/9	3,38	T8/T9	1,20	2,23	2,58	T8	1,97
Vetor9/10	2,75	T9/T10	1,25	6,45	1,62	T9	2,15
Vetor10/11	4,94	T10/T11	1,21	17,54	1,53	T10	2,07
Vetor11/12	1,61	T11/T12	1,99	9,13	2,59	T11	0,30
Vetor12/13	4,48	T12/L1	1,83	9,78	3,18	T12	1,70
Vetor13/14	1,56	L1/L2	3,04	3,88	3,02	L1	0,55
Vetor14/15	7,37	L2/L3	4,29	2,05	0,55	L2	1,43
Vetor15/16	1,91	L3/L4	2,49	8,03	0,90	L3	1,06
-	-	L4/L5	1,25	7,65	1,96	L4	2,61
-	-	-	-	-	-	L5	1,77

Tabela 3 - Amplitude de ângulos resultantes na coluna vertebral controlo 2.

Coluna Intacta 2							
Desvio angular (°)		Rotação intervertebral (°)				Rotação Intravertebral (°)	
			Coronal	Sagital	Axial		
Vetor1/2	3,40	T1/T2	0,46	1,06	1,67	T1	1,48
Vetor2/3	2,17	T2/T3	0,41	2,69	2,18	T2	0,72
Vetor3/4	4,74	T3/T4	1,66	3,15	1,51	T3	2,56
Vetor4/5	1,30	T4/T5	1,66	0,57	2,59	T4	1,72
Vetor5/6	4,21	T5/T6	1,45	2,11	1,73	T5	2,91
Vetor6/7	5,46	T6/T7	1,24	0,59	2,75	T6	2,81
Vetor7/8	2,21	T7/T8	1,95	1,18	1,98	T7	2,97
Vetor8/9	2,60	T8/T9	1,72	3,23	2,28	T8	1,59
Vetor9/10	1,44	T9/T10	1,59	5,08	1,25	T9	1,37
Vetor10/11	0,97	T10/T11	1,04	4,07	3,62	T10	2,06
Vetor11/12	4,95	T11/T12	4,16	3,51	3,79	T11	0,43
Vetor12/13	4,74	T12/L1	4,51	4,96	3,89	T12	1,57
Vetor13/14	1,50	L1/L2	3,53	1,91	1,02	L1	2,88
Vetor14/15	7,19	L2/L3	0,19	2,33	2,45	L2	0,37
Vetor15/16	2,58	L3/L4	0,54	1,51	0,06	L3	2,03
-	-	L4/L5	3,98	1,82	0,89	L4	1,80
-	-	-	-	-	-	L5	0,74

Estes valores servem como base para a comparação da coluna escoliótica. Os vetores correspondentes ao desvio angular, foram obtidos através dos centroides das vértebras e a sua designação resulta da interseção entre, por exemplo, do vetor 1 – T1/T2 - com o vetor 2 – T2/T3. Ou seja, os vetores relacionam 3 vértebras, neste caso apresentado como exemplo, relaciona desde a T1 à T3. Os gráficos são a representação gráfica dos valores de desvio angular e rotação presentes na tabela, sendo mais fácil a sua perceção.

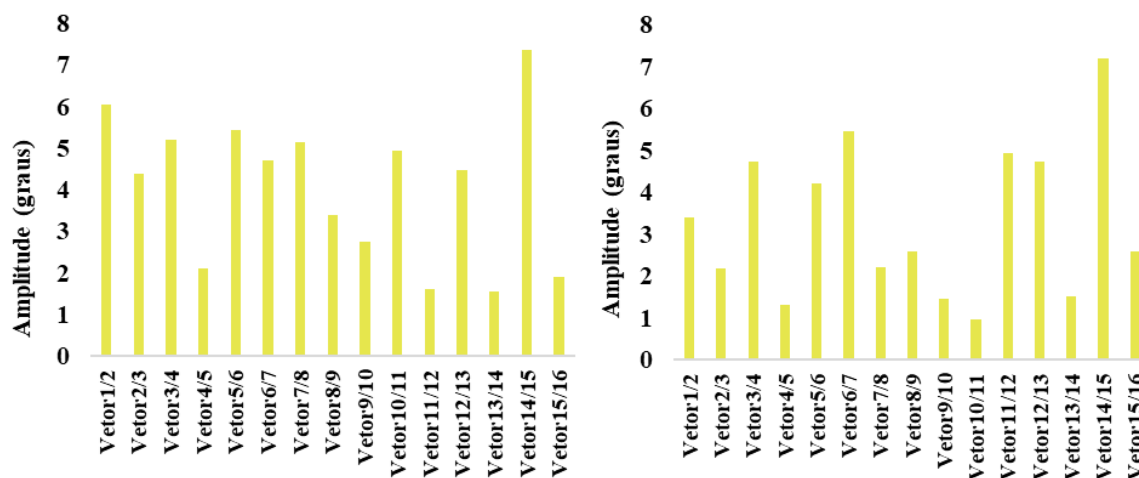


Gráfico 1 – Ângulo entre vetores dos casos de controlo 1 e 2.

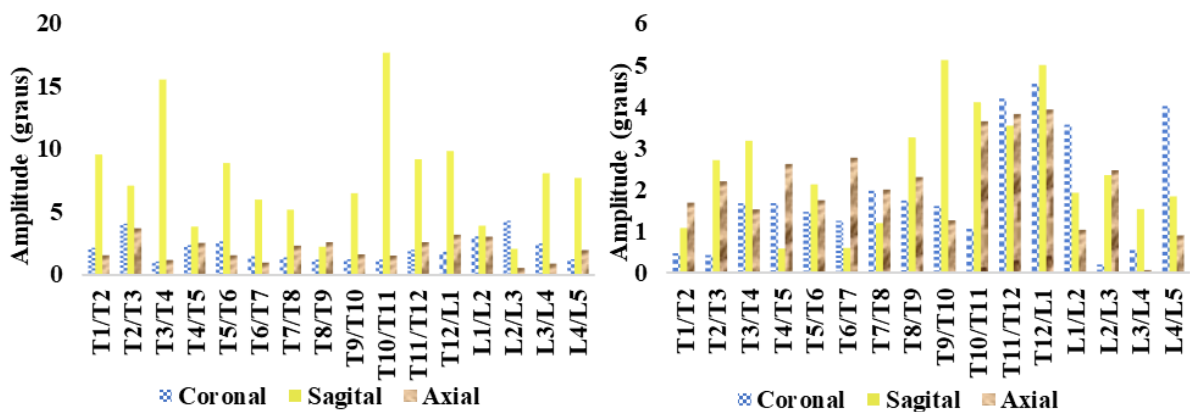


Gráfico 2 - Ângulos de rotação intervertebral dos casos de controle 1 e 2.

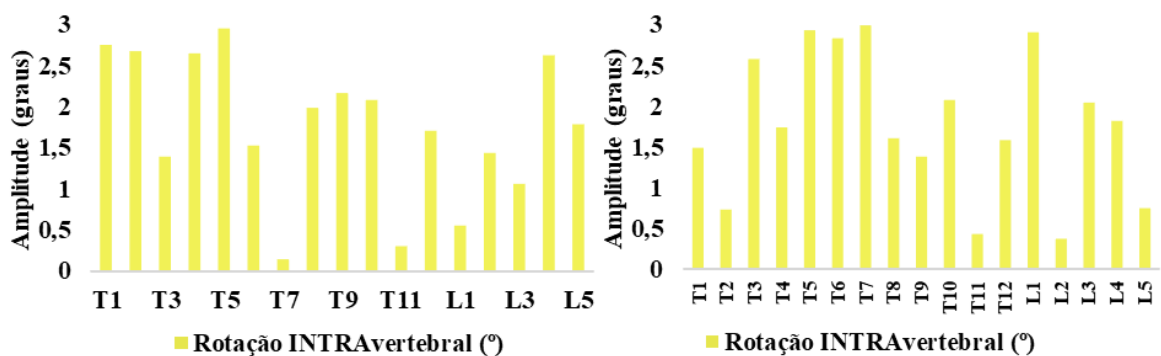


Gráfico 3 - Ângulos de rotação intravertebral dos casos de controle 1 e 2.

No início da coluna torácica do modelo 1 e, por consequente, no início das medições, é esperado a existência de maiores amplitudes, ainda que baixas, devido ao desvio abordado anteriormente. O mesmo acontece, entre as últimas vértebras lombares, onde por norma, devido à curvatura lordótica natural da coluna vertebral, existe maior angulação. Apesar dos casos não se poderem comparar estatisticamente, devido à falta de coesão entre sim, neste caso foi feito a média das amplitudes dos ângulos obtidos dentro do mesmo sistema vertebral. A média dos ângulos longitudinais de cada coluna controle está apresentada na tabela 4 e como é possível observar, apesar das diferenças representadas nos gráficos, as médias têm ligeiras divergências não significativas, à

exceção da rotação no plano sagital que, como mencionado anteriormente, apresenta maior desvio nos locais de permuta entre a cifose e lordose.

Tabela 4 - Média das amplitudes dos ângulos em cada caso intacto.

Média (°)		
	Controlo 1	Controlo 2
Desvio angular	3,52	3,34
Rotação Intervertebral Coronal	1,81	2,44
Rotação Intervertebral Sagital	6,49	3,15
Rotação Intervertebral Axial	1,88	2,12
Rotação Intravertebral	1,55	1,47

Relativamente à possibilidade de degeneração dos corpos vertebrais, ambas as colunas, não demonstram evidências de variação, como se pode comprovar pela tabela 1. A variação máxima que pode ser constatada é de 0,29 mm, podendo assumir que os valores são desprezáveis. A ausência de variação era esperada uma vez que as amplitudes no plano coronal são baixas, como é representado nos respetivos gráficos e na tabela das médias obtidas.

5.2. Quantificação de modelos com EIA

Os parâmetros da quantificação, como referido anteriormente, são o ângulo de Cobb, o desvio angular e a rotação. A combinação dos 3 planos anatómicos, dá 3 ângulos diferentes para a classificação 3D da escoliose. Para cada caso com patologia são apresentados 7 valores de ângulos. Estes ângulos estão divididos entre os parâmetros de análise: ângulo de Cobb 2D e 3D, desvio angular, rotação intervertebral e rotação intravertebral.

Como descrito na literatura e no capítulo 3, o ângulo de Cobb medido diretamente nas imagens médicas não garante a precisão do ângulo real, contudo essa análise foi realizada para verificar esta metodologia. Um dos parâmetros mais importantes da análise é realizado através de uma métrica que calcula o ângulo entre 2 planos traçados dentro da própria vértebra. O parâmetro da rotação intravertebral é de elevada relevância no tratamento da EIA, uma vez que influencia diretamente o comportamento da vértebra no sistema. O tratamento inovador e mencionado no capítulo 3, utiliza parafusos pediculares

na zona posterior da vértebra e, caso exista rotação entre os processos posteriores e o corpo vertebral, este posicionamento deve ser ajustado ao caso.

5.2.1. Rotação do caso 1

O primeiro caso abordado com a condição escoliótica, tem a curva posicionada na região torácica, com o ápice da mesma na vértebra T8. Como já referido, a medição do ângulo de Cobb foi realizada pelo método do autor [17] que demonstrou viabilidade na medição 3D através de planos posicionados em ambas as vértebras. Inicialmente o estudo das colunas com condição foi focalizado na vértebra do ápice e nas duas vértebras que se encontram superiormente e inferiormente, porém durante o desenvolvimento alargou-se a descoberta para todo o sistema vertebral presente nas imagens médicas. A comparação entre o método 2D e 3D foi aplicada a todos os casos.

As figuras 30 e 31 mostram, respectivamente, o método e a amplitude de Cobb 2D e 3D que o presente caso possui.

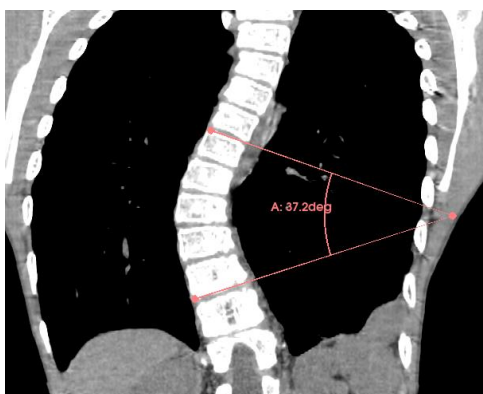


Figura 30 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 1.

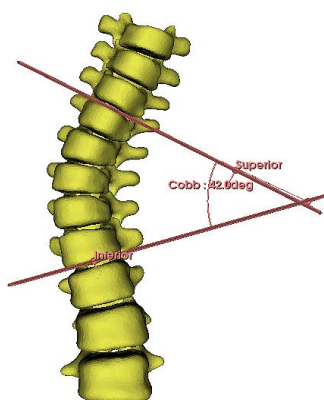


Figura 31 - Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D do caso 1.

Neste caso, o ângulo de Cobb é de 37,2° quando medido diretamente na imagem médica e de 42,0° quando medido em 3D. A medição que comporta os 3 planos anatómicos demonstra que o paciente em questão se encontra dentro da margem de amplitude para a nova técnica de tratamento.

Os ângulos de Cobb obtidos nas duas abordagens apresentam variação, sendo o Cobb 2D inferior ao 3D, como é mencionado na literatura [17], [20], [22], [34].

À semelhança dos casos intactos, todos os casos abordados são submetidos à avaliação dos 3 parâmetros. A tabela 5, demonstra os ângulos obtidos neste primeiro caso. Visualmente é possível observar rotação em todas as vértebras deste modelo, sendo coronal ou axial. Os gráficos 4, 5 e 6 retratam os valores presentes na tabela, sendo respectivamente, desvio angular, rotação intervertebral e rotação intravertebral.

Tabela 5 - Amplitudes de ângulos obtidos nos 3 parâmetros.

Coluna Escoliótica 1							
Desvio angular (°)		Rotação intervertebral (°)				Rotação Intravertebral (°)	
			Coronal	Sagital	Axial		
Vetor1/2	7,41	T3/T4	10,58	8,58	7,41	T3	2,38
Vetor2/3	1,46	T4/T5	4,43	5,16	1,84	T4	5,09
Vetor3/4	0,70	T5/T6	7,56	4,63	9,06	T5	3,95
Vetor4/5	13,85	T6/T7	6,22	7,90	5,05	T6	13,34
Vetor5/6	8,24	T7/T8	12,62	18,51	7,91	T7	11,56
Vetor6/7	11,17	T8/T9	16,12	14,46	2,90	T8	9,32
Vetor7/8	5,48	T9/T10	7,83	13,68	3,19	T9	10,27
Vetor8/9	2,06	T10/T11	14,64	1,14	0,47	T10	7,02
Vetor9/10	10,56	T11/T12	6,03	3,83	5,42	T11	5,52
-	-	T12/L1	7,96	8,74	4,31	T12	2,92
-	-	-	-	-	-	L1	3,64

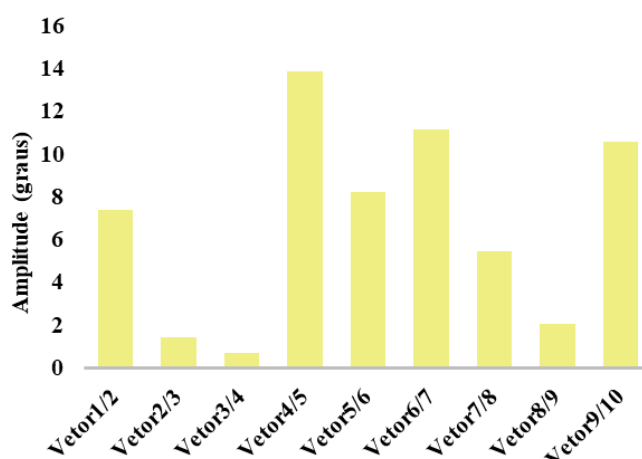


Gráfico 4 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso com EIA 1.

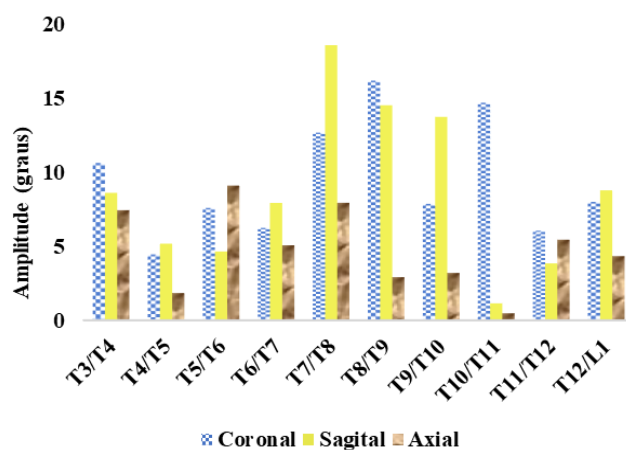


Gráfico 5 - Rotação intervertebral do caso com EIA 1.

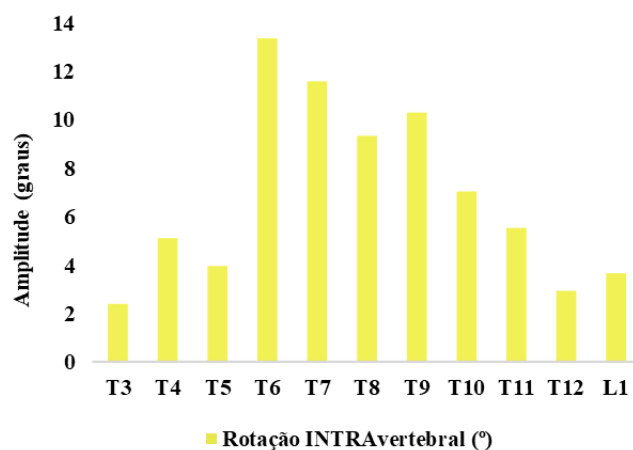


Gráfico 6 - Rotação intravertebral do caso com EIA 1.

Cada vértebra, sendo independente entre si, tem rotação no espaço individualizada – em cada um dos planos. O desvio angular aborda o movimento conjunto, tendo em conta os desvios dos segmentos ocorridos nos 3 eixos, xyz, apresentando apenas um valor final. A rotação intervertebral analisa os desvios ocorridos, também nos 3 eixos referenciais, porém esta apresenta os respectivos valores individuais e por planos. Com isto, existe uma ligação direta entre os valores obtidos no desvio angular e na rotação intervertebral, o que pode ser confirmado com recurso aos dados apresentados. Neste caso, sendo o ápice da curva na vértebra T8, é propenso que exista maior variação nas vértebras adjacentes. A vértebra do ápice, apesar de ser a mais afastada da posição central, no caso de a coluna não padecer de patologia, é a vértebra que se encontra no ponto neutro para a alteração do sentido das amplitudes. Ou seja, as vértebras superiores ao ápice da

curva, têm inclinação inferior para o centro da concavidade, respeitando o sentido dos ponteiros do relógio, enquanto as vértebras inferiores têm rotação coronal com direção anti-horário. Este facto, pode ser comprovado no gráfico do desvio angular, onde os vetores 4/5 e 6/7 se encontram com maior amplitude, diminuindo o desvio angular no vetor central 5/6. Este vetor é o que interliga a vértebra T7 a T9, sendo a vértebra do ápice o ponto central de ambos os vetores. Relativamente à rotação intervertebral, no plano coronal existiu maior variação entre a T8 e T9, no plano sagital entre a T7 e a T8 e no plano axial o maior desvio foi entre a T5 e T6. A rotação intervertebral pode ter ligação com a rotação intravertebral, uma vez que a vértebra T6 foi a que apresentou maior alteração na anatomia entre os processos posteriores e o corpo vertebral, assim como a vértebra T7 que corresponde ao segundo maior desvio intravertebral e no plano axial.

5.2.2. Rotação do caso 2

O segundo caso com EIA é caracterizado pela dupla curvatura, como é possível ver na figura 32. A primeira curva, com ângulo de Cobb de 46,7° é composta por vértebras cervicais e torácicas e a segunda é exclusiva da região torácica e tem ângulo de Cobb de 41,1°.

Além da medição através de planos, foi também verificada a diferença de amplitudes através da medição nas imagens médicas. Neste caso, devido à complexidade do caso e à dupla curvatura que o caracteriza, não é possível obter os 2 ângulos na mesma fatia da imagem médica.

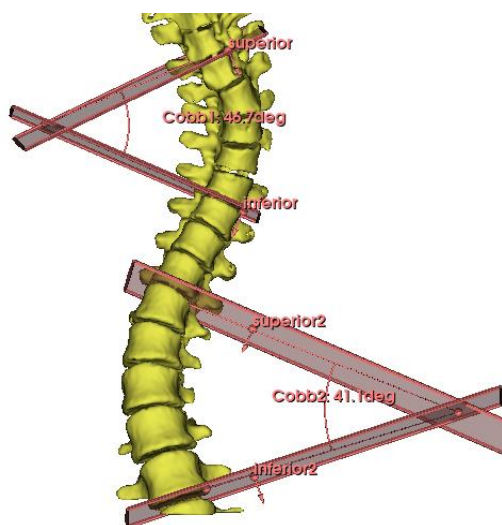


Figura 32 – Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D no caso 2.

Os dois valores de ângulos de Cobb são apresentados na figura 33, sendo o primeiro de 30,3° e o segundo de 23,7° e dos quais se pode afirmar que, à semelhança do caso anterior, são mais baixos e não garantem a veracidade do modelo real.

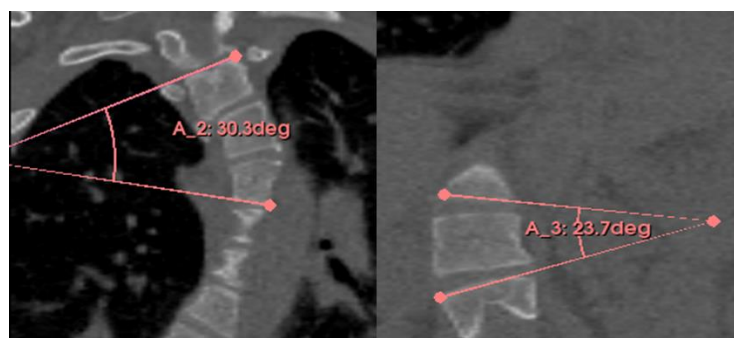


Figura 33 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 2.

Neste caso, é expectável que os valores medidos sejam superiores, devido à maior amplitude de ângulo de Cobb, assim como à complexidade da escoliose. Na próxima tabela 6 são apresentados os valores dos ângulos medidos e os gráficos 7, 8 e 9, demonstram os mesmos valores.

Tabela 6 - Amplitudes de ângulos obtidos nos 3 parâmetros da coluna com EIA 2.

Coluna Escoliótica 2							
Desvio angular (°)		Rotação intervertebral (°)				Rotação Intravertebral (°)	
			Coronal	Sagital	Axial		
Vetor1/2	9,44	T1/T2	20,07	21,44	6,93	T1	5,50
Vetor2/3	17,60	T2/T3	10,24	14,98	9,17	T2	10,44
Vetor3/4	13,02	T3/T4	10,70	15,02	6,74	T3	7,88
Vetor4/5	7,37	T4/T5	16,82	15,60	7,84	T4	3,62
Vetor5/6	4,32	T5/T6	2,47	3,01	12,48	T5	7,94
Vetor6/7	5,24	T6/T7	1,05	2,20	5,85	T6	8,64
Vetor7/8	13,38	T7/T8	19,86	13,13	5,39	T7	12,86
Vetor8/9	10,84	T8/T9	10,99	5,95	9,49	T8	3,41
Vetor9/10	11,09	T9/T10	10,79	11,95	4,53	T9	4,69
Vetor10/11	7,49	T10/T11	10,83	12,46	6,92	T10	8,99
-	-	T11/T12	4,17	7,84	6,37	T11	4,49
-	-	-	-	-	-	T12	4,36

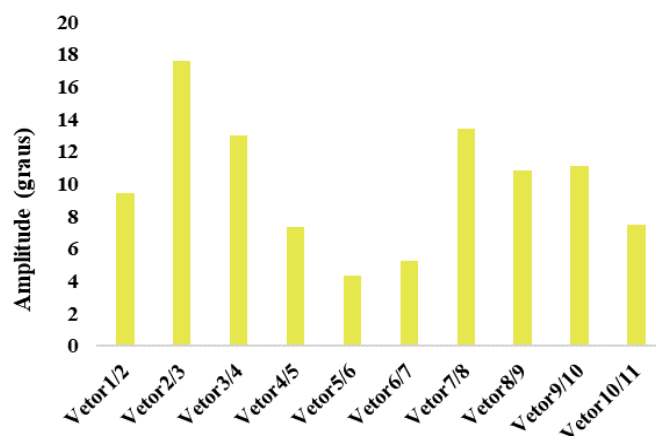


Gráfico 7 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso 2 com EIA.

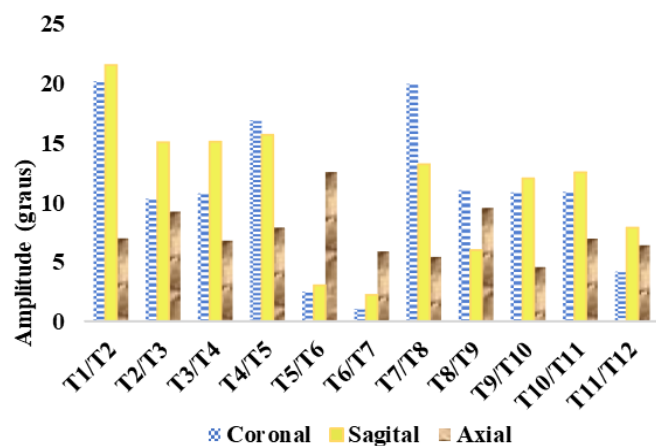


Gráfico 8 - Rotação intervertebral do caso 2 com EIA .

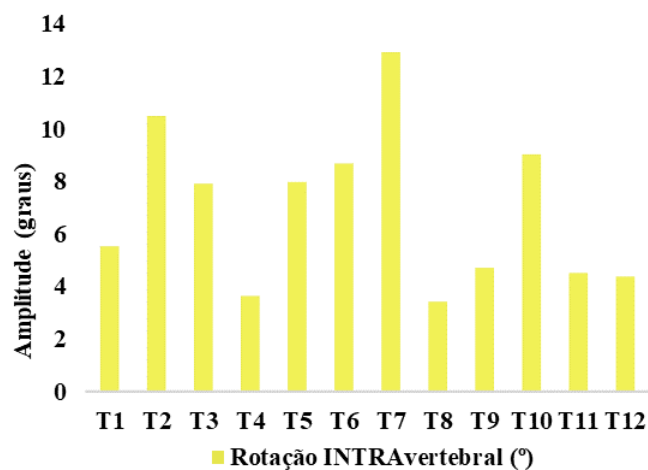


Gráfico 9 - Rotação intravertebral do caso 2 com EIA.

Os ápices da curva neste caso estão localizados nas vértebras T2 e T10 e ao contrário do caso anterior o menor valor no plano coronal está presente entre a T5 e T6,

uma vez que estas últimas se encontram em paralelo devido à posição de transição entre ambas as curvas escolióticas. Este facto é comprovado pelo valor mais baixo de desvio angular e rotação intervertebral nos planos coronal e sagital.

No plano axial a maior incidência é também entre a T5 e a T6 e pode ser justificado pela mudança no sentido da curva, alterando a posição axial das mesmas. A diferença dentro da própria vértebra, entre a parte posterior e inferior, é também relevante neste caso, uma vez todas as vértebras têm valores de alteração.

5.2.3. Rotação do caso 3

O último caso mencionado com deformação é apresentado na figura 34. Este caso, ao contrário dos anteriores, não apresenta curvaturas que se enquadrem no tratamento cirúrgico, uma vez que a primeira curva em 3D é de 7,7° e a segunda tem um Cobb de 12,8°. A cirurgia é aconselhada a pacientes com Cobb igual ou superior a 40°, acrescentando que neste caso, a primeira curva não é considerada escoliose, uma vez que na literatura apenas se tem em consideração ângulos de Cobb superiores a 10°. Visualmente, existe maior variação na região entre a T10 e a L2 (inclusive).

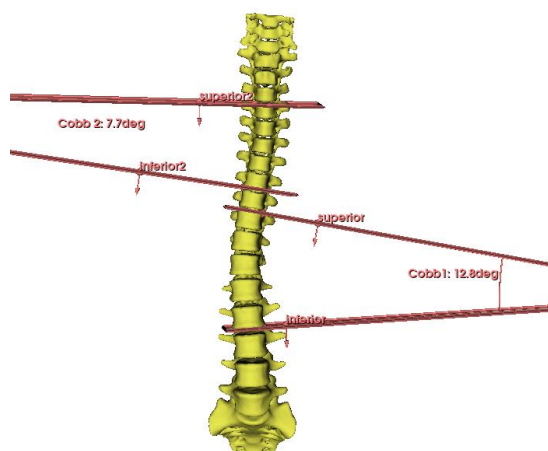


Figura 34 - Visualização no plano coronal da medição do ângulo de Cobb 3D no caso 3.

Apesar de ser o caso com menos amplitude, é igualmente caracterizado com o Cobb 2D, onde apenas foi possível verificar variação na imagem médica da curvatura toracolombar. Esta apresentou uma amplitude de 10,8°, sendo que é a única que se enquadra mais com o valor obtido em 3D. A figura 35 mostra esta medição.



Figura 35 - Medição do ângulo de Cobb na imagem médica do plano coronal no caso 3.

Esta coluna vertebral como é considerada como escoliose ligeira, não é apontado um ápice na curva, porém esta apresenta - à semelhança dos casos anteriores - deformação, ainda que em amplitudes inferiores. Na tabela 7 são apresentados os valores respetivos a cada vértebra, assim como é possível ver graficamente nos gráficos 10, 11 e 12.

Tabela 7 - Amplitudes de ângulos obtidos nos parâmetros da coluna com EIA 3.

Coluna Escoliótica 3							
Desvio angular (°)		Rotação intervertebral (°)				Rotação Intravertebral (°)	
			Coronal	Sagital	Axial		
Vetor1/2	3,57	T1/T2	4,27	5,59	4,56	T1	5,17
Vetor2/3	1,56	T2/T3	3,40	1,44	3,21	T2	8,48
Vetor3/4	3,35	T3/T4	1,48	1,87	1,21	T3	4,31
Vetor4/5	0,81	T4/T5	0,69	1,97	1,96	T4	2,54
Vetor5/6	8,88	T5/T6	7,53	6,55	4,17	T5	1,89
Vetor6/7	2,87	T6/T7	0,77	5,56	3,74	T6	2,68
Vetor7/8	3,16	T7/T8	3,31	2,27	0,45	T7	0,34
Vetor8/9	2,72	T8/T9	1,09	3,74	4,41	T8	3,14
Vetor9/10	2,09	T9/T10	0,96	0,61	2,16	T9	2,05
Vetor10/11	4,28	T10/T11	5,85	4,51	3,99	T10	3,11
Vetor11/12	4,13	T11/T12	7,83	7,43	2,89	T11	1,35
Vetor12/13	2,51	T12/L1	4,31	1,63	1,33	T12	2,88
Vetor13/14	2,23	L1/L2	0,96	1,84	0,79	L1	6,01
Vetor14/15	3,62	L2/L3	0,80	2,27	4,76	L2	4,85
Vetor15/16	2,38	L3/L4	4,50	6,06	2,74	L3	4,63
-	-	L4/L5	2,60	14,00	16,28	L4	0,60
-	-	-	-	-	-	L5	1,79

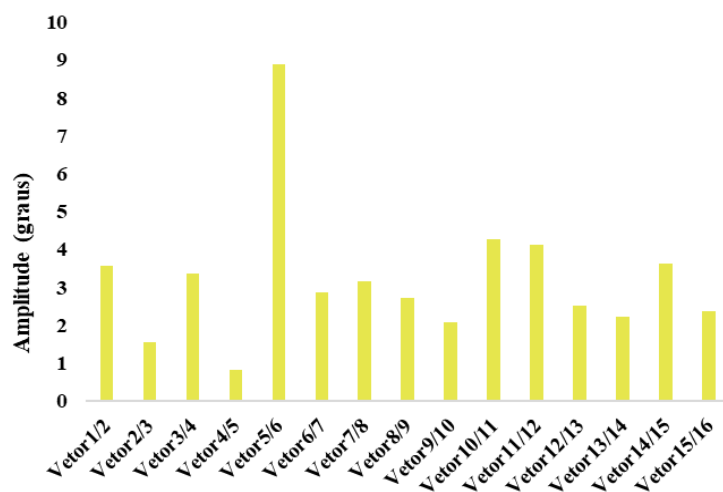


Gráfico 10 - Amplitude entre vetores das vértebras do caso 3 com EIA.

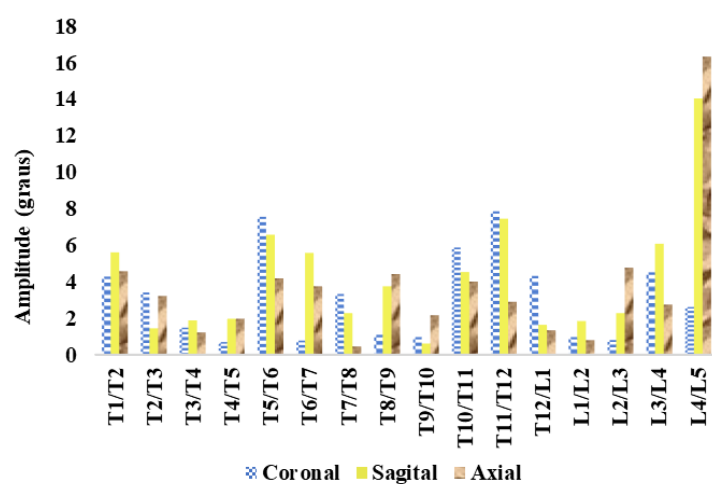


Gráfico 11 - Rotação intervertebral do caso 3 com EIA.

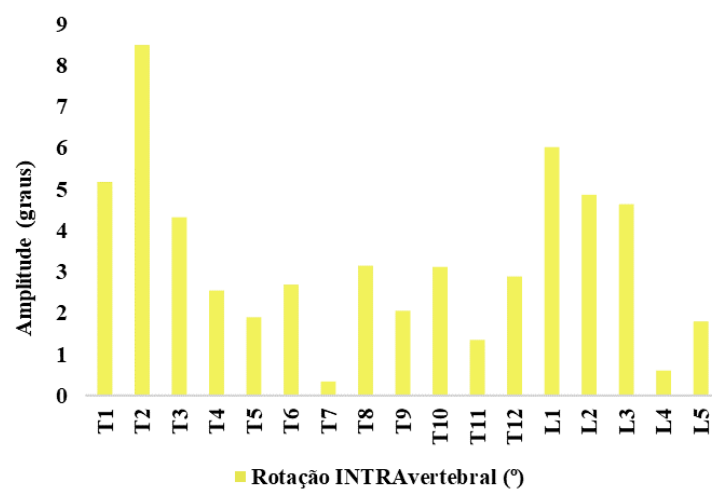


Gráfico 12 - Rotação intravertebral do caso 3 com EIA.

Os valores de maior relevância neste caso, são as vértebras T5 e T6, assim como a T11 e T12, no plano coronal e sagital. Ambos os conjuntos estão dentro das zonas assinaladas com variação de ângulo na imagem. A alteração entre a L4 e a L5, pode ser justificada como a variação entre a posição natural da 5ª vértebra lombar, uma vez que esta apresenta maior inclinação anterior para o encaixe com o sacro. A T2 e a L1 são as que apresentam maior variação intravertebral.

5.2.4. Rotação com ponto de referência

A comparação das colunas vertebrais com patologia e as intactas teve como intuito considerar e perceber a alteração da coluna com condição clínica. Para melhor entendimento do funcionamento e da biomecânica da escoliose, é necessário perceber em cada caso - que será analisado futuramente - como aconteceu a rotação e quais são os valores de desvio. Tendo em conta que é um sistema complexo e que se encontra interligado, os corpos vertebrais, apesar de mostrarem alterações individuais, afetam o posicionamento e a biomecânica das vértebras envolventes. A comparação entre as vértebras consideradas de controlo e as vértebras com escoliose resultam em 3 valores de ângulo, correspondentes a cada um dos planos anatómicos. Os valores gerais estão na tabela 8 e graficamente nos gráficos 13, 14 e 15.

Tabela 8 - Valores de rotação entre a coluna com e sem EIA.

Rotação entre a coluna com escoliose e a de controlo											
Caso 1				Caso 2				Caso 3			
	Coronal	Sagital	Axial		Coronal	Sagital	Axial		Coronal	Sagital	Axial
T1	-	-	-	T1	29,80	30,59	24,66	T1	12,19	53,00	8,26
T2	-	-	-	T2	24,31	19,50	34,21	T2	18,28	7,78	5,95
T3	41,74	22,24	35,95	T3	26,17	5,88	28,40	T3	10,84	12,23	7,88
T4	42,68	33,71	28,38	T4	32,11	24,27	22,61	T4	10,84	11,77	6,35
T5	39,59	38,68	21,27	T5	29,22	27,34	19,43	T5	8,82	4,25	7,45
T6	32,20	37,33	15,02	T6	30,30	28,60	10,31	T6	12,73	12,39	2,65
T7	27,55	27,99	14,36	T7	29,64	20,59	5,19	T7	11,15	8,13	6,18
T8	14,83	7,47	9,77	T8	14,31	10,86	1,16	T8	13,18	14,83	8,46
T9	9,63	14,40	12,36	T9	4,34	7,96	20,86	T9	13,73	11,45	12,43
T10	14,78	12,69	11,82	T10	7,99	12,07	10,75	T10	12,71	11,26	10,86
T11	27,21	35,40	5,20	T11	17,86	23,15	12,94	T11	11,36	10,37	16,74
T12	23,74	5,80	11,40	T12	20,12	23,85	18,57	T12	7,04	13,63	19,50
L1	15,39	5,67	23,00	L1	-	-	-	L1	3,56	4,52	10,00
L2	-	-	-	L2	-	-	-	L2	10,14	1,91	13,52
L3	-	-	-	L3	-	-	-	L3	4,16	5,83	0,93
L4	-	-	-	L4	-	-	-	L4	11,00	2,50	1,94
L5	-	-	-	L5	-	-	-	L5	8,45	8,83	15,57

No caso 1, o plano coronal apresenta maior variação decrescente desde a T3 à T8, sendo a T9 que apresenta menor rotação no mesmo. Como abordado anteriormente na descrição dos resultados do caso 1, sendo a T8 a vértebra com maior desvio lateral, era de esperar que se encontrasse com menos inclinação e como tal, a que apresentasse valores de rotação inferiores em todos os planos.

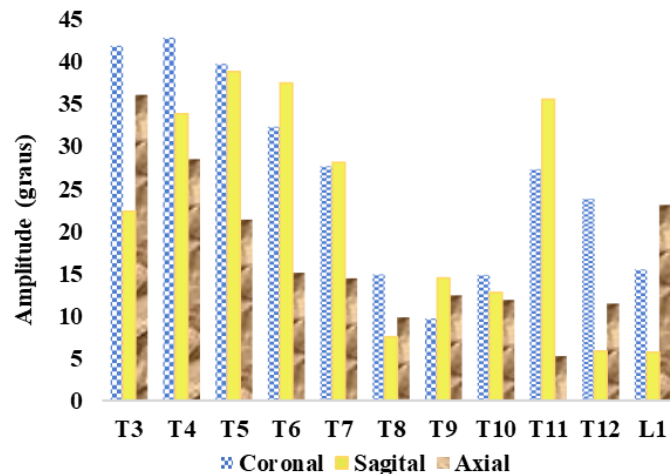


Gráfico 13 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 1.

No plano sagital, é de esperar que haja maior variação entre as vértebras de transferência toracolombar, uma vez que existe variação natural da curva, o mesmo acontece e pode ser confirmado pelo gráfico 13, o crescimento até T5 e o decréscimo de seguida. No plano axial, existiu maior variação nas primeiras vértebras da curva, pois este caso isolado detém de maior curvatura até ao ápice.

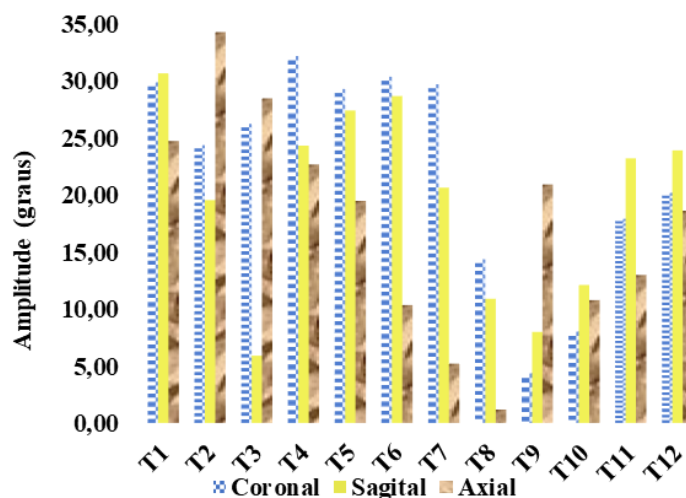


Gráfico 14 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 2.

O caso 2 também vai de encontro à sua interpretação individual. As elevadas amplitudes de rotação caracterizam o elevado desvio que existiu entre sim e a coluna controlo. Tendo como referência um ponto e analisando cada vértebra em separado, é esperado que exista diferença para os valores dos casos apresentados de forma individual, onde as vértebras são comparadas entre si. A maior evidência neste complexo é a variação de 34,21° da T2 no plano axial, sendo que avaliando ambas as colunas em separado, nenhuma padece de elevada amplitude na vértebra em questão.

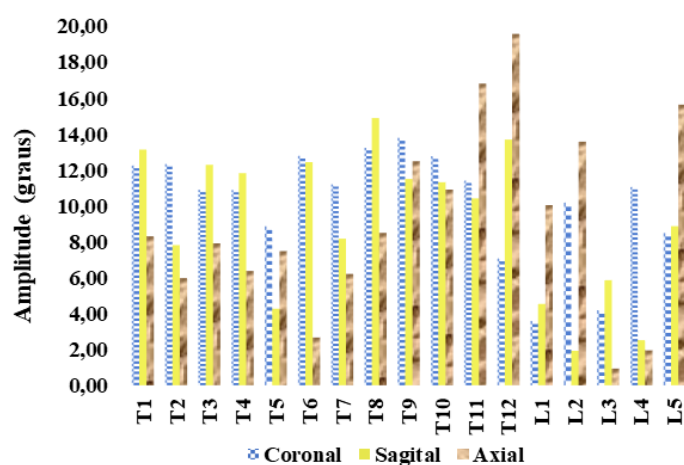


Gráfico 15 - Rotação entre a coluna com e sem EIA - Caso 3.

O caso 3, não sendo considerado com o mesmo nível de patologia que os casos 1 e 2, apresenta igualmente alteração em todos os planos, quando comparado com o ponto de referência. Este facto, demonstra que apesar de não existir ângulo de Cobb com relevância cirúrgica, a deformação existente em cada uma das vértebras deve ser avaliada e o paciente deve ser encaminhado para tratamento não cirúrgico.

É fulcral mencionar, novamente, que não são conhecidas alterações clínicas das colunas vertebrais utilizadas como controlo. No caso de existirem, estes valores podem ser influenciados por tais variações. Na generalidade, estes valores são importantes para ter conhecimento de quanto é necessário a vértebra rodar e movimentar para que se encontre numa posição mais próxima do saudável. A quantificação realizada permite ter melhor conhecimento de cada caso clínico e permite planejar o tratamento consoante as características específicas de cada componente vertebral.

5.3. Comparação dos métodos 2D e 3D

5.3.1. CT para caracterização 2D e 3D

Como referido ao longo deste estudo e na literatura, existem demonstrações de que as medições a 2D, sejam em RX, CT ou MRI, não garantem a quantificação real do estado escoliótico do paciente. As técnicas a 2D analisam apenas 2 planos que por norma são o plano sagital e coronal; contudo, sendo a deformação 3D e tendo movimentações nos 3 planos anatómicos, só as técnicas a 3D abordam todos os aspetos envolvidos.

Nesta análise foi também verificada a diferença entre a medição 2D e 3D na imagem de CT do caso 2 e os resultados estão presentes na tabela 9 e no gráfico 16.

Tabela 9 - Comparação 2D e 3D do caso 2.

Rotação Intervertebral (graus)						
	CT - 2D			CT - 3D		
	Coronal	Sagital	Axial	Coronal	Sagital	Axial
T1/T2	6,31	6,76	4,40	20,07	21,44	6,93
T2/T3	8,35	6,24	1,44	10,24	14,98	9,17
T3/T4	17,52	6,75	1,08	10,70	15,02	6,74
T4/T5	11,68	8,73	4,40	16,82	15,60	7,84
T5/T6	7,78	5,72	6,58	2,47	3,01	12,48
T6/T7	4,99	7,17	1,98	1,05	2,20	5,85
T7/T8	9,62	5,85	5,26	19,86	13,13	5,39
T8/T9	3,30	1,11	3,04	10,99	5,95	9,49
T9/T10	12,97	2,21	3,39	10,79	11,95	4,53
T10/T11	15,86	3,85	4,66	10,83	12,46	6,92
T11/T12	2,11	7,80	7,03	4,17	7,84	6,37

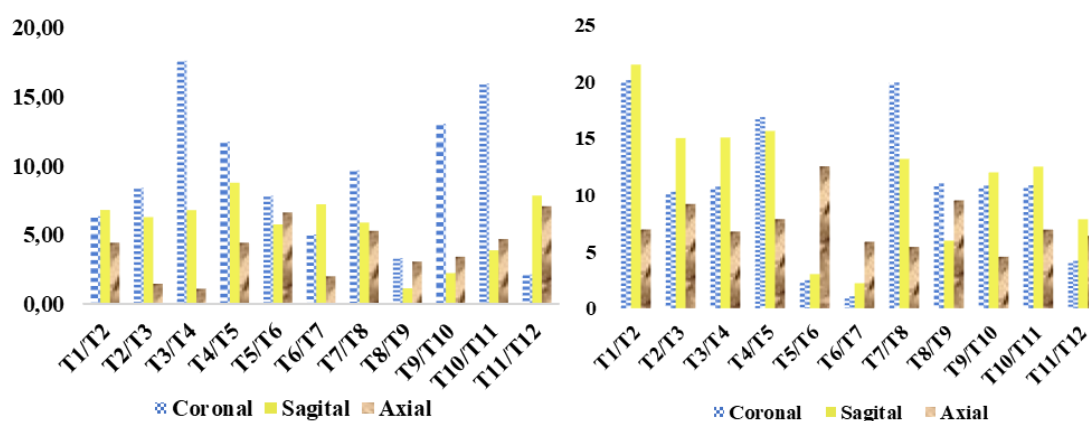


Gráfico 16 - Diferenças entre a rotação intervertebral na CT 2D e CT 3D, respetivamente.

Como é possível observar através dos dados mencionados, a rotação a 2D apresenta valores inferiores à rotação quando medida em 3D, excetuando apenas alguns casos. No estudo da deformação e quando existe necessidade de preparação cirúrgica, os 10° de diferença no plano coronal entre a T7 e a T8, são significativos. A medição em 2 planos resulta na perda de informação relativa a 1 plano, influenciando a quantificação real, como foi comprovado, mais uma vez, neste estudo.

5.3.2. Diferença entre CT, MRI e EOS

Clinicamente em casos de escoliose é habitual realizar exames de MRI e EOS, nomeadamente pela questão da radiação já referida. O EOS tem um software próprio que permite a modelação automática das imagens a 2D e cria um modelo 3D onde é possível verificar ângulos de Cobb, cifose e lordose, porém este modelo não é possível ser extraído do programa para medição em programas externos. À semelhança do EOS, o MRI é realizado mais recorrentemente, porém em fase pré-operatória para visualizar a posição dos discos vertebrais, os tecidos envolventes e se existe compressão medular, fatores importantes aquando de uma cirurgia. Como referido, devido ao aparecimento do EOS, a CT habitualmente não é realizada, devido à elevada exposição de radiação. Contudo, para o estudo computacional, a visualização e segmentação das imagens resultantes são bastante benéficas.

O caso 2, analisado anteriormente através da modelação de imagens CT, foi comparado com os valores obtidos em ambos os exames padrão realizados. O MRI, como referido, é focalizado para a visualização de tecidos moles, o que influencia a qualidade das vértebras extraídas da imagem médica.

A qualidade de imagem, permitiu apenas obter as vértebras entre a T1 e a T8 e devido à alta dispersão dos pixéis na mesma, não foi possível obter as amplitudes em 2D, como no ponto anterior. A figura 36, mostra a imagem médica, o destaque da vértebra e o modelo final obtido através do MRI.

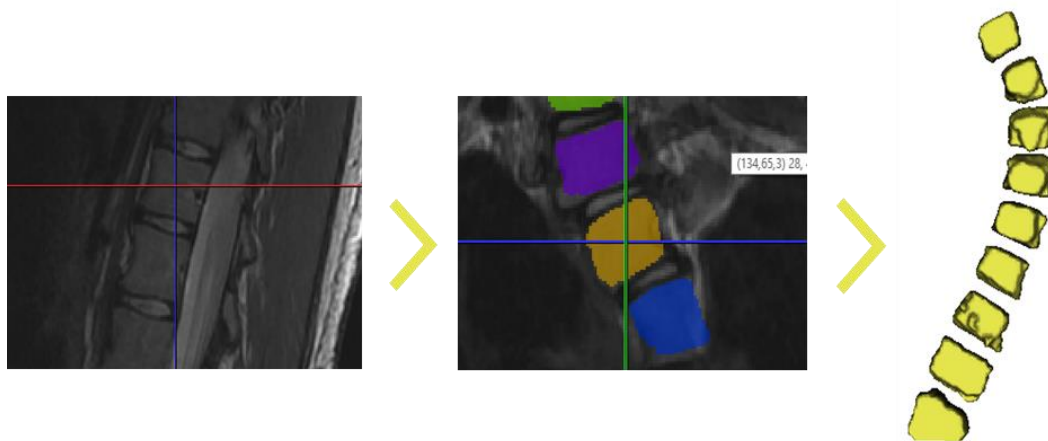


Figura 36 - Obtenção do modelo 3D através de imagens MRI.

Os centroides de ambas as vértebras foram colocados no MATLAB para a verificação das posições e, como é possível observar na figura 37, os 8 centroides iniciais, correspondentes a cada vértebra, estão semelhantes. É de notar que no MRI apenas é possível extrair os corpos vertebrais, pois não existe definição suficiente para a extração dos processos posteriores e como tal, não existem diferenças significativas relativamente à posição dos centroides.

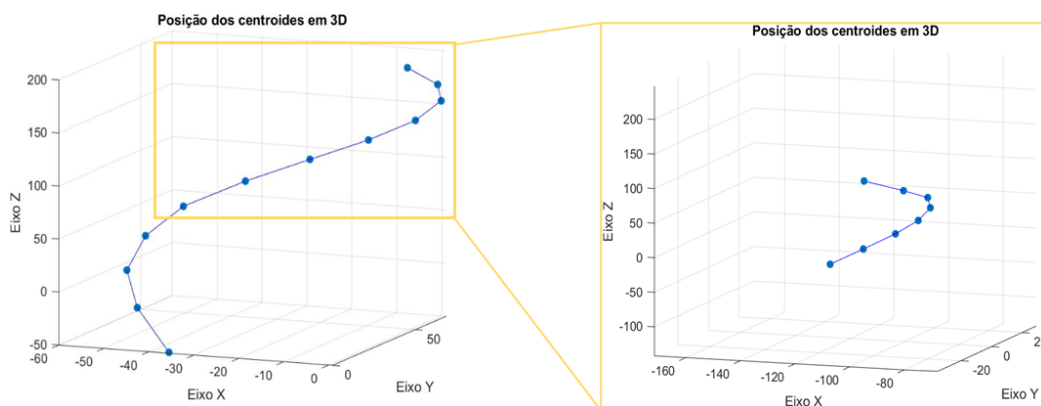


Figura 37 - Comparação dos centroides da CT e do MRI no caso 2.

A tabela 10 e o gráfico 17 mostram as diferenças entre a metodologia aplicada a imagens CT 3D e a imagens de MRI 3D.

Tabela 10 - Comparação entre CT e MRI.

Rotação Intervertebral (graus)						
	CT - 3D			MRI - 3D		
	Coronal	Sagital	Axial	Coronal	Sagital	Axial
T1/T2	20,07	21,44	6,93	4,74	5,70	2,05
T2/T3	10,24	14,98	9,17	21,31	22,91	5,10
T3/T4	10,70	15,02	6,74	5,73	9,61	2,37
T4/T5	16,82	15,60	7,84	11,64	9,81	5,16
T5/T6	2,47	3,01	12,48	6,77	7,94	2,03
T6/T7	1,05	2,20	5,85	4,54	5,11	2,62
T7/T8	19,86	13,13	5,39	3,77	4,77	3,77
T8/T9	10,99	5,95	9,49	-	-	-
T9/T10	10,79	11,95	4,53	-	-	-
T10/T11	10,83	12,46	6,92	-	-	-
T11/T12	4,17	7,84	6,37	-	-	-

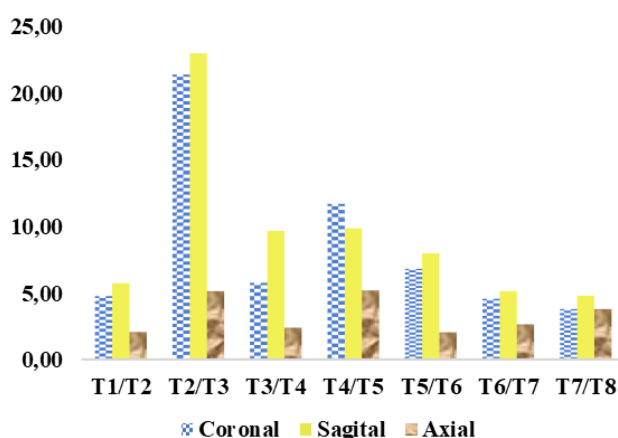


Gráfico 17 - Valores obtidos através do modelo 3D de MRI.

Com base nos resultados apresentados é possível afirmar que a utilização de modelos de MRI permitem apenas a visualização da posição das vértebras. A metodologia aplicada não demonstrou viabilidade, nomeadamente quando comparada com os resultados do modelo de CT. Tendo em conta a dificuldade de obtenção do modelo pelo método semiautomático e pelos valores inferiores aos obtidos anteriormente, é possível afirmar que a técnica de imagem não é a adequada para a quantificação dos tecidos duros e como tal não é um método reproduzível.

O EOS é comparado com a CT através do relatório final que é obtido. Relativamente ao caso 2, este exame dá a informação dos valores de ângulo de Cobb,

assim como os valores de lordose e cifose. Pelo método desenvolvido neste estudo, os valores de ângulo de Cobb 3D são 46,7° e 41,1°, enquanto pelo EOS, os Cobb respectivos são de 45° e 37°. O ângulo até ao sacro não é possível mencionar devido à falta de estruturas nas imagens médicas, contendo apenas informação até à primeira vértebra lombar. Tendo em conta este facto, o valor de lordose lombar não foi possível analisar, contudo o valor de cifose torácica foi calculado e obteve-se um resultado de 56,11° para a cifose entre a T1 e a T5 e a cifose entre a T1 e a T12 foi de 30,48°. Em casos não patológicos, os valores de referência variam entre os 20° e os 40° para cifose torácica. O exame EOS, indica que os valores medidos de cifose e lordose são respetivamente 47° e 43° - figura 38.

Coluna				
Equilíbrio coronal (1) e Escoliose (3)				
C7-CSL	47 mm		Ângulo de Cobb T7/T8	45°
			Ângulo de Cobb T9/T6	37°
			Ângulo de Cobb T7/S1	16°
Cifose/Lordose (3)				
Cifose T1/T12	47°		Lordose L1/S1	43°

Figura 38 - Dados obtidos através do relatório EOS.

Tendo em conta os valores em cada uma das abordagens, apesar de próximos, o exame EOS apresenta valores de Cobb inferiores, enquanto o valor de cifose foi superior. De relatar que esta técnica, não tem em conta os desvios axiais, o que pode influenciar os valores respetivos de cifose e lordose. Os valores adquiridos em EOS são resultado de uma automatização associada ao desenvolvimento do próprio software e como tal não são conhecidas as metodologias. Contudo, os ângulos apresentados têm mais proximidade aos ângulos 3D do que aos 2D, obtidos por esta metodologia, o que leva à possibilidade de o EOS construir uma projeção 3D dos mesmos.

5.3.3. Análise global comparativa

Ao longo do presente capítulo, foram demonstrados os resultados obtidos, assim como foram apontadas algumas conclusões. De um modo geral e sem ser possível a comparação direta entre os 3 casos com EIA, como já foi mencionado, existem interligações comuns a todos. Primeiramente podem ser destacadas as diferenças de amplitude entre os ângulos medidos em 2D e 3D nos 3 casos de EIA na comparação do CT. Confirmando com os dados mencionados na literatura, as medições diretas nas imagens médicas abordando apenas 2 planos anatómicos não são benéficas para a classificação, tanto na medição do ângulo de Cobb assim como na rotação intervertebral.

O crescimento da coluna é comprometido em casos evidentes de EIA e segundo a tabela 1, que apresenta a deformação medida entre cada extremidade das vértebras, os 3 casos apresentam variação, sendo esta mais predominante nos casos 1 e 2. Estas variações estão relacionadas com a curvatura da escoliose, uma vez que o lado côncavo fica limitado e não desenvolve naturalmente. Estas variações afetam de igual forma o tamanho longitudinal da coluna.

À semelhança do que foi apresentado e discutido no subcapítulo das colunas intactas, a tabela 11 apresenta as médias obtidas em cada um dos casos, não tendo função clínica apenas é apresentada para quantificação comparativa. Através da mesma é possível confirmar maior amplitude em todos os parâmetros no caso que apresenta maior Cobb e dupla curvatura, assim como apontar que o caso 3, indicado com pouca amplitude escoliótica, apresenta valores próximos aos casos intactos. Em todos os casos, EIA e controlo, a rotação sagital é a que apresenta maior variação, pelo facto de ter em consideração os desvios de lordose e cifose naturais.

Tabela 11 - Média dos parâmetros de análise em cada caso.

Média (°)					
	Controlo 1	Controlo 2	EIA 1	EIA 2	EIA 3
Desvio angular	4,07	3,30	6,77	9,98	3,21
Rotação Intervertebral Coronal	2,10	1,88	9,40	10,73	3,15
Rotação Intervertebral Sagital	7,65	2,48	8,66	11,23	4,21
Rotação Intervertebral Axial	1,98	2,10	4,76	7,43	3,67
Rotação Intravertebral	1,74	1,76	6,82	6,90	3,28

Não existem evidências que a posição da vértebra apical seja a que detêm mais rotação em qualquer um dos planos, mas é certamente a vértebra que foi sujeita a mais desvio lateral. Os 3 casos, bastante dispares entre si, não permitem obter evidências de alterações específicas, sendo necessário obter mais casos clínicos semelhantes.

As imagens médicas utilizadas para comparação qualitativa, do ponto de vista clínico têm benefícios face ao CT, porém do ponto de vista de tratamento computacional esta metodologia de imagem garante melhores resultados. A qualidade de imagem do MRI, a obtenção de apenas 1 caso neste estudo e a incapacidade de trabalhar externamente ao programa do EOS tornam as metodologias incompletas e difíceis de utilizar, embora o EOS demonstre proximidade aos valores obtidos em 3D. O CT ou a utilização da metodologia do CT no EOS seria uma garantia de melhoria pela assertividade face ao relatório clínico apresentado. Como referido anteriormente, é desconhecido o método de avaliação do EOS, porém a medição das estruturas para a obtenção dos ângulos são posicionadas manualmente e diretamente na imagem médica. Tendo em consideração que os ângulos obtidos são mais próximos dos ângulos 3D é esperado que as medições sejam projetadas para o modelo final e como tal a aplicação da metodologia desenvolvida neste estudo seria uma mais-valia no relatório médico final.

Conclusão

A escoliose é uma deformação tridimensional que afeta o bem-estar dos pacientes e quando a condição apresenta um ângulo de Cobb superior a 40° , é sugerido um tratamento cirúrgico para correção. Dos muitos tratamentos discutidos na literatura, a nova técnica VPT tem uma abordagem de colocação de parafusos pediculares posteriormente, que precisa de informação mais detalhada sobre a condição do paciente. Os 3 casos de EIA analisados, diferentes entre si, tanto em amplitude de Cobb como em tipo de curvatura, são independentes e como tal, cada caso tem de ser estudado separadamente. Este processo permitiu o conhecimento de rotações existentes, tanto na comparação de vértebras da mesma coluna vertebral, assim como os desvios ocorridos quando comparada com um ponto de referência. A rotação intervertebral, permitiu perceber o desvio que uma vértebra tem em relação à inferior, abordando os 3 planos anatômicos e a rotação intravertebral deu a oportunidade de conhecer algum tipo de rotação que existisse dentro da própria vértebra. Estes fatores são cruciais para o conhecimento e quantificação de cada caso. Na colocação de parafusos pediculares num tratamento cirúrgico devem ser tidas em conta estas deformações, assim como a tensão aplicada em cada um dos parafusos, de modo que o tratamento seja corretivo e não o inverso.

Além dos valores interpretados é importante ter em conta a própria rotação da região torácica e lombar, devido a amplitudes de cifose e lordose. Nos casos de comparação entre os sistemas vertebrais com e sem EIA foram tidas em conta estas discrepâncias para melhor análise dos resultados. Em certos casos é difícil justificar as alterações na coluna com escoliose, uma vez que esta condição, como mencionado na literatura, não tem justificação clínica para o seu aparecimento. Relacionar amplitudes de ângulos em planos e abordagens distintas, pode não ser possível em todos os casos, pois uma vértebra pode ter desvio intravertebral, mas não padecer de rotação em qualquer dos 3 planos anatômicos. Todos os casos apresentaram variação quando comparados com a coluna de referência do estudo, mesmo o caso 3 que padece de escoliose ligeira. Os casos EIA quando analisados em conjunto com os casos controlo demonstraram valores mais altos de rotação comparativamente ao seu estudo individual. Este aumento era esperado, uma vez que a relação intervertebral tem menor desvio entre si, ao invés da vértebra quando é comparada com um ponto de referência externo.

Relativamente aos exames necessários para o diagnóstico e classificação, o EOS ou o RX e o MRI são os exames realizados com mais recorrência, porém, como abordado no capítulo anterior, a CT permite uma avaliação mais completa e mais assertiva. A metodologia desenvolvida é um método semiautomático, uma vez que neste procedimento, a obtenção dos centros de massa de cada vértebra, foi conseguido com recurso a um software, porém o posicionamento e colocação dos planos e dos pontos utilizados na análise são aplicados manualmente, podendo existir erros de medição. Esta menção pode ser assumida como uma limitação do estudo, perspetivando-se a automatização do mesmo em passos futuros. A utilização de inteligência artificial ou de um código de programação pode permitir a automatização do mesmo procedimento. A metodologia desenvolvida para a avaliação intravertebral é inovadora e a existência de mais casos para comparação seria benéfica para garantir mais assertividade. O tema proposto, tem como intuito a resposta a questões apresentadas, como a possibilidade ou não de crescimento longitudinal, a colocação específica do parafuso pedicular caso exista rotação axial ou intravertebral e ainda as tensões necessárias em cada uma das vértebras. Tendo em conta que o processo computacional tem várias etapas, sendo a quantificação de cada caso a primeira, futuramente existirá análise dos modelos através de estudos de elementos finitos. Estes estudos permitem a análise em detalhe do modelo escoliótico, o que irá permitir responder às questões apresentadas.

Em suma, a quantificação 3D dos casos apresentados é fulcral para aplicação em casos futuros; embora não exista uma ligação direta entre cada caso estudado, a metodologia desenvolvida permitiu avaliar as rotações em todos os planos anatómicos assim como os desvios existentes entre o corpo vertebral e os processos posteriores. A utilização de planos nos respetivos centros de massa, o estudo de cada vértebra individualmente e em conjunto e a comparação das colunas EIA com os casos saudáveis garantem, efetivamente, avanço na quantificação das colunas com patologia, oferecendo a possibilidade de análise minuciosa em cada caso com a condição. O estudo feito em 3D tem mais viabilidade, como também foi comprovado neste trabalho, uma vez que a avaliação em 2D mostrou valores baixos por falta de informação de um dos planos. O comprovar de desvios angulares e rotações (em cada um dos planos) quando comparadas as colunas com e sem EIA é fulcral em processos médicos futuros, uma vez que o ponto de referência (coluna intacta) permite saber qual o desvio e rotações necessárias que cada vértebra necessita para um tratamento com sucesso.

Referências Bibliográficas

- [1] V. Mahadevan, “Anatomy of the vertebral column,” *Surg.*, vol. 36, no. 7, pp. 327–332, Jul. 2018.
- [2] P. J. Bazira, “Clinically applied anatomy of the vertebral column,” *Surg.*, vol. 39, no. 6, pp. 315–323, Jun. 2021.
- [3] S. Berven and R. Wadhwa, “Sagittal Alignment of the Lumbar Spine,” *Neurosurg. Clin. N. Am.*, vol. 29, no. 3, pp. 331–339, 2018.
- [4] I. L. Mohd Isa, S. L. Teoh, N. H. Mohd Nor, and S. A. Mokhtar, “Discogenic Low Back Pain: Anatomy, Pathophysiology and Treatments of Intervertebral Disc Degeneration,” *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 24, no. 1, 2023.
- [5] S. L. Weinstein, L. A. Dolan, J. C. Cheng, A. Danielsson, and J. A. Morcuende, “Adolescent idiopathic scoliosis,” *Lancet*, vol. 371, no. 9623, pp. 1527–1537, May 2008.
- [6] M. Mohamed, J. Trivedi, N. Davidson, and S. Munigangaiah, “Adolescent idiopathic scoliosis: a review of current concepts,” *Paediatr. Child Health (Oxford)*, vol. 32, no. 4, pp. 119–126, Apr. 2022.
- [7] M. H. Kaya *et al.*, “Factors influencing of quality of life in adolescent idiopathic scoliosis,” *Musculoskelet. Sci. Pract.*, vol. 62, p. 102628, Dec. 2022.
- [8] B. J. (Barend) van Royen, “Understanding the Lenke Classification for Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS),” *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, Jan. 2023.
- [9] M. J. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S *et al.*, “2016 SOSORT guidelines: Orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth,” *Scoliosis Spinal Disord.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–35, 2018.
- [10] J. Shen *et al.*, “Towards a new 3D classification for adolescent idiopathic scoliosis,” *Spine Deform.*, vol. 8, no. 3, pp. 387–396, 2020.
- [11] C. F. P. da Silva Herrero, M. A. Porto, M. H. N. Barbosa, and H. L. A. Defino, “Multiple Segmental Osteotomies To the Kyphosis Correction,” *Rev. Bras. Ortop.*

(*English Ed.*, vol. 44, no. 6, pp. 513–518, 2009.

- [12] B. S. Russell, K. A. Muhlenkamp-Wermert, and K. T. Hoiriis, “Measurement of Lumbar Lordosis: A Comparison of 2 Alternatives to the Cobb Angle,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 43, no. 8, pp. 760–767, 2020.
- [13] F. Hefti, “Pathogenesis and biomechanics of adolescent idiopathic scoliosis (AIS),” *J. Child. Orthop.*, vol. 7, no. 1, pp. 17–24, 2013.
- [14] C. Tsagkaris, J. Widmer, F. Wanivenhaus, A. Redaelli, C. Lamartina, and M. Farshad, “The sitting vs standing spine,” *North Am. Spine Soc. J.*, vol. 9, p. 100108, Mar. 2022.
- [15] Maximum Chiropractic, “THE FACTS ABOUT SCOLIOSIS,” *THE FACTS ABOUT SCOLIOSIS*. [Online]. Available: <https://www.maximumchiro.com/scoliosis-facts/>. [Accessed: 25-Oct-2023].
- [16] Z. Kamal, G. Rouhi, N. Arjmand, and S. Adeeb, “A stability-based model of a growing spine with adolescent idiopathic scoliosis: A combination of musculoskeletal and finite element approaches,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 64, pp. 46–55, 2019.
- [17] P. Glowka, W. Politarczyk, P. Janusz, L. Wozniak, and T. Kotwicki, “The method for measurement of three-dimensional angle of scoliosis from standard radiographs,” *Stud. Health Technol. Inform.*, vol. 280, p. 286, 2021.
- [18] A. P. G. Castro *et al.*, “Evaluation of spinal posture using Microsoft Kinect™: A preliminary case-study with 98 volunteers,” *Porto Biomed. J.*, vol. 2, no. 1, pp. 18–22, 2017.
- [19] P. A. Ricart, T. M. Andres, A. Apazidis, T. J. Errico, and P. D. Trobisch, “Validity of Cobb angle measurements using digitally photographed radiographs,” *Spine J.*, vol. 11, no. 10, pp. 942–946, 2011.
- [20] M. H. Horng, C. P. Kuok, M. J. Fu, C. J. Lin, and Y. N. Sun, “Cobb angle measurement of spine from x-ray images using convolutional neural network,” *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2019, 2019.

- [21] D. H. Clements, M. Marks, P. O. Newton, R. R. Betz, L. Lenke, and H. Shufflebarger, “Did the Lenke classification change scoliosis treatment?,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 36, no. 14, pp. 1142–1145, 2011.
- [22] S. Haleem and C. Nnadi, “Scoliosis: a review,” *Paediatr. Child Heal. (United Kingdom)*, vol. 28, no. 5, pp. 209–217, 2018.
- [23] B. J. (Barend) van Royen, “Understanding the Lenke classification for Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS),” *Curr. Probl. Diagn. Radiol.*, vol. 000, pp. 2–5, 2023.
- [24] J. S. Hoashi, P. J. Cahill, J. T. Bennett, and A. F. Samdani, “Adolescent Scoliosis Classification and Treatment,” *Neurosurg. Clin. N. Am.*, vol. 24, no. 2, pp. 173–183, 2013.
- [25] E. Magnide *et al.*, “Automatic bone maturity grading from EOS radiographs in Adolescent Idiopathic Scoliosis,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 136, no. July, p. 104681, 2021.
- [26] D. Y. Jarrett and K. Ecklund, “EOS Imaging of Scoliosis, Leg Length Discrepancy and Alignment,” *Semin. Roentgenol.*, vol. 56, no. 3, pp. 228–244, 2021.
- [27] F. Alrehily, P. Hogg, M. Twiste, S. Johansen, and A. Tootell, “The accuracy of Cobb angle measurement on CT scan projection radiograph images,” *Radiography*, vol. 26, no. 2, pp. e73–e77, 2020.
- [28] C. Tsagkaris, J. Widmer, F. Wanivenhaus, A. Redaelli, C. Lamartina, and M. Farshad, “The sitting vs standing spine,” *North Am. Spine Soc. J.*, vol. 9, no. March, p. 100108, 2022.
- [29] H. Ghandhari *et al.*, “Comparison of Cobb Angles on Radiographs With Magnetic Resonance Imaging in Idiopathic Scoliosis,” *J. Res. Orthop. Sci.*, vol. 7, no. 1, pp. 29–34, 2020.
- [30] K. H. Yeung, G. C. W. Man, T. P. Lam, B. K. W. Ng, J. C. Y. Cheng, and W. C. W. Chu, “Accuracy on the preoperative assessment of patients with adolescent idiopathic scoliosis using biplanar low-dose stereoradiography: a comparison with computed tomography,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 21, no. 1, p. 558, Dec.

2020.

- [31] N. Romijn *et al.*, “Reconstruction of particle positions and orientations from 3D MRI images of non-spherical particle packings,” *Particuology*, p. 135639, Oct. 2023.
- [32] N. Naidoo, R. Khan, T. Abdulwahab, K. F. Almqvist, J. Lakshmanan, and I. J. Prithishkumar, “A novel reconstructive approach of the lumbar vertebral column from 2D MRI to 3D models,” *Transl. Res. Anat.*, vol. 29, p. 100229, 2022.
- [33] W. M. Chi, C. W. Cheng, W. C. Yeh, S. C. Chuang, T. S. Chang, and J. H. Chen, “Vertebral axial rotation measurement method,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 81, no. 1, pp. 8–17, 2006.
- [34] M. Zhang *et al.*, “Clinical Validation of the Differences Between Two-Dimensional Radiography and Three-Dimensional Computed Tomography Image Measurements of the Spine in Adolescent Idiopathic Scoliosis,” *World Neurosurg.*, vol. 165, pp. e689–e696, 2022.
- [35] A. Courvoisier, X. Drevelle, J. Dubousset, and W. Skalli, “Transverse plane 3D analysis of mild scoliosis,” *Eur. Spine J.*, vol. 22, no. 11, pp. 2427–2432, 2013.
- [36] G. C. Lam, D. L. Hill, L. H. Le, J. V. Raso, and E. H. Lou, “Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods,” *Scoliosis*, vol. 3, no. 1, p. 16, Dec. 2008.
- [37] R. C. Brink *et al.*, “CT-based study of vertebral and intravertebral rotation in right thoracic adolescent idiopathic scoliosis,” *Eur. Spine J.*, vol. 28, no. 12, pp. 3044–3052, 2019.
- [38] D. Bin Kim, M. H. Shin, and J. T. Kim, “Vertebral Body Rotation in Patients with Lumbar Degenerative Scoliosis: Surgical Implication for Oblique Lumbar Interbody Fusion,” *World Neurosurg.*, vol. 124, pp. e226–e232, 2019.
- [39] C. S. Lee *et al.*, “Association Between Vertebral Rotation Pattern and Curve Morphology in Adolescent Idiopathic Scoliosis,” *World Neurosurg.*, vol. 143, pp. e243–e252, 2020.

- [40] V. Logithasan, J. Wong, M. Reformat, and E. Lou, "Using machine learning to automatically measure axial vertebral rotation on radiographs in adolescents with idiopathic scoliosis," *Med. Eng. Phys.*, vol. 107, no. July, p. 103848, 2022.
- [41] D. G. Bisson *et al.*, "Axial rotation and pain are associated with facet joint osteoarthritis in adolescent idiopathic scoliosis," *Osteoarthr. Cartil.*, no. xxxx, 2023.
- [42] T. S. Illés, F. Lavaste, and J. F. Dubousset, "The third dimension of scoliosis: The forgotten axial plane," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 105, no. 2, pp. 351–359, 2019.
- [43] M. A. Asher and D. C. Burton, "Adolescent idiopathic scoliosis: Natural history and long term treatment effects," *Scoliosis*, vol. 1, no. 1, pp. 1–10, 2006.
- [44] R. S. Fayssoux, R. H. Cho, and M. J. Herman, "A history of bracing for idiopathic scoliosis in north America," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 468, no. 3, pp. 654–664, 2010.
- [45] J. M. Zampini and H. H. Sherk, "Lewis A. Sayre: the first Professor of Orthopaedic Surgery in America," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 466, no. 9, pp. 2263–2267, 2008.
- [46] C. Koutras, J. Pérez, K. Kardash, and M. A. Otaduy, "A study of the sensitivity of biomechanical models of the spine for scoliosis brace design," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 207, p. 106125, 2021.
- [47] A. A. Ahmad, "Early onset scoliosis and current treatment methods," *J. Clin. Orthop. Trauma*, vol. 11, no. 2, pp. 184–190, 2020.
- [48] A. M. Block *et al.*, "Surgical Treatment of Pediatric Scoliosis: Historical Origins and Review of Current Techniques," *Bioengineering*, vol. 9, no. 10, pp. 1–14, 2022.
- [49] P. Gopinathan, "Anterior scoliosis surgery the state of art procedure," *J. Orthop.*, vol. 12, no. 2, pp. 63–65, 2015.

- [50] Z. B. Cheung, S. Selverian, B. H. Cho, C. J. Ball, and S. Kang-Wook Cho, “Idiopathic Scoliosis in Children and Adolescents: Emerging Techniques in Surgical Treatment,” *World Neurosurg.*, vol. 130, pp. e737–e742, 2019.
- [51] M. Z. B. Choudhury, A. I. Tsirikos, and D. S. Marks, “Early-onset scoliosis: clinical presentation, assessment and treatment options,” *Orthop. Trauma*, vol. 31, no. 6, pp. 357–363, 2017.
- [52] T. P. Schlösser, M. C. Kruyt, and A. I. Tsirikos, “Surgical management of early-onset scoliosis: indications and currently available techniques,” *Orthop. Trauma*, vol. 35, no. 6, pp. 336–346, 2021.
- [53] M. Fiore, A. Ruffilli, G. Viroli, F. Barile, M. Manzetti, and C. Faldini, “Minimally invasive surgery using posterior-only Pedicle screw fixation in treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Systematic Review and Meta-Analysis,” *J. Clin. Neurosci.*, vol. 99, no. December 2021, pp. 317–326, 2022.
- [54] X. Wu, X. Shi, W. Hu, H. Ma, W. Liao, and Y. Gao, “Application of posture-aware surgical tool assisted screw placement in orthopedic surgery of adolescent idiopathic scoliosis,” *Intell. Surg.*, no. February, pp. 2–8, 2023.
- [55] M. P. Shillington, R. D. Labrom, G. N. Askin, and C. J. Adam, “A biomechanical investigation of vertebral staples for fusionless scoliosis correction,” *Clin. Biomech.*, vol. 26, no. 5, pp. 445–451, 2011.
- [56] J. Mineiro, “Posterior Vertebral Pedicular Tethering for the Treatment of Idiopathic Adolescent Scoliosis,” *Healthcare*, vol. 11, no. 13, p. 1878, 2023.
- [57] A. Rosset, L. Spadola, and O. Ratib, “OsiriX: An open-source software for navigating in multidimensional DICOM images,” *J. Digit. Imaging*, vol. 17, no. 3, pp. 205–216, 2004.
- [58] A. Sekuboyina *et al.*, “VERSE: A Vertebrae labelling and segmentation benchmark for multi-detector CT images,” *Med. Image Anal.*, vol. 73, 2021.
- [59] M. T. Löffler *et al.*, “A vertebral segmentation dataset with fracture grading,” *Radiol. Artif. Intell.*, vol. 2, no. 4, pp. 1–6, 2020.

- [60] H. Liebl *et al.*, “A computed tomography vertebral segmentation dataset with anatomical variations and multi-vendor scanner data,” *Sci. Data*, vol. 8, no. 1, 2021.
- [61] Synopsys, “ScanIP.” .
- [62] G. R. Roytman, M. Cutler, K. Milligan, S. M. Tommasini, and D. H. Wiznia, “An open-access plug-in program for 3D modelling distinct material properties of cortical and trabecular bone,” *BMC Biomed. Eng.*, vol. 4, no. 1, pp. 4–9, 2022.
- [63] P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, and G. Ranzuglia, “MeshLab: An open-source mesh processing tool,” *6th Eurographics Ital. Chapter Conf. 2008 - Proc.*, pp. 129–136, 2008.
- [64] MathWorks, “MATLAB R2020a.” .
- [65] B. Driss and D. Cheban, “Asymptotic stability of switching systems,” *Electron. J. Differ. Equations*, vol. 2010, no. 9, pp. 1–18, 2010.
- [66] F. R. Labrom, M. T. Izatt, A. P. Claus, and J. P. Little, “Adolescent idiopathic scoliosis 3D vertebral morphology, progression and nomenclature: a current concepts review,” *Eur. Spine J.*, vol. 30, no. 7, pp. 1823–1834, 2021.