

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

*Avaliação da curvatura escoliótica utilizando  
reconhecimento de padrões elípticos em imagens  
de raio  $X$*

Júlio César Coelho

Uberlândia

2018

Júlio César Coelho

*Avaliação da curvatura escoliótica utilizando  
reconhecimento de padrões elípticos em imagens de raio  
X*

Defesa de tese de doutorado apresentada ao  
Programa de Pós-graduação em Engenharia  
Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia  
para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Cláudio Pascoarelli Veiga  
Co-orientador: Prof. Dr. Alan Petrónio Pinheiro

Uberlândia  
2018

*Avaliação da curvatura escoliótica utilizando reconhecimento de padrões  
elípticos em imagens de raio X*

Júlio Cézar Coelho

Defesa de tese de doutorado apresentada ao Programa de  
Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Universidade  
Federal de Uberlândia para obtenção do título de Doutor em  
Ciências. Banca examinador formado por:

Uberlândia, 01 de agosto de 2018

---

Prof. Antônio Cláudio Paschoarelli Veiga, Dr.  
FEELT/UFU (Orientador)

---

Prof. Alan Petrônio Pinheiro, Dr.  
FEELT/UFU (co-orientador)

---

Prof. Gilberto Arantes Carrijo, Dr.  
FEELT/UFU

---

Prof. Wagner Endo, Dr.  
UTFPR

---

Prof. Daniel Moraes, Dr.  
UFVJM

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

C672a Coelho, Júlio César, 1976-  
2018 Avaliação da curvatura escoliótica utilizando reconhecimento de padrões elípticos em imagens de raio x [recurso eletrônico] / Júlio César Coelho. - 2018.

Orientador: Antônio Cláudio Paschoarelli Veiga.

Coorientador: Alan Petrônio Pinheiro.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.796>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia elétrica. 2. Escoliose. 3. Elipse (Geometria). 4. Reconhecimento de padrões. 5. Processamento de imagens - Técnicas digitais. I. Veiga, Antônio Cláudio Paschoarelli, 1963- (Orient.). II. Pinheiro, Alan Petrônio, 1982- (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

---

CDU: 621.3

Maria Salete de Freitas Pinheiro - CRB6/1262

Dedico este trabalho à minha companheira  
Karine Cristine de Almeida, que me apoiou em  
todos os momentos.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por fazer tudo possível.

À minha amada esposa Karine Cristine de Almeida, pelo amor, carinho, companheirismo e incentivo.

À minha família, meu pai Jeová Coelho de Souza e minha mãe Alda Maria Barbosa Coelho pelo incentivo para sempre ir tocando em frente; meu irmão e minhas irmãs, meus sobrinhos que sempre me apoiaram.

Meu sogro e sogra pela ajuda, acolhida, carinho e atenção.

Ao meu orientador Prof. Dr. Paschoarelli, por acreditar em mim e pelo apoio.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Alan Petrônio Pinheiro, pela amizade, pela luta, pelas conquistas e pelo companheirismo.

Ao prof. Dr. Tomaz Vrtovec, que contribuiu no artigo publicado.

Aos meus ex-alunos, alunos que me inspiraram e me fizeram crescer como profissional.

A todos da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU que me deram suporte e apoio, em especial os meus colegas do Campus Patos de Minas.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram com este trabalho.

“Sonho que se sonha só é só um sonho; sonho  
que se sonha junto é realidade”.

**Raul Seixas**

## RESUMO

A escoliose é uma doença caracterizada pela deformação da coluna vertebral. Essa deformação é composta por uma curvatura lateral anormal e uma rotação axial de algumas vértebras. O método mais utilizado de medição do grau de escoliose é o ângulo de Cobb. Foram pesquisadas várias formas para se medir essa deformidade, assim como ângulos, afastamentos, áreas, raios de círculos e, por fim, elipses. Este trabalho propõe uma metodologia capaz de comparar a deformação da coluna com uma elipse, fornecendo, assim, parâmetros matemáticos e visuais suficientes para uma visão auxiliar sobre o grau de curvatura da coluna e sua progressão. Esta pesquisa utilizou uma técnica de algoritmo genético capaz de testar várias possibilidades de elipses candidatas ao “encaixe” ótimo da curvatura da coluna e, também, a determinação de parâmetros visuais e matemáticos que são compostos pelos parâmetros característicos da elipse que formam um índice capaz de fornecer uma visão geral da deformidade. Os resultados desta pesquisa apontam que a técnica proposta é capaz de reconhecer, com exatidão, os padrões elípticos em diferentes tipos (e graus) de colunas com escoliose a partir de imagens de raio X.

**Palavras-chave:** Encaixe de elipse. Algoritmo genético. Vértebras. Escoliose. Reconhecimento de padrões. Processamento digital de imagem.



## **ABSTRACT**

Scoliosis is a disease characterized by a deformation of the spine. This deformation is composed of an abnormal lateral bending and a rotation of some vertebrae. The method more used for assessment of quantity of scoliosis is the angle of Cobb. Many ways were searched for assessment this deformity, as angles, distances, area, circles rays and, finally, ellipses. This paper proposes a methodology able of comparing the deformation of the spine with an ellipse, thus providing sufficient mathematical and visual parameters for an auxiliary view on the degree of curvature and its progression. The results were possible using genetic algorithm able to test many ellipses possible for the perfect fitting, having mathematical and visual parameters that are compound by characteristic parameters of ellipse that produces an index that gives a general view of the deformity. The results of this study indicates that the proposed technique is able to recognize with accuracy elliptical patterns in different types spine with scoliosis from x-ray images.

**Keywords:** Ellipse fitting. Genetic algorithm. Vertebrae. Scoliosis. Pattern recognition. Digital image processing.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1.1 - Planos do corpo humano.....	12
Figura 2.1- Métodos para medir curvatura da coluna Cobb. ....	17
Figura 2.2 - Métodos de Ferguson para medir curvatura da coluna. ....	18
Figura 2.3 - Método de <i>Greenspan</i> para medir curvatura da coluna a partir dos desvios laterais das vértebras afetadas pela escoliose.....	19
Figura 2.4 - Método <i>Diab</i> et al. para medir curvatura da coluna. ....	19
Figura 2.5 - Método de centroides para medir a curvatura da coluna. ....	20
Figura 2.6 - Rotação de uma vértebra no plano axial. (a) Vértebra normal, sem rotação. (b) Vértebra rotacionada.....	22
Figura 2.7 - (a) Vista de uma vértebra no plano axial; (b) vista de uma vértebra no plano frontal. Nela são indicadas as estruturas da vértebra: pedículo e processo espinhal; (c) escala de gradação da rotação das vértebras: graus 0, 1, 2, 3 e 4 (da esquerda para a direita, respectivamente).....	22
Figura 2.8 - (a) Pedículo e processo espinhal mostrado na coluna vertebral; (b) rotação de vértebras: graus 0, 1, 2, 3 e 4 (da esquerda para a direita, respectivamente). ....	23
Figura 2.9 - (a) Método de estéreo-radiogrametria usando a técnica de DLT; (b) Objeto de calibração com marcadores de dimensões conhecidas; (c) imagem de raio X ilustrando os objetos de calibração empregados para a calibração de câmera.....	27
Figura 2.10 - Plano epipolar em uma situação de estéreo-fotogrametria. ....	28
Figura 2.11 - Obtenção da imagem utilizando raio X. O mesmo processo acontece nas câmeras fotográficas comuns, por isso o subscrito “cam” nas coordenadas projetadas na imagem. ....	31
Figura 2.12 - Projeção do mundo real no plano. ....	33
Figura 2.13 - Acréscimo do eixo W ao plano da imagem. ....	35
Figura 2.14 - Duas instâncias da mesma elipse com os mesmos parâmetros a e b, mas com ângulo de entrada e ângulo de saída diferentes, considerando partes diferentes da coluna. ....	39
Figura 3.1 - Etapas do método proposto nesta pesquisa para a extração da curvatura da coluna com escoliose.....	44
Figura 3.2 - (a) Programa para fornecer ao usuário uma interface onde ele possa identificar as vértebras na imagem; (b) Ilustração do cálculo do centroide da vértebra a partir dos pontos de extremidades indicados pelo usuário. ....	46
Figura 3.3 - Curva obtida a partir da interpolação polinomial dos centroides das vértebras. ..	47
Figura 3.4 - Segmentação da região escoliótica da coluna definindo seu início e fim. (a) Centroide da vértebra é definido pelo cruzamento das ligações dos cantos das vértebras; (b) A coluna virtual é a interpolação polinomial dos centroides; (c) As vértebras iniciais e finais da deformação escoliótica; (d) Ilustração da determinação da vértebra superior e inferior da deformidade. ....	48
Figura 3.5 - (a) Tentativa de encaixar uma elipse à curva de uma coluna virtual usando $N = 11$ pontos. Eixos são medidos em pixels; (b) Ampliação da região dos pontos $N = 8, \dots, 11$ para mostrar a distância $\epsilon$ entre estes pontos e a elipse. ....	51
Figura 3.6- Os parâmetros da elipse e de posicionamento da elipse. ....	53
Figura 3.7 - Etapas do algoritmo genético empregado para encontrar a melhor elipse que se encaixa ao formato da curvatura virtual a partir da seleção aleatória de alguns de seus pontos. ....	55
Figura 3.8 - Erro entre uma elipse (indivíduo) e os pontos do centroide da coluna virtual. ....	57
Figura 3.9 - Cruzamento entre dois indivíduos pais gerando dois indivíduos filhos. (a) Dois indivíduos; (b) Pontos selecionados que constituem os genes; (c) Elipses geradas a partir dos genes dos indivíduos pais; (d) Alguns genes dos pais são trocados gerando em (e) indivíduos que produzem novas elipses com melhores encaixes. ....	59

Figura 3.10 - (a) Três elipses: a primeira com 1 pixel na horizontal e 48 pixels na vertical, a segunda com 12 pixels na horizontal e 48 na vertical e a terceira com 24 pixels na horizontal e 48 na vertical; (b) Elipse com 48 pixels na horizontal e na vertical; (c) Elipse com 48 pixels na horizontal e 24 pixels na vertical.....	60
Figura 3.11 - (a) Elipse medida no transferidor lido de 90° a 270°; (b) Elipse medida no transferidor lido de 120° a 240°; (c) Elipse medida no transferidor lido de 150° a 210° e (d) Elipse medida no transferidor lido de 170° a 190°.....	61
Figura 3.12 - Obtenção das imagens de validação. (a) Elipse ideal que serve de “molde” à coluna; (b) A partir dessa elipse é traçada manualmente uma coluna virtual que passa por parte do contorno da elipse; (c) A partir da coluna virtual gerada, são “encaixadas” imagens das vértebras segmentadas de imagens reais de raio X.....	63
Figura 4.1 - Resultado obtido na etapa de reconhecimento de padrões elípticos a partir da coluna virtual reconstituída de apenas três indivíduos, o restante se encontra no ANEXO A. A região em verde indica a coluna virtual e a região em negrito, a parte da coluna virtual segmentada. Os pontos dispostos ao longo da coluna virtual indicam os centroides das vértebras.....	66
Figura 4.2 - Alguns resultados onde o tamanho da elipse é grande. A medida dos eixos é em pixels.....	67
Figura 4.3 - Evolução das soluções de busca por padrões elípticos. (a) Aplicação do método de reconhecimento de elipses sem utilizar o AG. (b) Melhor solução encontrada na primeira geração do AG; (c) Solução final encontrada no AG. ....	69
Figura 4.4 - Degenerações produzidas pelo término prematuro do processo de otimização. ..	70
Figura 4.5 - Casos degenerativos moderados de três diferentes indivíduos que foram processados por poucas gerações de indivíduos do AG fornecendo mínimos locais.....	70
Figura 4.6 - Evolução do erro médio da população em função das novas gerações geradas pelo algoritmo genético. ....	71
Figura 4.7 - Etapas para o processo de criação da coluna virtual a partir de uma elipse conhecida. ....	72
Figura 4.8 - Resultados obtidos pelo método proposto para a validação. ....	74
Figura 4.9 - Resultados obtidos nos testes (a) segundo teste de validação e (b) décimo teste da validação.....	75
Figura 4.10 - (a) Medidas do ângulo de Cobb. Cada um destes pontos representa a média do ângulo de Cobb dos vinte indivíduos, respectivamente tomadas por três médicos. (b) Valores do índice elíptico invertido para esses mesmos indivíduos usando o método proposto.....	76

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Comparação dos índices de encaixe das elipses mostradas na Figura 3.10.....	61
Tabela 3.2 – Estimação da diferença entre os ângulos de entrada e saída das elipses da Figura 3.11. ....	62
Tabela 4.1 – Parâmetros das elipses encontradas nos testes realizados. ....	68
Tabela 4.2 – Parâmetros encontrados na validação para dez diferentes testes de uma mesma imagem produzida para propósitos de validação.....	73
Tabela 4.3 – Parâmetros estatísticos usados nos dez testes executados de validação do método proposto. ....	73

## LISTA DE ABREVIATURAS

2D – Duas dimensões

3D – Três dimensões

AG – Algoritmo Genético

CPM – *Charged Particle Model*

DLT – *Direct Linear Transformation*

ICC – Coeficientes de Correlação Intraclass

LMS – *Least Mean Square*

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1 Motivação .....	12
1.2 Objetivos.....	13
1.3 Justificativa .....	13
1.4 Contribuições .....	14
1.5 Estrutura .....	14
<b>2 AVALIAÇÃO DA CURVATURA ESCOLIÓTICA.....</b>	<b>15</b>
2.1 A escoliose .....	15
2.2 Métodos para Avaliação da Curvatura em 2D.....	16
2.3 Rotação vertebral .....	20
2.4 Erros de avaliação da curvatura da coluna.....	23
2.5 Métodos para Avaliação da Curvatura em 3D.....	25
2.5.1 O DLT para a reconstrução tridimensional das coordenadas .....	29
2.6 Modelo elíptico das curvaturas da coluna .....	38
2.7 Segmentação das imagens da coluna .....	40
2.8 Considerações finais .....	41
<b>3 MÉTODO DE IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO DA CURVATURA ESCOLIÓTICA .....</b>	<b>43</b>
3.1 Metodologia proposta para a mensuração da curva escoliótica.....	43
3.1.1 Aquisição dos dados e interface com o usuário.....	45
3.1.2 Segmentação da região da curvatura da coluna.....	47
3.1.3 Método para a extração e o reconhecimento de elipses.....	49
3.1.4 Algoritmo genético para otimização dos resultados.....	54
3.1.5 Determinação do coeficiente de curvatura .....	60
3.2 Validação dos resultados e desempenho do método .....	62
3.3 Considerações Finais .....	63
<b>4 RESULTADOS OBTIDOS.....</b>	<b>65</b>
4.1 Reconhecimento de padrões elípticos .....	65
4.2 Otimização usando algoritmo genético.....	68
4.3 Validação dos resultados.....	72
4.4 Avaliação do índice elíptico .....	75
4.5 Discussões sobre os aspectos gerais do método .....	76
4.6 Síntese .....	78
<b>5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....</b>	<b>80</b>
5.1 Conclusões e contribuições do trabalho.....	80
5.2 Sugestão para futuros trabalhos .....	80
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>82</b>
<b>ANEXO A – Resultado do processamento e reconhecimento dos padrões (20 imagens) .....</b>	<b>89</b>

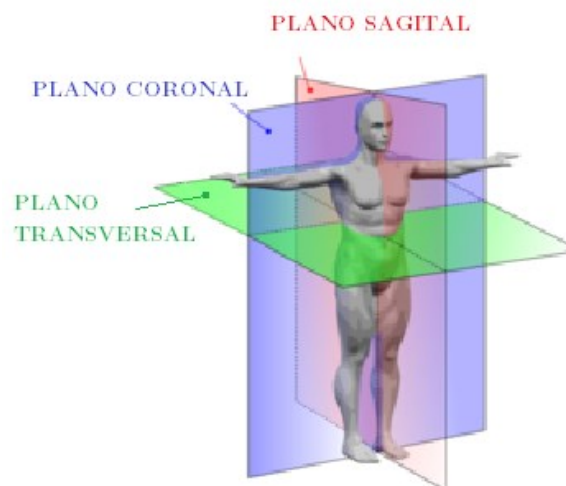
# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Introdução e motivação

A escoliose é uma doença que consiste em uma curvatura 3D anormal da coluna vertebral. Essa curvatura é constituída por curvas nos planos sagital e coronal, os quais são provenientes da rotação de cada uma das vértebras no plano coronal, juntamente com a acomodação e a deformação de cada uma das vértebras [1]. As medidas dessas curvas fornecem referências para que os médicos preparem um tratamento adequado para a doença. Na Figura 1.1, são mostrados os planos do corpo humano para melhor entendimento da doença.

O método mais comum de quantificação da escoliose é o ângulo de Cobb [2]. Além desse método, existem vários outros métodos de medição da curvatura da coluna. Dentre eles, destacam-se a distância ao eixo central da coluna, diversos ângulos, área da deformação, raio do círculo encaixado na deformidade e, finalmente, elipse encaixada na deformidade.

Figura 1.1 - Planos do corpo humano



Neste trabalho, estuda-se uma maneira alternativa de descrever o formato da curvatura da coluna de uma forma mais completa, utilizando parâmetros simples para o profissional da saúde. Esse auxílio é importante para o profissional entender o grau de escoliose e tomar decisões baseadas nestes parâmetros. Contudo, encontrar esses parâmetros manualmente não é eficiente, se não impossível. Por essa razão, é utilizado o algoritmo genético, que testa uma grande quantidade de possíveis elipses para encontrar uma elipse que se encaixe, adequadamente, na curvatura da coluna, possibilitando uma visualização do grau de escoliose empregando parâmetros numéricos.

## 1.2 Objetivos

O objetivo central deste estudo é desenvolver um método que encaixe adequadamente na curvatura da coluna uma figura geométrica (elipse) de parâmetros conhecidos, além de estabelecer o cálculo de um índice obtido utilizando-se esses parâmetros. Desse modo, buscase o desenvolvimento de uma metodologia visual e de um índice matemático.

É importante ressaltar que o objetivo desta análise não é substituir o ângulo de Cobb (método padrão empregado na prática clínica), mas ser um suporte adicional para a tomada de decisão que leve em consideração mais parâmetros da coluna, já que esse ângulo considera somente o ângulo de inclinação de duas vértebras. Ao mesmo tempo, pretende-se construir uma figura geométrica capaz de descrever todas (ou a maior parte) das vértebras que compõem a curvatura e permitir a comparação dessas figuras a fim de tentar identificar uma possível progressão da curvatura, uma vez que o ângulo de Cobb é falho nesta questão.

Assim, o método proposto busca construir meios para fornecer suporte à avaliação do profissional nos casos em que o ângulo de Cobb é falho ou ineficiente.

## 1.3 Justificativa

O método de Cobb é sujeito a vários tipos de erros, como largura do traço, diferença do traçado entre um médico e outro, tipo de lápis, material utilizado, escolha das vértebras etc. [3]. Mesmo com a utilização do computador nesse processo de medição, ainda ocorrem erros de obtenção dos centroides das vértebras, persistindo o problema da escolha das vértebras de início e fim da curvatura que determinam o ângulo de Cobb.

Desse modo, o método é muito sensível à escolha dessas vértebras, de tal forma que o erro pode ter uma variação tão grande que, em casos mais drásticos, pode induzir o profissional a recomendar intervenção cirúrgica ou alguma outra forma de tratamento mais agressiva em um caso desnecessário. Pode-se ainda deixar de recomendar intervenção em um caso cuja progressão da doença não foi detectada pela medição do ângulo de Cobb. Por isso, o desenvolvimento de um método que forneça maior condição visual (e parâmetros matemáticos) para a comparação da situação do paciente é importante para quem trabalha na área, pois o ângulo de Cobb é comprovadamente falho.



## **1.4 Contribuições**

A principal contribuição deste trabalho é encontrar uma elipse que represente de forma visual a curvatura da coluna vertebral e um parâmetro numérico no qual profissionais da área da saúde possam visualizar com mais facilidade o grau de escoliose do paciente para melhor indicação de tratamento. O método proposto compara a curvatura da coluna com uma elipse, utilizando técnicas de reconhecimento de padrões elípticos e algoritmo genético. Esse método permite conceber a elipse que melhor se encaixa na curvatura, definindo valores de forma mais eficiente e com maior sensibilidade do grau de escoliose da coluna vertebral.

No algoritmo genético, consideram-se tecnologias como o elitismo, técnica que mantém os melhores indivíduos da população ao longo das gerações; a mutação, que varia as características populacionais; e os cruzamentos, que fazem com que em cada geração de resultados exista uma população variada para testar uma gama maior de possibilidades. Nesse sentido, usa-se como referência a distância entre os pontos da coluna e da elipse candidata a melhor representação da coluna.

## **1.5 Estrutura**

Este trabalho é dividido em outros quatro capítulos. O capítulo 2 descreve o estado da arte da avaliação quantitativa da curvatura da coluna, mostrando os vários métodos de medição dessa curvatura, dos métodos manuais, semiautomáticos até os automáticos e suas variações. Finalmente, são realizadas as considerações finais dessa seção.

No capítulo 3, são apresentadas as técnicas desenvolvidas nesta pesquisa para se obterem os índices que representam a curvatura da coluna e todos os seus passos, desde a aquisição dos centroides das vértebras até o algoritmo genético empregado para escolher a elipse mais adequada para a coluna. Finalmente, são realizadas as considerações finais desse capítulo.

Em seguida, no capítulo 4, são mostrados os resultados obtidos ao utilizar o método proposto, encerrando-se com as conclusões. E, por fim, no capítulo 5, apresentam-se as conclusões e as considerações finais desta tese.

## **2 AVALIAÇÃO DA CURVATURA ESCOLIÓTICA**

Este capítulo descreve a escoliose e os principais métodos para medição da curvatura escoliônica. Na sequência, são apresentadas outras técnicas consideradas como as mais modernas e estudos que avaliam o desempenho dessas técnicas evidenciando seus benefícios e suas limitações.

São também apresentadas novas propostas de métodos para medição da curvatura da escoliose com a finalidade de preencher as deficiências apresentadas pelos métodos convencionais que estão sendo utilizados. Posteriormente, são mostradas as tendências futuras das técnicas computacionais para processamento de imagens de raio X de pacientes com escoliose e sua correspondente medição. Finalmente, são realizadas as considerações finais deste capítulo.

### **2.1 A escoliose**

A escoliose é uma deformidade tridimensional (3D) da coluna vertebral predominantemente apresentada como uma curvatura no plano frontal concomitante à rotação das vértebras. Sua origem é desconhecida e ainda é alvo de muitas investigações que apontam para fatores genéticos [4]. Em média, até 3% da população de adolescentes (especialmente do sexo feminino) podem apresentar algum tipo de curvatura na coluna vertebral associada à escoliose [5]. Por esse motivo, é um assunto amplamente estudado e vai além da área médica, uma vez que a medição dessa curvatura é um processo importante para se avaliar a progressão dessa anomalia. Esse assunto pode ser estudado por diferentes áreas do conhecimento, especialmente o processamento digital de imagens de raio X [6], o reconhecimento de padrões [7] e a extração de características métricas de imagens, como, por exemplo, fotogrametria, visão computacional etc.

Uma deformidade 3D da coluna pode ser entendida como uma combinação de deformidades bidimensionais (2D) nos planos coronal (frontal), sagital (lateral) e axial (transversal). Neste último caso, a deformidade da coluna vista sob a perspectiva do plano transversal é chamada de rotação vertebral da coluna.

Contudo, a forma com que as vértebras são articuladas e ligadas entre si faz com que as rotações nesses três planos estejam inter-relacionadas. Essa inter-relação implica que a rotação da coluna vertebral pode interferir na deformidade da coluna no plano lateral e assim por diante [8]. Goldberg et al. [9] afirmaram que a escoliose é uma deformidade lateral da coluna com

uma curvatura mínima de  $10^\circ$  medidos utilizando o método de Cobb. Por outro lado, isso implica reconhecer que apenas curvaturas maiores do que  $10^\circ$  são consideradas como escoliose.

Em muitos casos, deformidades inferiores a esses valores não recebem classificações específicas. Essas considerações também são vistas em Max Aebi [10]. Ainda, pode-se destacar que a maior parte dos estudos investigados neste trabalho restringiram as análises da curvatura ao plano frontal, uma vez que a maior parte da deformidade se manifesta nesse plano.

Outra característica importante da escoliose é a progressão de sua curvatura. Embora os tratamentos dessa anomalia geralmente se restrinjam apenas ao uso de colete e a intervenções cirúrgicas na coluna, um dos aspectos determinantes para a escolha do tratamento é a avaliação do quanto essa curva cresce no decorrer do tempo. Por isso, mensurar em detalhes a curva é um processo muito importante para definir com maior segurança a evolução da doença e o tipo de tratamento adotado. As próximas seções descrevem os principais métodos para mensuração da curvatura da escoliose usando imagens médicas.

## **2.2 Métodos para Avaliação da Curvatura em 2D**

Quantizar a escoliose é uma tarefa fundamental na medida em que se analisa e classifica a severidade dessa doença a partir de algum índice quantitativo que possa exprimir com segurança a sua severidade. Por ser uma enfermidade relativamente comum, de origem pouco conhecida, é necessário um acompanhamento sistemático do paciente para avaliar sua progressão.

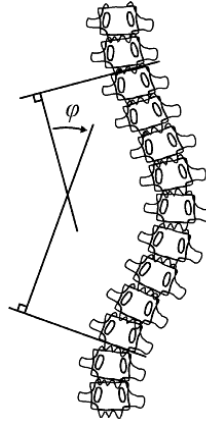
Essa progressão da curvatura é também analisada sob a luz de algum método para quantizar a distorção que a coluna sofre. A partir dessa importância de se analisar numericamente o formato da curva para detectar uma possível progressão da doença, vários autores propuseram diferentes metodologias para esse propósito. Dentre eles, podem ser destacados os métodos de Cobb [11], Ferguson [12], Greenspan [13], Diab [14] e o método dos centroides [15]. Em todos esses métodos, são usadas imagens de raio X da coluna para calcular numericamente a deformidade. Como todos os métodos usam imagens em duas dimensões, eles se limitam a estudar a deformação geométrica em um único plano, geralmente o frontal.

O método de Cobb, considerado como o método padrão-ouro e o mais difundido na prática clínica e na literatura científica [9], como ilustrado na Figura 2.1, consiste basicamente em medir um ângulo entre a projeção de uma reta tangente ao topo da vértebra que inicia a curvatura da coluna e outra reta também tangente à base da reta que indica o final da curva. A

partir dessas duas retas, traça-se uma reta perpendicular a cada uma delas e mede-se o ângulo agudo entre elas. Esse valor é denominado de ângulo de Cobb. Na

Figura 2., esse ângulo é designado por  $\varphi$ .

Figura 2.1 - Métodos para medir curvatura da coluna Cobb.



Fonte: Adaptado de [8].

Embora o método de Cobb seja o mais usado, ele apresenta várias fontes de subjetividade inerentes que induzem o avaliador ao erro no resultado, produzindo um valor de ângulo que nem sempre é confiável em função dessas subjetividades. Alguns autores [3, 14, 16, 17] afirmam que as principais subjetividades do método de Cobb estão associadas (i) à escolha das vértebras que definem o início e o fim da curvatura, que variam de avaliador para avaliador; (ii) a problemas em traçar, manualmente, retas realmente perpendiculares entre si; e (iii) à espessura dos traços marcados por caneta na radiografia, que introduzem incertezas nas medidas. Algumas dessas fontes de erro são, portanto, fruto do cálculo manual dessa medida.

Com a finalidade de diminuir as componentes de erro do método de Cobb descritas no parágrafo anterior, alguns trabalhos [16, 18, 19, 20, 21] reproduziram a técnica de Cobb no computador imaginando que se obteriam melhorias na precisão e na exatidão das medidas, uma vez que alguns passos do método, até então feitos à mão, passariam a ser realizados automaticamente por algum algoritmo.

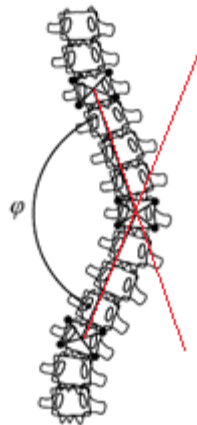
Porém, os resultados apontados por essas pesquisas não mostraram melhoria alguma na confiabilidade dos resultados [2, 16, 22] ou uma melhoria muito pequena [3, 23]. Mesmo com o uso de computadores e pouca intervenção manual, ainda eram percebidos altos erros de uma medida para outra. Ainda que haja a iniciativa de automatizar parte dos cálculos do método de Cobb, prevalece a principal crítica a esse método: não utiliza todas as vértebras contidas na

curvatura, pois usa somente as duas vértebras para definir o início e o fim da curvatura. Por essa razão, não é um índice representativo.

Outro método encontrado na literatura é o de *Ferguson* [12]. Esse método mede o ângulo entre dois segmentos de reta, o primeiro traçado da primeira vértebra da coluna, onde começa a curvatura até a vértebra onde é o ápice da curvatura, e o outro segmento de reta desse ponto de ápice até a última vértebra, onde termina a curvatura. A Figura 2.2 ilustra o método de Ferguson.

No entanto, *Vrtovec* [8] afirma que esse método apresenta baixa reprodutibilidade, é difícil de ser aplicado devido à marcação dos cantos da vértebra e menos preciso para ângulos maiores.

Figura 2.2 - Métodos de Ferguson para medir curvatura da coluna.

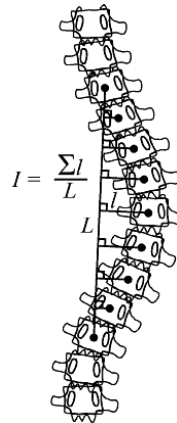


Fonte: Adaptado de [8].

*Greenspan* [13], por sua vez, propôs outro método para medir curvatura da coluna. Ele utiliza a razão entre a somatória dos comprimentos das distâncias medidas de cada centroide de cada vértebra até o segmento de reta que liga o centroide da vértebra que inicia a curvatura da coluna vertebral e o centroide da vértebra que termina a curvatura dessa coluna e o comprimento deste segmento de reta. A Figura 2. mostra o método de *Greenspan*.

O ponto principal desse método é a inclusão do deslocamento de todas as vértebras da curvatura no cálculo do método. Porém, ele é pouco usado, pois o índice resultante dele apresenta pouco significado geométrico e nem sempre representa de maneira adequada a curvatura da coluna, pois não considera a concavidade.

Figura 2.3 - Método de *Greenspan* para medir curvatura da coluna a partir dos desvios laterais das vértebras afetadas pela escoliose.

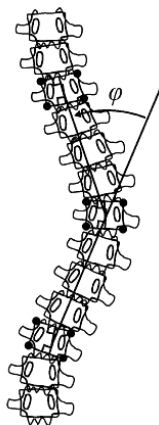


Fonte: Adaptado de [8].

Outro método para medir a curvatura da coluna é o método de *Diab* et al. [14]. Basicamente, essa técnica consiste na medição do ângulo entre dois segmentos de reta. Uma dessas retas é formada a partir dos centroides que iniciam a curvatura e vai até o centroide da vértebra ápice da curvatura. O outro segmento é formado pelo prolongamento da reta que liga a vértebra onde termina a curvatura lateral da coluna vertebral e a vértebra onde está o ápice da curvatura da coluna vertebral. A

Figura 2. mostra a aplicação desse método.

Figura 2.4 - Método *Diab* et al. para medir curvatura da coluna.

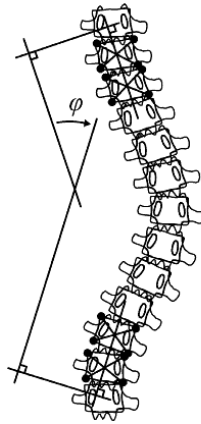


Fonte: Adaptado de [8].

O método de centroides [16] é similar ao método de Cobb, já que também usa o centroide das vértebras. O método de centroides mede o ângulo entre as retas perpendiculares, que são perpendiculares aos segmentos de retas; um segmento que passa pelos dois primeiros centroides das vértebras que iniciam a curvatura lateral da coluna, e outro segmento de reta que

passa pelas duas últimas vértebras que finalizam a curvatura lateral da coluna vertebral. A Figura 2. ilustra esse método.

Figura 2.5 - Método de centroides para medir a curvatura da coluna.



Fonte: Adaptado de [8].

Além da curvatura da coluna, existe a rotação das vértebras, que também é uma deformidade da coluna e consequência da escoliose. Rotação vertebral é um assunto pouco estudado e é apresentado na próxima seção deste capítulo.

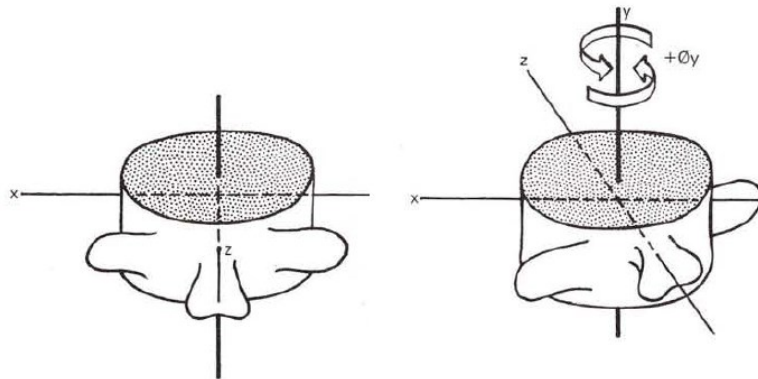
### 2.3 Rotação vertebral

A rotação vertebral é o resultado da deformidade produzida pela escoliose e indica o quanto a vértebra está rotacionada no plano axial. A

Figura 2. ilustra essa rotação. Geralmente, o eixo de rotação coincide com o centro da vértebra e ajuda a caracterizar a escoliose como uma deformidade tridimensional. Na maioria das vezes, a prática clínica não se preocupa em medir os valores de rotações individuais de cada vértebra, atendo-se somente à medição da curvatura da escoliose no plano frontal e negligenciando as rotações produzidas nas vértebras.



Figura 2.6 - Rotação de uma vértebra no plano axial. (a) Vértebra normal, sem rotação. (b) Vértebra rotacionada.



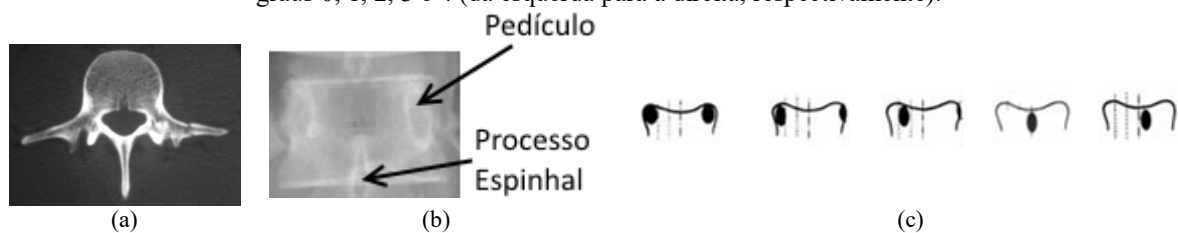
Fonte: Adaptado de [25].

Mesmo a rotação vertebral sendo uma medida "secundária", alguns pesquisadores [25-26] preocuparam-se em quantizar essa rotação para ter uma ideia mais generalizada das deformidades produzidas pela escoliose. Dentre os principais métodos produzidos para este tipo de avaliação, pode-se citar o (i) método de Cobb para rotação; (ii) o de Nash-Moe; (iii) o de Perdriolle; e (iv) o de Stokes.

Resumidamente, os métodos de Cobb e de Nash-Moe encontram o grau de rotação a partir da observação da posição relativa do pedículo da vértebra [Figura 2.7(b)] em relação à base do corpo vertebral. A partir dessa observação, eles utilizam uma referência [Figura 2.7(c)] para determinar o grau de rotação. Pode-se observar uma pequena precisão do método que utiliza a inspeção visual para determinar o grau de curvatura.

Outro método que verifica a rotação vertebral é o de Perdriolle. Esse método posiciona a “régua de Perdriolle” sobre a imagem da vértebra (no plano frontal) e identifica a reta auxiliar presente na régua que passa sobre o pedículo deslocado pela rotação.

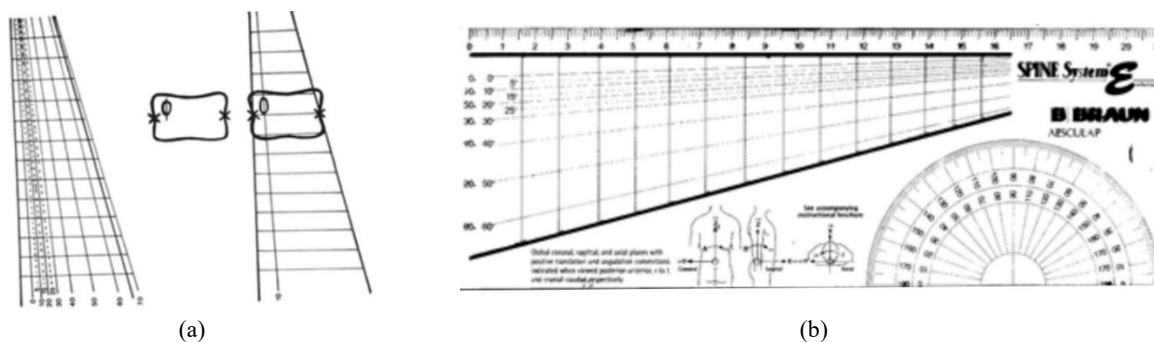
Figura 2.7 - (a) Vista de uma vértebra no plano axial; (b) vista de uma vértebra no plano frontal. Nela são indicadas as estruturas da vértebra: pedículo e processo espinhal; (c) escala de gradação da rotação das vértebras: graus 0, 1, 2, 3 e 4 (da esquerda para a direita, respectivamente).



A Figura 2.8(a) e a Figura 2.(b) ilustram o método de Perdriolle e um exemplo de régua, respectivamente. Essa régua foi construída a partir de medições empíricas realizadas por ele.

Figura 2.8 - (a) Pedículo e processo espinhal mostrado na coluna vertebral; (b) rotação de vértebras: graus 0, 1, 2, 3 e 4 (da esquerda para a direita, respectivamente).

Fonte: Adaptado de [27].



Alguns autores [27-29] descreveram metodologias utilizando computador e formulações geométricas sofisticadas para estimar a rotação vertebral a partir de imagens de raio X no plano frontal.

## 2.4 Erros de avaliação da curvatura da coluna

Independentemente do método empregado para medir a curvatura da escoliose, todos eles estão sujeitos a erros intrínsecos aos métodos apresentados ou devidos à subjetividade dos avaliadores, uma vez que as técnicas propostas deixam abertas a esses avaliadores importantes escolhas que influenciam nas medidas. Entender esses erros e quantizar sua magnitude é um processo muito importante, pois muitas das decisões tomadas para o tratamento decorrem do grau da progressão da curvatura em um intervalo de aproximadamente um ano. Desse modo, um paciente que apresenta um aumento significativo na sua curva nesse intervalo de tempo deve ser encaminhado para algum tipo de tratamento ou intervenção cirúrgica.

O grau de aumento indica o tipo de intervenção. Porém, se as medidas não forem muito confiáveis, em função do erro, a decisão quanto ao procedimento de intervenção pode ser errônea. Vários trabalhos [6, 15, 16, 23, 24, 30] buscaram quantizar o erro de avaliação da curvatura da coluna. A maior parte deles usou o método de Cobb por ser o método mais empregado na prática clínica. O estudo do erro dessas medidas é dividido em dois tipos de análise: erros intraobservador e interobservador.

O primeiro deles é o erro observado entre as medidas do mesmo observador da mesma coluna em diferentes instantes de tempo e tange a conceitos de reprodutibilidade de suas medidas. O erro interobservador é percebido entre duas medidas de observadores diferentes usando a mesma imagem de raio X. Alguns pesquisadores [2, 3, 17] também compararam o erro produzido por medidas do ângulo de Cobb tomadas manualmente (usando canetas, régua

e transferidores) e medidas utilizando programas de computadores capazes de reproduzir o método de Cobb de maneira semiautomática<sup>1</sup>.

De acordo com *Langensiepen et al.* [17], o método de Cobb apresenta uma variação grande tanto na análise interobservador quanto na intraobservador. Geralmente, a fonte de erro desse método está associada à marcação dos pontos na coluna, à confecção das retas auxiliares, à perpendicularidade dos segmentos de retas, à espessura das linhas traçadas – no caso do método manual –, e, principalmente, ao reconhecimento das vértebras superior e inferior da curvatura, pois falta no método um critério objetivo para a definição dessas vértebras que indicam o início e o fim da curvatura [3].

*Shea et al.* [3] fazem uma comparação das medidas obtidas utilizando o método de Cobb aplicado manualmente e em sua versão assistida por computador. Foram avaliadas vinte e quatro imagens de raio X empregando avaliadores experientes. O processo assistido por computador requisitava a marcação das vértebras (usando o *mouse*) para indicar o início e o término da curvatura. Os resultados mostraram uma variabilidade intraobservador no método manual de 3,3 graus. Quando foi usado o computador, o erro foi de 2,6 graus.

*Tanure et al.* [2] fizeram uma comparação similar. Porém, estenderam seu estudo à análise interobservador. Nesse caso, cada radiografia foi avaliada três vezes com intervalo mínimo de uma semana entre as medidas por três observadores diferentes e com nível de experiência diferentes. Foram avaliadas quarenta e nove radiografias e foram apontados erros interobservadores de até 10° e erros médios próximos a 5°. Os autores destacaram que, algumas vezes, profissionais médicos indicam cirurgia no caso de uma progressão igual ou superior a 5° em um intervalo de um ano. Contudo, a própria medida de erro é às vezes superior a esse patamar, colocando em dúvida se realmente existe uma progressão ou se a diferença de medidas reflete de fato a progressão ou o erro de mensuração.

*Gstoettner et al.* [18] também utilizaram os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) para estabelecer a confiabilidade da medida do ângulo de Cobb e da escolha da última vértebra do desvio. Para tanto, foram analisadas quarenta e oito radiografias por seis observadores, que repetiram as medidas três vezes cada com intervalos mínimo de três semanas cada, usando radiografias impressas e digitais. Os autores concluíram que o uso da radiografia digital não

---

<sup>1</sup> Neste caso, o termo “semiautomático” é empregado para dizer que ocorre alguma intervenção do operador, que, com a ajuda do *mouse* do computador, delimita as vértebras que serão usadas para o cálculo do ângulo de Cobb. A projeção das retas, a definição das linhas auxiliares perpendiculares e os ângulos são feitos de maneira automática sem a intervenção do usuário, produzindo, dessa maneira, um método que tem fases de intervenção manual e outras totalmente automatizadas.

aumentou a precisão; ademais, verificaram que a maior fonte de erro na medida do ângulo de Cobb é a escolha da última vértebra que participa da curvatura da coluna.

O trabalho de *Dutton et al.* [19] comparou os valores do método de Cobb manual e do método assistido por computador. O resultado mostrou que o uso de computadores para mensuração da curvatura da coluna diminui, principalmente, o erro interobservador.

A literatura também mostrou pesquisas que procuraram aperfeiçoar o método de Cobb. Por exemplo, o trabalho de *Zang et al.* [20] utilizou a transformada de *Hough* e a lógica *Fuzzy* para encontrar as vértebras que definem o início e o fim da curvatura para o cálculo do ângulo de Cobb.

## 2.5 Métodos para Avaliação da Curvatura em 3D

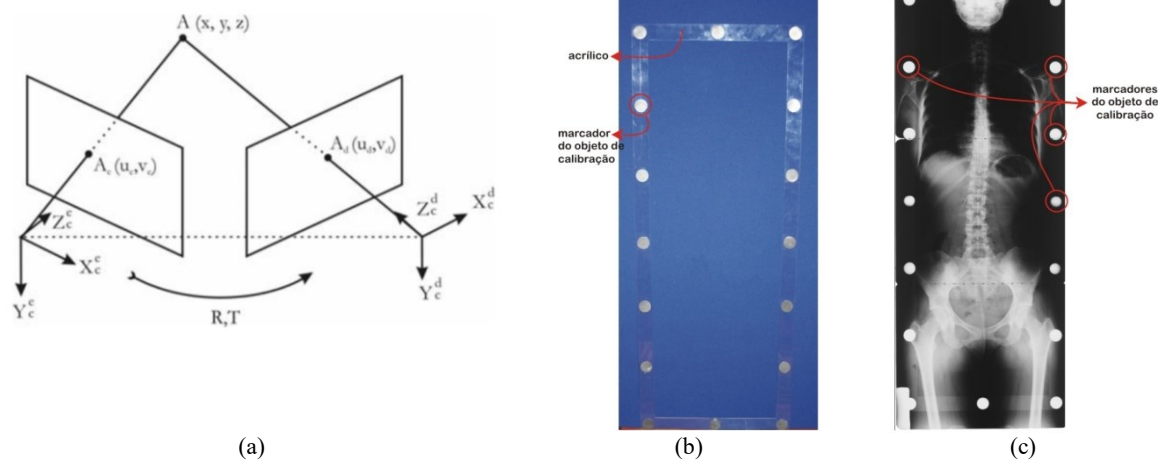
A prática clínica frequentemente avalia a escoliose a partir de imagens bidimensionais de pacientes. No entanto, sabe-se que a escoliose tem características tridimensionais que impõem à coluna distorções geométricas nos três planos. Embora de fato as maiores distorções sejam vistas no plano frontal, algumas pesquisas [33, 34] dedicaram-se a tentar descrever a deformidade da coluna nas três dimensões.

Para isso, foram desenvolvidas metodologias de reconstrução dessas dimensões da coluna. Dentre estas metodologias, pode-se citar duas: a radiográfico biplanar [21] e a estéreo-radiográfica [22]. Esta última merece especial destaque por ser a mais usada, pois é menos nociva ao paciente (exige menor dose de radiação) durante o processo de aquisição das imagens que serão empregadas para a reconstrução tridimensional das coordenadas. Porém, ambos os métodos empregam a técnica de *Direct Linear Transformation* (DLT) [23], ou alguma variante, para reconstruir as coordenadas da coluna em três dimensões a partir das imagens de raio X registradas em diferentes planos.

A estéreo-radiografia usando DLT necessita de, pelo menos, duas imagens (de raio X) captadas simultaneamente e com focos diferentes, como ilustra a

Figura 2.(a). Por isso, equipamentos de reconstrução tridimensional de coordenadas são mais complexos, já que precisam de dois sistemas de registro de imagens independentes. Observa-se que a intenção é registrar o objeto de reconstrução (isto é, a coluna vertebral) por dois diferentes ângulos. Antes de registrar as imagens, cada um dos sistemas de captura de imagens deve ser calibrado para fornecer a cada uma das imagens um sistema de coordenadas próprio com origem no foco da imagem produzida.

Figura 2.9 - (a) Método de estéreo-radiogrametria usando a técnica de DLT; (b) Objeto de calibração com marcadores de dimensões conhecidas; (c) imagem de raio X ilustrando os objetos de calibração empregados para a calibração de câmera.



Fonte: (a) Adaptado de [22] (b) O autor.

Para calibrar o sistema de aquisição de imagens, é necessário usar um conjunto de marcadores (chamados de objeto de calibração) que possuem dimensões conhecidas pelo sistema que fará a calibração. A Figura 2.9(b) ilustra um objeto de calibração utilizado para essa finalidade. Como mostra a

Figura 2.(c), seus marcadores são visíveis nas imagens de raio X. Conhecendo-se as dimensões desses pontos e a distância entre eles, é possível recuperar as informações geométricas perdidas durante o processo de captura da imagem.

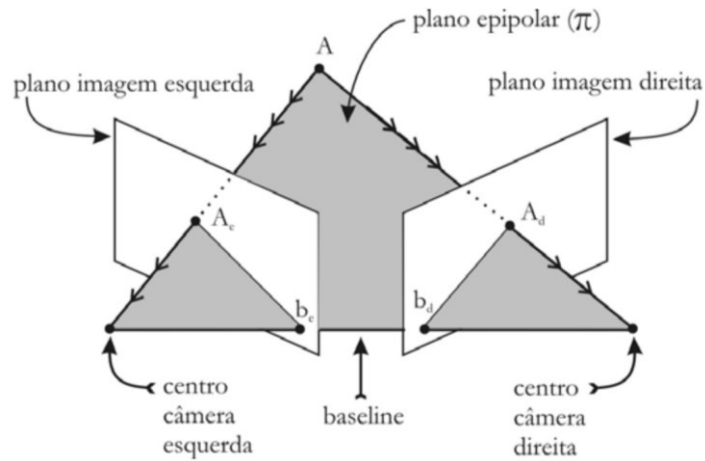
Assim, o processo de aquisição de imagem envolve uma perda de informação. E, para recuperar essa informação, é preciso conhecer as medidas do objeto de calibração. Dessa maneira, o DLT usa uma das imagens e as marcas produzidas pelo objeto de calibração para fazer a associação entre as coordenadas da imagem (de duas dimensões) e as coordenadas tridimensionais da coluna. Resumidamente, o processo de associação entre as coordenadas da imagem e as coordenadas da coluna pode ser representado geometricamente pelo esquema mostrado na

Figura 2.. Trata-se de um esquema conhecido como plano epipolar da estéreo-radiogrametria [22].

Basicamente, deve-se conhecer o centro focal dos sistemas de aquisição de imagens (um parâmetro do equipamento que remete à distância entre seus focos) e pelo menos um ponto do objeto de calibração em cada uma das imagens (aqui, duas imagens de raio X chamadas de esquerda e direita). Assim como ilustrado na Figura 2.10, um mesmo ponto de calibração é representado em duas imagens diferentes como  $b_c$  e  $b_d$ . A partir desses pontos, é possível formar uma linha de referência imaginária conhecida como “*baseline*”.

Na sequência, deve-se procurar na imagem algum ponto do objeto a ser reconstruído tridimensionalmente com suas coordenadas. Considere-se que esses pontos sejam designados por  $A_c$  e  $A_d$  e ambos remetam à projeção do ponto A (tridimensional) nas imagens de raio X esquerda e direita, respectivamente. Para recuperar as três coordenadas de A, utiliza-se o sistema de triangulação a partir das projeções ilustradas na Figura 2.10. Como mencionado, o cálculo das coordenadas de A no mundo real a partir da “*baseline*” e dos pontos correspondentes registrados nas duas (ou mais) imagens é feito usando o DLT.

Figura 2.10 - Plano epipolar em uma situação de estéreo-fotogrametria.



Fonte: Adaptado de [22].

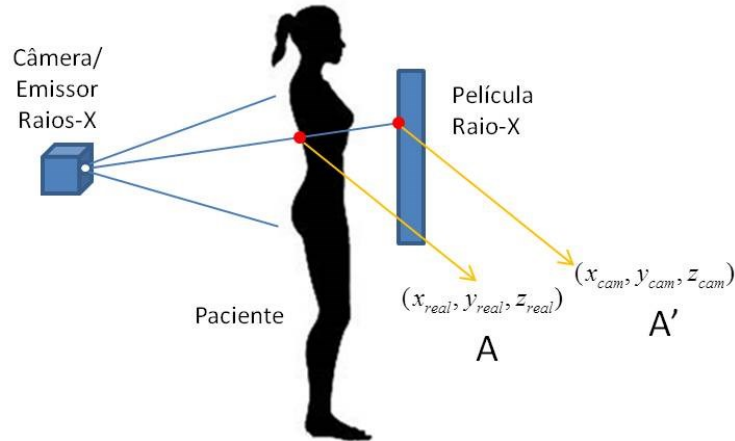
### 2.5.1 O DLT para a reconstrução tridimensional das coordenadas

Para a execução do DLT, é preciso ter, essencialmente, dois tipos de informações: (i) as coordenadas dos pontos das imagens a serem recuperadas tridimensionalmente e (ii) uma matriz ( $M$ ) contendo os dados do sistema de aquisição de imagens de raio X. Essa matriz também é chamada de matriz de calibração. Quando é registrada uma imagem do mundo externo, como ilustra a



Figura 2., as coordenadas desses pontos no plano da imagem (representado por  $A'$ ) são obtidas, matematicamente, multiplicando-se a matriz de calibração  $M$  pelas coordenadas de cada ponto do objeto externo (representado por  $A$ ).

Figura 2.11 - Obtenção da imagem utilizando raio X. O mesmo processo acontece nas câmeras fotográficas comuns, por isso o subscrito “cam” nas coordenadas projetadas na imagem.



A matriz de calibração  $M$  é formada pelos parâmetros do sistema de aquisição de imagens. A matriz  $M$  da equação (2.1) é utilizada para estabelecer a relação entre as coordenadas 2D das imagens (matriz  $A'$ ) e as coordenadas tridimensionais dos objetos registrados (matriz  $A$ ). Na matriz  $M$ , contendo valores constantes, o valor de  $\alpha_x$  representa a distância focal no eixo  $x$ , e  $\alpha_y$  a distância focal no eixo  $y$ . Como mostrado na Figura 2.9(a), os parâmetros  $x_0$  e  $y_0$  são as referências do foco. As coordenadas de  $A$  são representadas por  $(x_{real}, y_{real}, z_{real})$ , e as coordenadas de  $A'$  por  $(x_{img}, y_{img}, z_{img})$ , produzindo a relação básica mostrada na Equação (2.1).

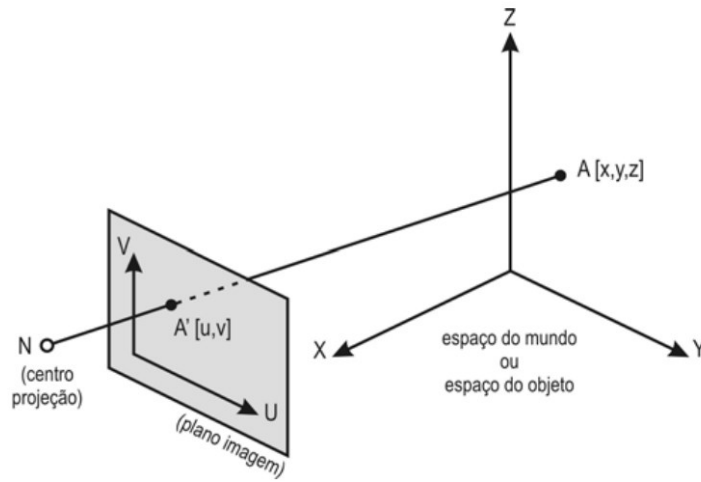
$$A' = M \cdot A$$

$$\begin{bmatrix} x_{cam} \\ y_{cam} \\ z_{cam} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_x & 0 & x_0 \\ 0 & \alpha_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_{real} \\ y_{real} \\ z_{real} \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Para encontrar os valores de  $M$ , é necessário utilizar um objeto de calibração com as medidas conhecidas. E, para se descobrirem os valores da matriz de calibração, existem vários métodos. Dentre eles, destaca-se um algoritmo que utiliza o próprio DLT baseando-se no princípio de que os pontos  $A$ ,  $A'$  e o ponto de origem são colineares. A

Figura 2. ilustra a projeção do mundo real no plano.

Figura 2.12 - Projeção do mundo real no plano.



Fonte: Adaptado de [22].

Como o computador considera um sistema de coordenadas no plano  $[u, v]$  diferente do sistema de coordenadas real  $[x, y]$ , podem ocorrer translações e rotações na imagem real. A Equação (2.2) mostra a projeção do sistema de coordenadas  $[x,y]$ .

Onde:

$u, v$  – coordenadas no plano;

$r_1$  a  $r_9$  – rotações;

$T_x, T_y, T_z$  – translações; e

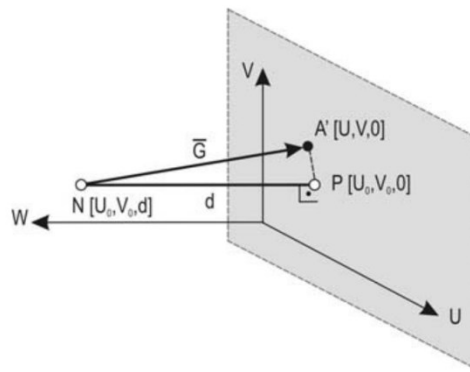
$x, y$  e  $z$  – coordenadas do mundo real do objeto registrado

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_x & 0 & x_0 \\ 0 & \alpha_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & T_x \\ r_4 & r_5 & r_6 & T_y \\ r_7 & r_8 & r_9 & T_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Para completar o sistema de referência do plano da imagem, como ilustrado na

Figura 2., é necessário definir o eixo W saindo do plano.

Figura 2.13 - Acréscimo do eixo W ao plano da imagem.



Fonte: Adaptado de [22].

Na

Figura 2., as coordenadas do ponto P e do ponto N são, respectivamente,  $(U_0, V_0, 0)$  e  $(U_0, V_0, d)$ . As coordenadas do vetor G que liga N a A' é  $(U-U_0, V-V_0, d)$ ; G e F são colineares.

$$\vec{G} = c \cdot \vec{F} \quad (2.3)$$

Substituindo a equação de translação, rotação e os vetores G e F na Equação (2.3), obtém-se a Equação (2.4).

$$\begin{bmatrix} U - U_0 \\ V - V_0 \\ -d \end{bmatrix} = c \cdot \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Reescrevendo a Equação (2.4), obtêm-se as Equações (2.5) e (2.6):

$$U - U_0 = -d \cdot \frac{r_{11} \cdot (x - x_0) + r_{12} \cdot (y - y_0) + r_{13} \cdot (z - z_0)}{r_{31} \cdot (x - x_0) + r_{32} \cdot (y - y_0) + r_{33} \cdot (z - z_0)} \quad (2.5)$$

$$V - V_0 = -d \cdot \frac{r_{21} \cdot (x - x_0) + r_{22} \cdot (y - y_0) + r_{23} \cdot (z - z_0)}{r_{31} \cdot (x - x_0) + r_{32} \cdot (y - y_0) + r_{33} \cdot (z - z_0)} \quad (2.6)$$

As unidades das imagens e dos objetos são pixels e metros, respectivamente. Dessa forma, é necessário transformar essas medidas usando-se constantes. Substituindo as Equações (2.5) e (2.6) nas Equações (2.7) e (2.8) e considerando as Equações (2.11) e (2.12), obtêm-se as Equações de (2.13) a (2.23).

$$u - u_0 = \lambda_u \cdot (U - U_0) \quad (2.7)$$

$$v - v_0 = \lambda_v \cdot (V - V_0) \quad (2.8)$$

$$[d_u, d_v] = \left[ \frac{d}{\lambda_u}, \frac{d}{\lambda_v} \right] \quad (2.9)$$

$$D = -(x_0 r_{31} + y_0 r_{32} + z_0 r_{33}) \quad (2.10)$$

$$u = \frac{L_1 x + L_2 y + L_3 z + L_4}{L_9 x + L_{10} y + L_{11} z + 1} \quad (2.11)$$

$$v = \frac{L_5 x + L_6 y + L_7 z + L_8}{L_9 x + L_{10} y + L_{11} z + 1} \quad (2.12)$$

$$L_1 = \frac{u_0 r_{31} - d_u r_{11}}{D} \quad (2.13)$$

$$L_2 = \frac{u_0 r_{32} - d_u r_{12}}{D} \quad (2.14)$$

$$L_3 = \frac{u_0 r_{33} - d_u r_{13}}{D} \quad (2.15)$$

$$L_4 = \frac{(d_u r_{11} - u_0 r_{31})x_0 + (d_u r_{12} - u_0 r_{32})y_0 + (d_u r_{13} - u_0 r_{33})z_0}{D} \quad (2.16)$$

$$L_5 = \frac{v_0 r_{31} - d_v r_{21}}{D} \quad (2.17)$$

$$L_6 = \frac{V_0 r_{32} - d_v r_{22}}{D} \quad (2.18)$$

$$L_7 = \frac{v_0 r_{33} - d_v r_{23}}{D} \quad (2.19)$$

$$L_8 = \frac{(d_v r_{21} - v_0 r_{31})x_0 + (d_v r_{22} - v_0 r_{32})y_0 + (d_v r_{23} - v_0 r_{33})z_0}{D} \quad (2.20)$$

$$L_9 = \frac{r_{31}}{D} \quad (2.21)$$

$$L_{10} = \frac{r_{32}}{D} \quad (2.22)$$

$$L_{11} = \frac{r_{33}}{D} \quad (2.23)$$

Os onze coeficientes ( $L_1$  a  $L_{11}$ ) são chamados de coeficientes DLT. Eles formam alguns outros parâmetros intrínsecos de uma câmera necessários para a reconstrução 3D. O rearranjo das Equações (2.11) e (2.12) resulta na Equação (2.24).

$$\begin{bmatrix} x & y & z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -ux & -uy & -uz \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & y & z & 1 & -vx & -vy & -vz \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \\ L_4 \\ L_5 \\ L_6 \\ L_7 \\ L_8 \\ L_9 \\ L_{10} \\ L_{11} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} \quad (2.24)$$

Por sua vez, a Equação (2.24) pode ser reescrita na forma das Equações (2.25) e (2.26).

$$L_1 x + L_2 y + L_3 z + L_4 - u L_9 x - u L_{10} y - u L_{11} z = u \quad (2.25)$$



$$L_5x + L_6y + L_7z + L_8 - vL_9x - vL_{10}y - vL_{11}z = v \quad (2.26)$$

O sistema formado pelas Equações (2.25) e (2.26) tem mais incógnitas do que equações. Se existem onze coeficientes ( $L_1$  a  $L_{11}$ ) a serem encontrados, é preciso que sejam usados pelo menos seis pontos de calibração (pois cada ponto tem duas equações). Assim, para encontrar estes seis, ou mais, pontos (onde  $n$  indica o número de pontos de calibração), utiliza-se a Equação (2.27).

$$\begin{bmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_1x_1 & -u_1y_1 & -u_1z_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 & y_1 & z_1 & 1 & -v_1x_1 & -v_1y_1 & -v_1z_1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_n & y_n & z_n & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -u_nx_n & -u_ny_n & -u_nz_n \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x_n & y_n & z_n & 1 & -v_nx_n & -v_ny_n & -v_nz_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \\ L_4 \\ L_5 \\ L_6 \\ L_7 \\ L_8 \\ L_9 \\ L_{10} \\ L_{11} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ \dots \\ \dots \\ u_n \\ v_n \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

Depois de encontrados os onze coeficientes de calibração, a coluna está pronta para ser reconstruída em três dimensões, usando-se, para tanto, pelo menos duas imagens de raio X e as informações necessárias para utilizar a Equação (2.27).

## 2.6 Modelo elíptico das curvaturas da coluna

Embora o problema de quantizar a curvatura da coluna possa parecer simples, foi visto na seção 2.4 deste capítulo que os principais métodos (especialmente o de Cobb) apresentam uma série de erros na avaliação que geram uma incerteza no diagnóstico da progressão da curvatura. Não só Cobb apresenta erros nessas magnitudes, mas também todos os outros métodos convencionais demonstraram deficiências similares. Assim, a simplicidade aparente do problema exige formulações mais sofisticadas para melhorar a confiabilidade das medidas. Nesse sentido, foram propostas novas abordagens, e a representação da curvatura da coluna usando-se modelos elípticos repercutiu bastante na comunidade científica.

Em [24], os autores averiguaram quais formas geométricas encaixariam melhor na curvatura da coluna usando-se um procedimento de reconhecimento de padrões visuais. Nesse trabalho, eles concluíram que o círculo e a elipse seriam as formas mais apropriadas.

Embora o círculo tivesse um encaixe adequado, ele não foi muito apropriado na medição da curvatura da coluna, pois a medida usada para determinar essa curvatura foi o seu raio. Como indivíduos com ângulos de Cobb diferentes poderiam, em alguns casos, apresentarem o mesmo raio, não se gerou uma equivalência dessas medidas.

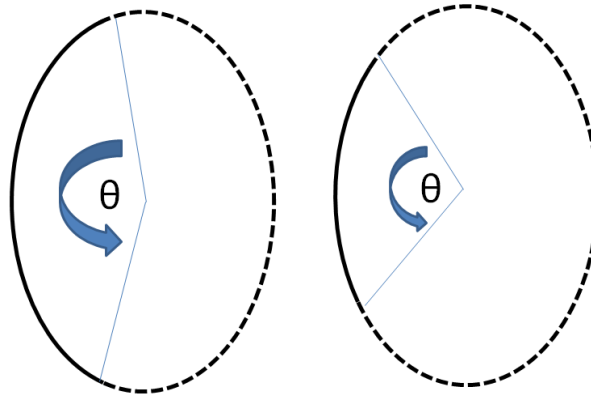
Além disso, o círculo não era capaz de medir o grau de inclinação da curvatura (nenhum outro método convencional tinha essa capacidade). Desse modo, o uso de círculos não teve amplo aceite, embora houvesse pesquisadores entusiasmados em utilizá-lo [24].

A partir das observações apresentadas na literatura usando-se os círculos, vislumbrou-se a possibilidade de utilizar elipses no encaixe da curvatura da coluna com escoliose. Para isso, poderia utilizar-se a razão entre o eixo menor e o eixo maior de uma elipse que acompanharia em boa parte o traçado da curvatura da coluna vertebral.

Ainda, poderia ser utilizado como medida de inclinação o ângulo de início e de fim da curvatura em relação ao centro da elipse. Se a coluna é reta, o eixo menor é zero e a razão é zero; significa, portanto, que a coluna vertebral do paciente não tem curvatura e ele não apresenta escoliose.

Quanto maior é o eixo menor, maior é a curvatura da medida. O modelo elíptico ainda requer os ângulos de início (abertura da elipse começando do ponto zero grau até a vértebra que inicia a curvatura) e de fim (abertura da elipse começando do ponto zero grau até a vértebra que finaliza a curvatura), porque uma mesma elipse pode ter curvatura diferente dependendo do ângulo e da região que se toma a elipse [24]. A Figura 2. ilustra duas instâncias da mesma elipse.

Figura 2.14 - Duas instâncias da mesma elipse com os mesmos parâmetros  $a$  e  $b$ , mas com ângulo de entrada e ângulo de saída diferentes, considerando partes diferentes da coluna.



Em função dessas características, *Harrison et al.* [24] concluíram que a elipse é o elemento geométrico que melhor se encaixa na curvatura da coluna. Porém, ainda era necessário desenvolver nesse trabalho um método automático capaz de reconhecer o padrão elíptico da curvatura de uma coluna. Ademais, era preciso também estudar qual parâmetro da elipse deveria ser usado para quantizar a curvatura e estabelecer sua correlação com o método de Cobb.

## 2.7 Segmentação das imagens da coluna

A segmentação de imagens de raio X da coluna é um processo desafiador. A má qualidade das imagens, o contraste ruim, a oclusão das marcas anatômicas e a sobreposição das estruturas tornam a segmentação de estruturas ósseas uma das tarefas mais complexas na área de processamento de imagens. Apesar dessas dificuldades, vários pesquisadores estudaram o processamento de imagens de raio X em estruturas ósseas da coluna. *Allen et al.* [25] propuseram um modelo de segmentação semiautomático de algumas vértebras usando a técnica de contorno ativo e selecionaram alguns pontos nas vértebras. Assim, os autores identificaram as vértebras que definem o início e o fim da curvatura. Após a segmentação dessas vértebras, eles calculavam o ângulo de Cobb.

O método de segmentação de *Zhang et al.* [20] utilizava um filtro *Canny* para identificar as vértebras e a transformada *Hough* combinada com lógica *Fuzzy* para encontrar as linhas que passam nas vértebras para que seja possível calcular o ângulo de Cobb. No entanto, há a necessidade de ajustar manualmente o brilho e o contraste das imagens para a obtenção de bons resultados usando-se esse método. O método proposto neste trabalho escolhe, visualmente, a vértebra superior e a inferior que participam da curvatura.

O trabalho de *Klinder et al.* [26] usou ferramentas sofisticadas de processamento de imagens (baseadas em variações de contornos e formas ativas) para delimitar e identificar as vértebras. Apesar de todos os esforços, eles consideraram os resultados como satisfatórios.

Outra vertente foi proposta por *Sardjono et al.* [27]. Eles empregaram uma aproximação de modelos deformáveis conhecida como *Charged Particle Model* (CPM) para segmentar a coluna vertebral. A técnica utiliza três métodos: *spline*, polinomial e função linear *piece-wise* a fim de encontrar uma função matemática que se encaixe na curvatura da coluna vertebral. Em sequência, eles usaram o menor erro absoluto médio e o menor desvio padrão entre a coluna vertebral e a curva obtida pelos três métodos para obter uma função que representasse, matematicamente, a curvatura da coluna. Contudo, não pesquisaram nenhum parâmetro para quantizar a curvatura, apenas modelaram o contorno da coluna.

*Anitha et al.* [28], por sua vez, empregaram novamente os modelos de contornos ativos para segmentar as vértebras da coluna. Além disso, também aplicaram às imagens a transformada de *Hough* para calcular a inclinação das vértebras e, assim, indicaram quais vértebras iniciaram e terminaram a curvatura.

## 2.8 Considerações finais

Este capítulo descreveu as principais questões e esforços de pesquisas envolvidos na quantização da curvatura da escoliose a partir de imagens de raio X. Apesar de existirem muitos métodos para a avaliação em 2D e em 3D, a avaliação bidimensional é a mais usada por exigir menos recursos de laboratório e por expor o paciente a menor dose de radiação ionizante. Além disso, a maioria dos trabalhos parte do pressuposto de que as principais distorções da coluna são devidas ao plano frontal. A literatura possui poucos resultados na mensuração da curvatura em três dimensões, uma vez que a maior parte dos pesquisadores reconstroem o formato da coluna em duas dimensões.

A rotação vertebral também é frequentemente negligenciada, pois a prática clínica não tem muito interesse em seus valores. A mera indicação quantitativa da curvatura da coluna é suficiente para acompanhar a progressão da escoliose. Detalhes, como rotação, são uma consequência secundária da deformação e não têm aplicação prática, pois isso as pesquisas científicas ainda buscam aplicações.

Outro aspecto importante apresentado neste capítulo foi a grande dificuldade de parametrizar a curvatura da coluna. Foi mostrado que vários trabalhos indicaram um alto grau de erro nas avaliações usando os métodos tradicionais, principalmente o de Cobb. Por isso, a

comunidade científica da área reagiu a esses resultados e lançou esforços para investigar novas formas de parametrização da curvatura. Estudos mostraram que círculos ou elipses seriam figuras geométricas mais adequadas para representar a curva espinhal. Porém, pesquisadores não desenvolveram métodos significativos para determinar de forma automática o melhor tipo de encaixe de elipses ou círculos, mas imagens reais.

Nesse sentido, esta pesquisa contribui com a finalidade de desenvolver um método mais automatizado possível para encaixar uma elipse ao formato de uma curva registrada em uma imagem da prática clínica. Ao mesmo tempo, também é importante identificar um índice (com algum significado geométrico) para se quantizar a curvatura e estabelecer seu paralelo com o método de Cobb, que, por mais problemas que apresente, é o método empregado pela maior parte dos especialistas na área.

O próximo capítulo descreve o método proposto para reconhecer nas imagens de raio X a elipse que melhor se encaixa àquela curvatura. Ele também mostra uma forma de quantizar a curvatura e avalia os efeitos desta parametrização.

### 3 MÉTODO DE IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO DA CURVATURA ESCOLIÓTICA

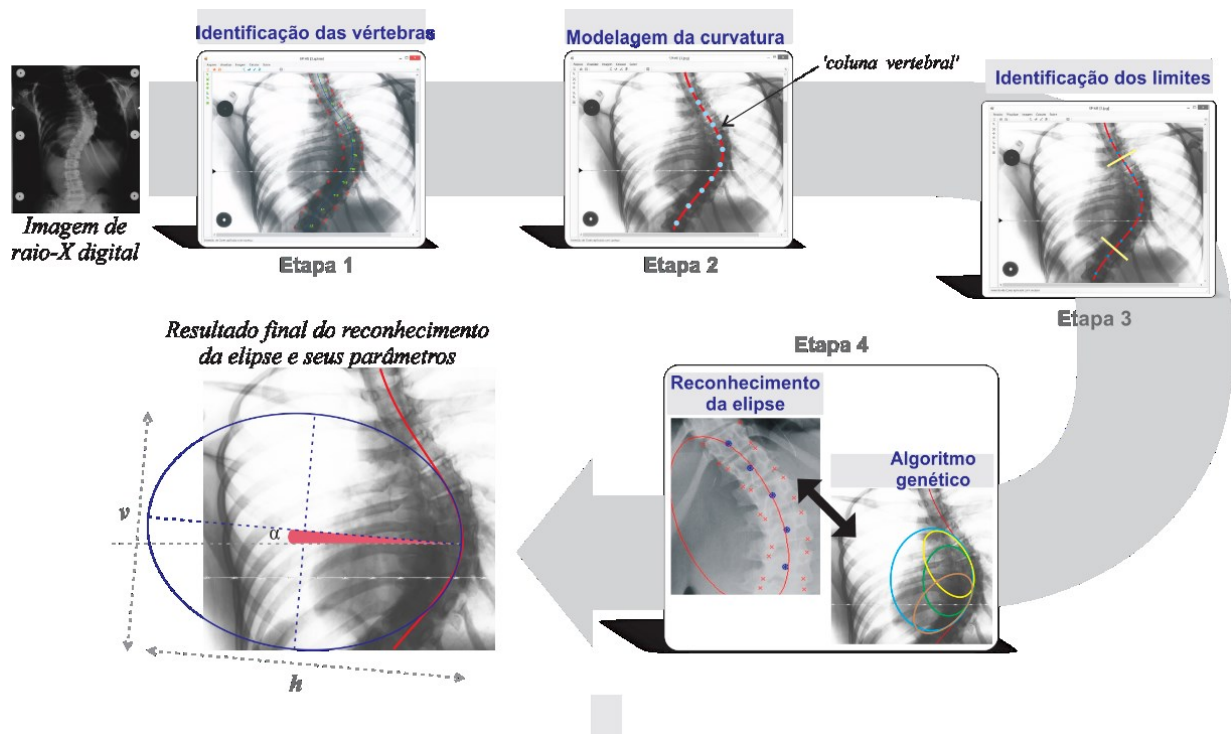
Este capítulo descreve o método utilizado para quantificar a curvatura escoliótica. Para tanto, esse método é dividido em etapas a fim de facilitar a compreensão dos procedimentos para a obtenção dos resultados desta pesquisa.

#### 3.1 Metodologia proposta para a mensuração da curva escoliótica

O objetivo do método é extrair de imagens de raio X de um paciente com escoliose um parâmetro numérico da curvatura da coluna que tenha alguma correlação com o método de Cobb. Durante a pesquisa, foram experimentadas diferentes ferramentas para se alcançar esse objetivo. Os melhores resultados foram obtidos usando-se o método ilustrado na Figura 3.1.

Conforme mostrado na Figura 3.1, a finalidade da primeira etapa é identificar as vértebras. Como o objetivo principal não é a segmentação e a identificação das vértebras, essa etapa foi realizada manualmente por meio de um programa de computador no qual o usuário utiliza o *mouse* para indicar a posição das vértebras. A segunda etapa emprega essas informações de posicionamento das vértebras para construir uma curva matemática, utilizando técnicas de interpolação que acompanham o formato da coluna. Essa curva é chamada de *coluna virtual* e ela serve de referência para as próximas etapas desse método.

Figura 3.2 - Etapas do método proposto nesta pesquisa para a extração da curvatura da coluna com escoliose.



Na terceira etapa do método ilustrado na Figura 3.1, é realizada a identificação do início e do fim da região da coluna virtual, onde a escoliose é mais acentuada e a avaliação é mais importante. Isso acontece porque é preciso definir uma região na coluna onde seja necessário buscar o padrão elíptico de curvatura da escoliose e diminuir o espaço de busca.

O maior esforço computacional desse método ocorre na quarta etapa, na qual são aplicadas duas técnicas diferentes que levam ao objetivo, quando combinadas. O intuito é encontrar o melhor encaixe da elipse na curva matemática da coluna. Por isso, essa quarta etapa utiliza duas técnicas: (i) um algoritmo de detecção de elipse; e (ii) um algoritmo genético para tentar identificar qual a melhor elipse que se encaixa nesta curva. Isso porque podem existir inúmeras elipses que se encaixam nesta região da coluna.

Contudo, a finalidade é encontrar a melhor elipse possível (e não necessariamente a melhor elipse dentro de um máximo global típico de problemas de otimização). Assim, a necessidade de combinar uma técnica para encontrar elipse em associação com uma técnica de otimização (i.e., algoritmo genético) não linear robusta o suficiente para obter várias possibilidades de encaixe da elipse e escolher a melhor delas.

Uma vez encontrada uma elipse que se adeque bem à curvatura da coluna, a quinta (e última) etapa é identificar os parâmetros da elipse que devem ser usados para indicar

quantitativamente a curvatura da coluna. Nesse caso, a relação entre o eixo horizontal e o vertical da elipse representa o índice de curvatura da coluna virtual e, conseqüentemente, a coluna registrada na imagem de raio X. As próximas subseções descrevem com mais detalhes cada uma dessas etapas.

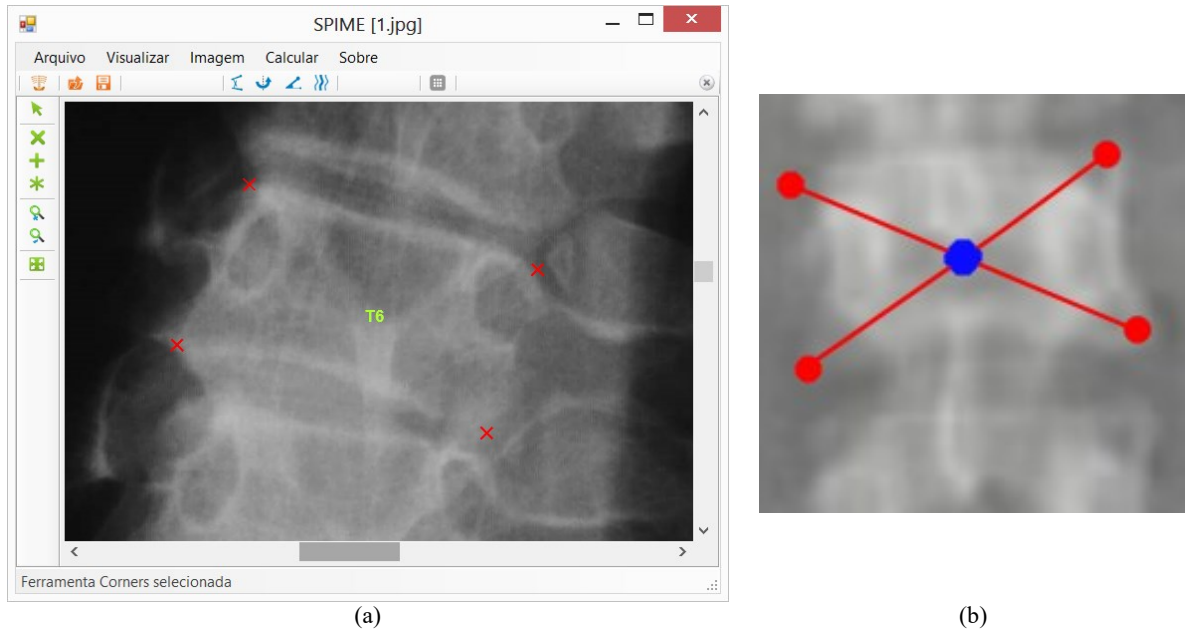
### 3.1.1 Aquisição dos dados e interface com o usuário

Nesta pesquisa, foram usadas vinte imagens de raio X de diferentes indivíduos com vários níveis de escoliose. Essas imagens foram adquiridas no Hospital de Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e autorizada pelo comitê de ética local (processo número 10900/07). As imagens, digitalizadas em um escâner de alta resolução (*Vidar Systems, Diagnostic Pro, Herndon, VA, USA*), com dimensões de 4100 pixels x 10700 pixels com resolução de 300 pontos por polegada (11,81 pontos por milímetro), foram avaliadas individualmente por três profissionais da área médica que empregaram o método de Cobb para estimar a curvatura das colunas registradas nessas imagens. O resultado dessas medidas foi publicado em [2] e os valores médios calculados por esses profissionais são usados nesta pesquisa a fim de tentar avaliar a correlação dos valores de curvatura aqui encontrados no método proposto com os valores do método Cobb medidos por profissionais.

As imagens foram abertas por um programa codificado nesta pesquisa para fornecer ao usuário do sistema uma interface gráfica para que ele, com o auxílio do *mouse* e de um monitor de computador adequado, selecione na imagem as quatro extremidades de cada vértebra, como ilustrado na Figura 3.2.



Figura 3.2 - (a) Programa para fornecer ao usuário uma interface onde ele possa identificar as vértebras na imagem; (b) Ilustração do cálculo do centroide da vértebra a partir dos pontos de extremidades indicados pelo usuário.

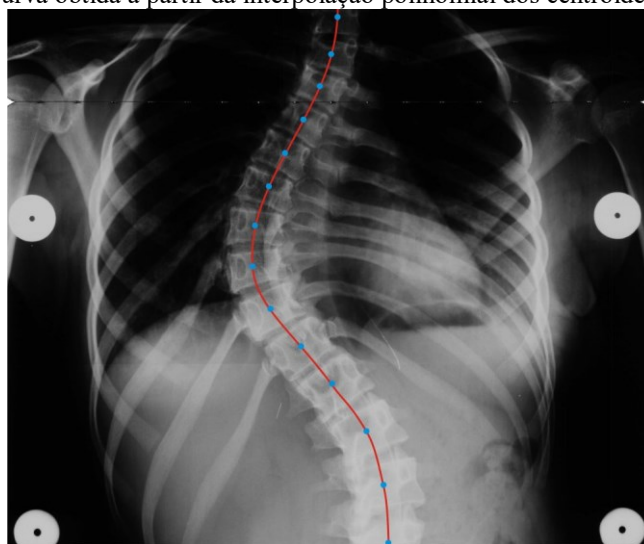


Uma vez marcados todos os pontos que indicam a possível extremidade da vértebra, como mostrado na Figura 3.2(b), é utilizada a técnica [29] que traça as linhas auxiliares diagonais, cuja interseção é chamada de centroide da vértebra. Cada vértebra é representada pelo seu respectivo centroide. É importante ressaltar que não existe garantia de que esse ponto coincida com o verdadeiro ponto do centroide da coluna. Contudo, considera-se que essa hipótese não tenha grande influência nos resultados do método porque o formato da vértebra é conhecido e o método não provoca erro para esse formato.

Uma vez definidas as coordenadas das vértebras pelo método dos centroides, essas coordenadas são usadas para traçar uma curva matemática que represente a geometria planar da coluna e de sua curvatura. Essa curva é a coluna virtual.

A Figura 3.3 ilustra essa reconstituição, realizada por uma interpolação polinomial [30] em que o grau pode variar conforme a severidade da curva.

Figura 3.3 - Curva obtida a partir da interpolação polinomial dos centroides das vértebras.



Alguns pontos da coluna virtual são usados para encontrar as elipses. É importante ressaltar que essa curva interpolada possui inúmeros pontos que interligam de maneira suave duas vértebras adjacentes. Nesta pesquisa, foram usados em média 10.000 pontos para formar a coluna virtual, pois a imagem tem altura de 10.700 pontos e a coluna ocupa quase toda essa altura. Essa grande quantidade de pontos foi necessária porque as imagens avaliadas tinham uma alta resolução (4.100 x 10.700 pixels). Em função dessa quantidade de pontos, a resolução espacial da coluna virtual é alta.

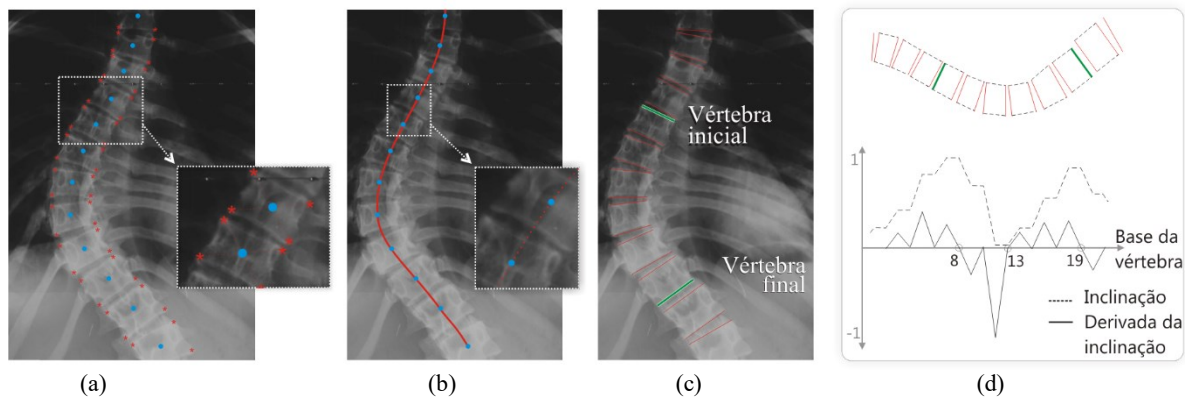
### 3.1.2 Segmentação da região da curvatura da coluna

Uma das questões mais delicadas das medições de curvaturas da coluna é a definição sistemática de onde ela começa e onde termina. No método de Cobb, essa definição é deixada para o examinador, quem, de acordo com sua avaliação pessoal (geralmente de natureza visual), deve selecionar as duas vértebras com maior inclinação na curvatura e, a partir delas, definir a grandeza da curvatura. Como esse método padrão (Cobb) é fortemente dependente dessa escolha, seus resultados estão sujeitos a erros. Mesmo métodos “globais”, como o proposto neste trabalho, buscam avaliar a maior quantidade possível de vértebras na curvatura a fim de que cada uma delas possa ajudar a mensurar essa deformidade geométrica. Ademais, existe também uma necessidade de se definir uma região de início e de fim da curvatura da coluna.

Assim, a definição da região de início e de fim da curvatura é usada no método proposto para (i) diminuir o esforço computacional procurando elipses na coluna virtual onde a escoliose interfere pouco; e (ii) tentar detectar na coluna virtual a região de interesse onde a deformidade

manifesta com maior severidade. Para identificar automaticamente na imagem a região da coluna onde a deformidade é maior e usá-la para encontrar uma elipse que se encaixe adequadamente a essa região segmentada, foi usado nesta tese o método de segmentação da região da coluna proposto em [31]. A proposta desse método é ilustrada na Figura 3.4.

Figura 3.4 - Segmentação da região escoliótica da coluna definindo seu início e fim. (a) Centróide da vértebra é definido pelo cruzamento das ligações dos cantos das vértebras; (b) A coluna virtual é a interpolação polinomial dos centróides; (c) As vértebras iniciais e finais da deformação escoliótica; (d) Ilustração da determinação da vértebra superior e inferior da deformidade.



Fonte: Figura adaptada de [43].

O método começa com a marcação dos cantos de cada vértebra por meio de clique do mouse em programa próprio. Os cantos das vértebras são ligados por linhas diagonais, e o cruzamento dessas linhas resulta em um ponto chamado de centróide da vértebra, visto na Figura 3.4(a). A interpolação polinomial dos centróides é chamada de coluna virtual, mostrado na Figura 3.4(b).

Na Figura 3.4(c), as linhas vermelhas indicam os topos (*top-plate*) e as bases das vértebras (*end-plate*); as linhas verdes são o topo da vértebra inicial da curvatura e a base da vértebra final da curvatura. Na Figura 3.4(d), existe um gráfico em que se mostra a inclinação dessas retas em relação à horizontal. No mesmo gráfico, tem-se a primeira derivada dessas retas; onde ocorreram as mudanças mais abruptas na inclinação, as derivadas apresentam maior valor. A localização dessas mudanças mais abruptas é usada para indicar o início e o fim da curvatura de interesse. Desse modo, essas mudanças são os pontos de maior pico em módulo na Figura 3.4(d).

### 3.1.3 Método para a extração e o reconhecimento de elipses

Uma vez reconstituído o formato básico da coluna pela construção da coluna virtual e feita a identificação de sua região que possuía maior severidade de deformação, o próximo passo é encontrar uma elipse que se encaixe o melhor possível nessa região. Como descrito em [24], a região de maior deformação da coluna escoliótica pode ser representada melhor por uma cônica elíptica. Essa afirmativa foi considerada, então, uma hipótese básica para a determinação desse método.

A literatura apresenta várias técnicas de encaixe de elipse [44, 45, 46, 47] para propósitos gerais. Cada uma delas usa uma estratégia diferente ou alguma restrição de otimização diferente. Entre as técnicas de encaixe de elipse mais usuais, pode-se citar duas: (i) transformada de Hough; e (ii) minimização das mínimas médias quadráticas (LMS - *Least Mean Square*) ou equivalentes.

A primeira utiliza a transformada de *Hough*, que analisa o espaço paramétrico da imagem pela análise dos picos dos parâmetros de referência na tentativa de estimar a elipse. As desvantagens desse método são a baixa velocidade, a dificuldade com máximos locais no processo de otimização e as falhas frequentes.

O segundo método aplica algumas formulações matemáticas derivadas da equação paramétrica da elipse e, a partir de uma função objetiva, baseada no critério das distâncias médias quadráticas e outros critérios de restrição específicos, define os parâmetros da pesquisa. As desvantagens são a (i) sensibilidade ao ruído devido aos pixels distribuídos, randomicamente, pela borda que não satisfazem a equação da elipse; e (ii) a dificuldade de trabalhar com o reconhecimento da elipse a partir de inúmeros pontos. Nesta pesquisa, por usar-se uma curva interpolada, a primeira desvantagem não é crítica.

Esta tese utiliza o método de LMS combinado com as condições de restrições descritas em [32], que define a relação de restrição  $4ac - b^2 = 1$ . Essa relação é aplicada ao método de otimização LMS para encontrar mais facilmente (e com maior eficácia) os parâmetros de uma elipse a partir de um conjunto de pontos  $X$ . Neste caso, os parâmetros  $a$ ,  $c$  e  $b$  desta restrição estão associados à representação geral da equação das figuras cônicas (a elipse é um caso específico de figura cônica) obtidas utilizando a Equação (3.1). Quando aplicada esta restrição, a equação geral é uma elipse.

$$F(A, X) = A.X = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0 \quad (3.1)$$

A partir da representação matricial da Equação (3.1), pode-se inferir as relações apresentadas na Equação (3.2). Nessa última relação, o vetor  $A$  indica os parâmetros da elipse, e o vetor  $X$  as coordenadas  $x$  e  $y$  dos pontos que estão sendo fornecidos para o algoritmo encontrar uma elipse. Neste trabalho,  $x$  e  $y$  indicam as coordenadas de alguns pontos da coluna virtual onde se pretende traçar uma elipse.

$$\begin{aligned} A &= [a \quad b \quad c \quad d \quad e \quad f] \\ X &= [x^2 \quad xy \quad y^2 \quad x \quad y \quad 1]^T \end{aligned} \quad (3.2)$$

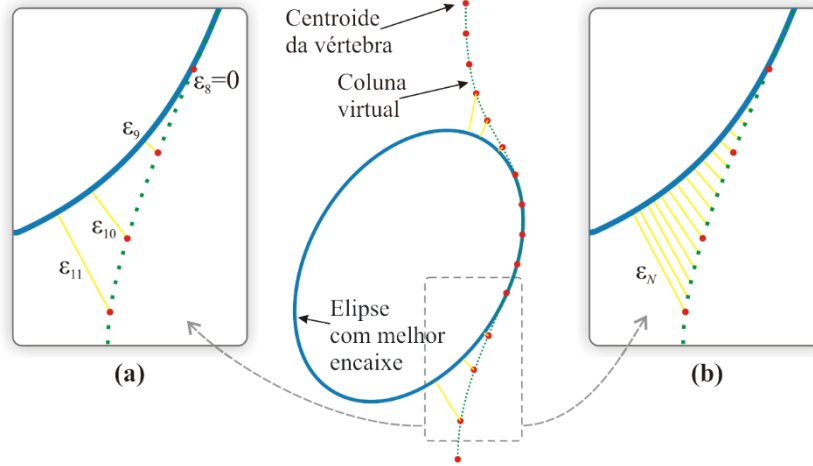
A função  $F(A, X)$  indica a distância algébrica do ponto  $(x, y)$  até a curva da elipse. Quando um ponto  $X_1$  definido pelas coordenadas  $(x_1, y_1)$  pertence a uma elipse,  $F(A, X_1) = 0$ . Por outro lado, se um ponto  $X_2$  está próximo da representação de uma elipse,  $F(A, X_2) = \varepsilon$ , onde  $\varepsilon$  é a distância entre este ponto e a curva da elipse. Por esse motivo, quanto menor e mais próximo, o ponto se aproxima de uma elipse.

Se considerar esse teste para  $N$  pontos, pode-se estimar a distância média em que os  $N$  pontos estão de se aproximarem de uma elipse, ou que os parâmetros de uma elipse estão próximos de um conjunto de  $N$  pontos dados. Para isso, pode-se considerar a Equação (3.3).

$$D(A) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N F(A, X_i)^2 \quad (3.3)$$

Para se encaixar uma curva cônica, é preciso minimizar a somatória dos quadrados da distância algébrica (que também pode ser chamado de “erro”) usando-se a Equação (3.5). A Figura 3.5 ilustra o erro e a aproximação dos pontos  $X_i$  da coluna com a curva de uma elipse obtida pelos parâmetros do vetor  $A$ .

Figura 3.5 (a) Tentativa de encaixar uma elipse a curva de uma coluna virtual usando  $N = 11$  pontos. Eixos são medidos em pixels; (b) Ampliação da região dos pontos  $N = 8, \dots, 11$  para mostrar a distância  $\epsilon$  entre estes pontos e a elipse.



Dessa forma, o método implementado para encontrar uma elipse a partir de um conjunto de pontos de sua borda consiste em somar a distância de cada um desses pontos até o ponto mais próximo correspondente à elipse idealizada. O objetivo do método é minimizar o erro ( $E$ ) da somatória dos quadrados da distância algébrica, ou, de outra forma:

$$E = ||D \cdot A||^2 \quad (3.4)$$

Onde:  $D$  é definida pela equação (3.5).

$$D = [X_1, X_2, \dots, X_n] \quad (3.5)$$

Considere-se uma função  $f(x,y)$  e a restrição  $g(x,y) = 0$ . O ponto de máximo ou mínimo ( $P_0$ ) da função  $f(x,y)$  pode ser encontrado pelo teorema de Lagrange, onde  $\lambda$  é o multiplicador de Lagrange. A equação (3.6) mostra esse teorema.

$$\begin{aligned} \nabla f(P_0) &= \lambda \cdot \nabla g(P_0) \\ g(P_0) &= 0 \end{aligned} \quad (3.6)$$

Aplicando-se o teorema de Lagrange na função (3.4) e desconsiderando-se a resposta trivial (isto é,  $A=[0, 0, 0, 0, 0, 0]$ ), e por meio da restrição  $4ac - b^2 = 1$ , obtém-se a equação (3.7).

$$a^T \begin{bmatrix} 0 & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} a = 1 \quad (3.7)$$

Reescrevendo-se, a equação (3.7) resulta na equação (3.8):

$$A^T C A = 1 \quad (3.8)$$

Na Equação (3.8), a matriz C é chamada de matriz de restrição da resposta trivial e foi definida na Equação (3.7). Aplicando-se o teorema de Lagrange na Equação (3.4), obtém-se a equação (3.9).

$$\begin{aligned} \nabla(\|D.A\|^2) &= 2.D^T.D.A \\ \nabla(A^T.C.A - 1) &= 2\lambda.C.A \\ A^T.C.A - 1 &= 0 \\ 2.D^T.D.A &= 2\lambda.C.A \end{aligned} \quad (3.9)$$

A Equação (3.9) resulta no sistema mostrado na Equação (3.10).

$$\begin{aligned} 2.D^T.D.A - 2\lambda.C.A &= 0 \\ A^T.C.A &= 1 \end{aligned} \quad (3.10)$$

Reescrevendo-se a Equação (3.10), tem-se que  $S.A = \lambda.C.A$ , onde a matriz S (chamada de matriz de dispersão) pode ser escrita por  $S = D^T.D$ . O sistema da Equação (3.10) é reescrito na Equação (3.11).

$$\begin{aligned} S.A &= \lambda.C.A & (a) \\ A^T.C.A &= 1 & (b) \end{aligned} \quad (3.11)$$

Nas equações (3.11) (a) e (b),  $\lambda$  e A são as variáveis a serem encontradas. Existem as soluções  $(\lambda_i, u_i)$  possíveis para a Equação (3.11) (a). Porém, para resolver a Equação (3.11) (a) e (b) simultaneamente, as soluções devem estar no formato  $(\lambda_i, \mu_i u_i)$  onde  $\mu_i$  definido pela Equação (3.12).

$$\mu_i^2 \cdot \mu_i^T \cdot C \cdot \mu_i = 1$$

$$\mu_i = \sqrt{\frac{1}{\mu_i^T \cdot C \cdot \mu_i}} = \sqrt{\frac{1}{\mu_i^T \cdot S \cdot \mu_i}} \quad (3.12)$$

A solução do sistema é  $A_i = \mu \cdot u_i$ , que consiste em seis pares de autovalores  $(\lambda_i, u_i)$  para  $i=[1, \dots, 6]$  se considerarmos uma cônica qualquer. Para que a Equação (3.12) represente uma elipse, deve-se aplicar a função de restrição  $b^2 - 4ac = -1$ . O sistema de Equação (3.12) é mostrado na Equação (3.13).

(3.13)

$$S \cdot A = \lambda \cdot C \cdot A \quad (a)$$

$$A^T C A = 1 \quad (b)$$

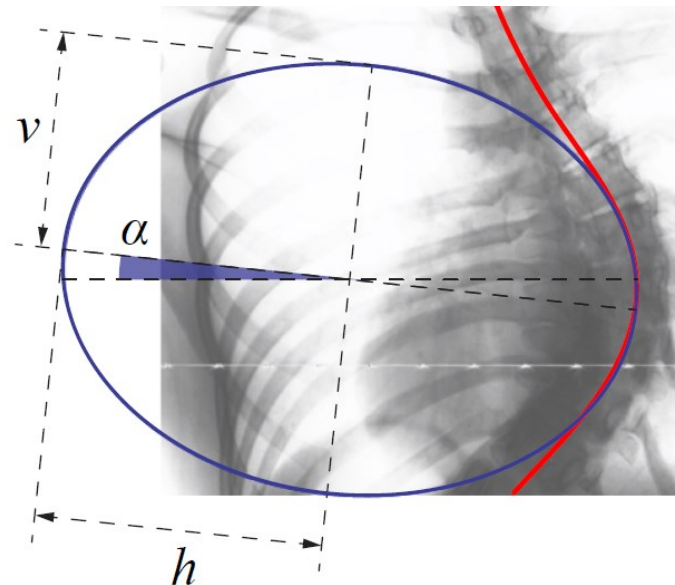
$$4ac - b^2 = 1 \quad (c)$$

Onde:

A é a matriz que contém os parâmetros da elipse.

A Figura 3.6 ilustra alguns parâmetros importantes da elipse que são utilizados neste trabalho.

Figura 3.6 - Os parâmetros da elipse e de posicionamento da elipse.



Os parâmetros ilustrados na Figura 3.6 são calculados a partir da Equação (3.1), como demonstrado na Equação (3.14):



$$tg2\alpha = \frac{b}{a - c} \quad (3.14)$$

### 3.1.4 Algoritmo genético para otimização dos resultados

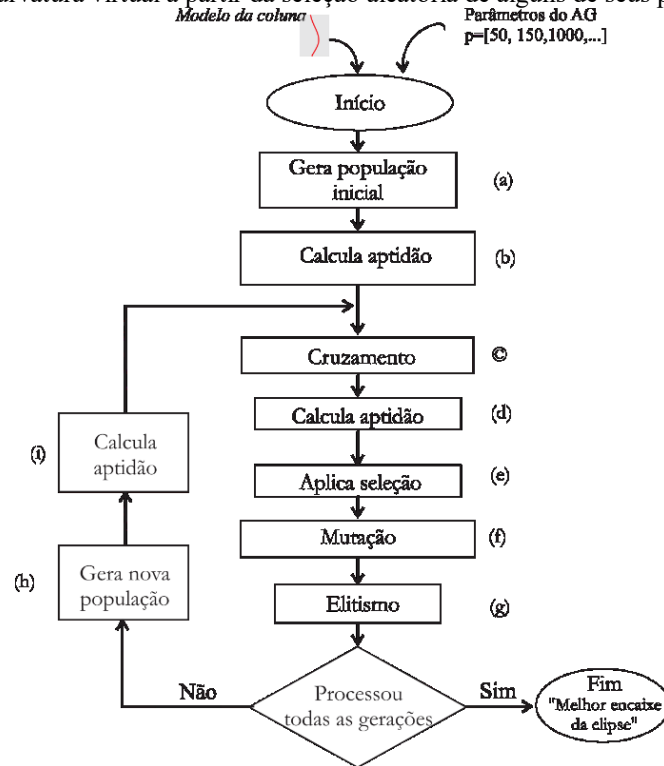
Nesta subseção, o método proposto possui um algoritmo para a extração dos parâmetros de uma elipse a partir de um conjunto de pontos. Como a curva matemática da coluna virtual possui inúmeros pontos, é preciso escolher quais deles melhor representam o formato elíptico dessa coluna, uma vez que o processo de demarcar as extremidades da coluna virtual pode ter gerado pontos não representativos (isto é, “ruídos”). Ao mesmo tempo, o algoritmo de extração de parâmetros de elipses apresentado na subseção 3.1.3 não consegue processar muitos pontos e resolver adequadamente as equações do método.

Desse modo, descobrir quais pontos podem ser utilizados para essa tarefa não é uma atividade trivial. Por isso, existe a necessidade de usar alguma técnica de otimização, já que a escolha desses pontos resulta em diferentes elipses.

O objetivo do processo é selecionar os diferentes pontos e produzir elipses a partir desses pontos selecionados. Cada uma dessas elipses deve ser testada para ver o quão bem ela se encaixa no formato da coluna. A elipse cujos pontos estão mais próximos dos pontos correspondentes na coluna virtual é a que melhor se encaixa ao formato da curvatura da coluna.

Por ser um problema de otimização não linear com amplo espaço de busca, é usado um algoritmo genético (AG) para encontrar essas elipses a partir da seleção aleatória de um grupo de pontos da coluna virtual. A Figura 3.7 ilustra as etapas do AG implementado neste trabalho.

Figura 3.7 - Etapas do algoritmo genético empregado para encontrar a melhor elipse que se encaixa ao formato da curvatura virtual a partir da seleção aleatória de alguns de seus pontos.



O algoritmo genético inicia com os dados de entrada da coluna virtual e com um conjunto de parâmetros de entrada para a inicialização. Esses parâmetros são as informações necessárias para a execução do algoritmo e estão em um vetor com os valores padrões  $p = [p_1 = 10000, p_2 = 20, p_3 = 2, p_4 = 0.7, p_5 = 2, p_6 = 8]$ . Esses valores foram encontrados por meio de experimentação. Os significados de cada um desses parâmetros são:

- $p_1$  - número de indivíduos de uma geração onde cada indivíduo é um conjunto de pontos (indicado por  $p_6$ ) que foram extraídos aleatoriamente da coluna virtual;
- $p_2$  - número máximo de gerações que devem ser processadas até se obter o melhor resultado possível durante esse processo;
- $p_3$  - número de indivíduos que participam do processo de elitismo. Nesse caso, a cada mudança de geração é assegurado que os  $n$  melhores indivíduos dessa geração são transmitidos para a próxima geração com a finalidade de ajudar a perpetuar seus genes;
- $p_4$  - índice que representa 70% dos indivíduos que devem ser selecionados para participar da próxima geração segundo a regra da roleta. Os demais indivíduos são desconsiderados;

- $p_5$  - indica quantos genes devem ser trocados entre dois indivíduos. O valor padrão é 2. Cada indivíduo possui um determinado número de genes que corresponde ao valor de  $p_6$  cujo valor padrão é igual a 14. Isso indica que 2 destes 14 genes são trocados durante o processo de cruzamento, explicado mais adiante;

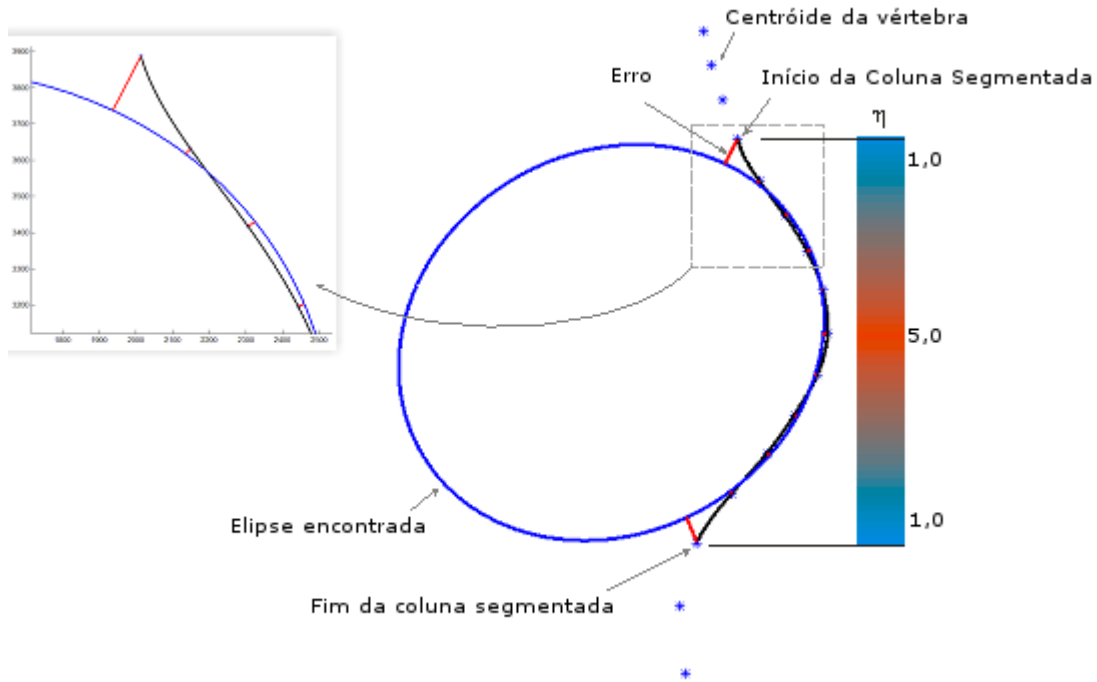
- $p_6$  - este parâmetro indica a quantidade de genes da solução. O valor padrão é 14; isso indica que são selecionados, aleatoriamente, 14 pontos ao longo da coluna virtual, e esses pontos são usados para se obter uma elipse a partir do algoritmo de extração de elipse descrito na subseção 3.1.3. Se os 14 pontos são escolhidos de maneira adequada, é encontrada uma elipse com boa aderência a toda a curva segmentada da coluna. Caso contrário, a elipse obtida não se encaixa adequadamente.

A partir do vetor de dados para o AG, é iniciada a primeira etapa, gerando uma população inicial [etapa (a) da Figura 3.7]. O processo de geração de novas populações sorteia os  $p_6$  pontos aleatórios na coluna virtual. Contudo, antes da seleção, a curva matemática é dividida igualmente em três partes na horizontal, e a seleção de pontos deve conter pelo menos um ponto em cada uma dessas partes para evitar que sejam selecionados apenas uma quantidade de pontos de uma determinada região da coluna que possa resultar em uma solução de mínimo local.

A segunda etapa do AG realiza o cálculo da aptidão de cada indivíduo [etapa (b) da Figura 3.7], que recebe um valor indicando o quanto este indivíduo (isto é, estes 14 pontos) representa à coluna. Para isso, esses  $p_6$  pontos da coluna são inseridos no algoritmo de detecção de elipse, originando uma elipse candidata a representar a curvatura da coluna virtual. Logo, cada indivíduo passa a ser uma elipse e deve ser avaliado como essa elipse “encaixa-se” em toda a curva. Esse parâmetro de avaliação de encaixe é chamado *aptidão* da elipse à curva da coluna.

A aptidão de uma elipse ou indivíduo é calculada a partir de uma função que expressa, como mostrado na Figura 3.8, o erro médio ponderado ponto a ponto entre a elipse e o centroide de todas as vértebras contidas na região segmentada.

Figura 3.8 - Erro entre uma elipse (indivíduo) e os pontos do centroide da coluna virtual.



Na Figura 3.8, cada centroide tem um peso  $\eta$  que aumenta com a inclinação da curva, de forma que as regiões mais afetadas tenham maior relevância no cálculo do erro e, por isso, possuem uma grande influência na aptidão da solução.

A Equação (3.15) mostra o cálculo da aptidão ou erro médio ponderado.

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N \frac{|p_{cv}(i) - p_{elip}(i)|^2}{N} \cdot \eta_i \quad (3.15)$$

A diferença  $p_{cv} - p_{elip}$  é a distância entre cada um dos  $N$  pontos da coluna virtual (designados como  $p_{cv}$ ) e o pixel mais próximo  $p_{elip}$  pertencente à elipse. Esses  $N$  pontos foram distribuídos igualmente ao longo da região segmentada da coluna e, por padrão, equivalem a cinco vezes o número de vértebras dessa região. A finalidade é usar uma grande quantidade de pontos, igualmente espaçados, para obter uma avaliação representativa do erro entre a elipse encontrada a partir dos  $p_6$  pontos com os  $N$  pontos da coluna.

Como o erro médio é ponderado, o fator  $\eta$  indica o peso do erro. Quanto maior a inclinação da curva e mais próximo ela está da região central, maior é o valor de  $\eta$ . Isso significa que o erro dado aos pixels dessa região é mais relevante e ela tem prioridade de encaixe sem deixar de considerar outras regiões da coluna segmentada.

Esta tese considera  $\eta$  pertencente ao intervalo de  $[1.0 - 5.0]$ . O maior valor desse intervalo foi usado para os pixels da região mais central da curvatura, e os menores valores,

para os pixels mais distantes dela. A Figura 3.8 mostrou esquematicamente essa distribuição de pesos ao longo da região segmentada da coluna virtual.

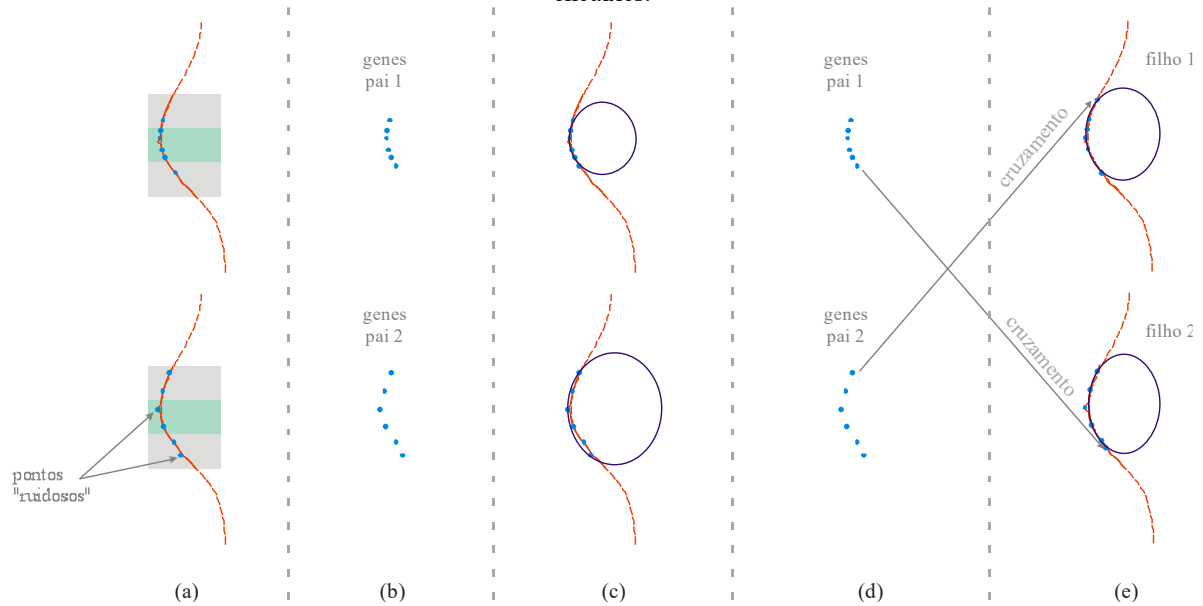
Depois que os indivíduos são selecionados e têm suas aptidões calculadas, o próximo passo [etapa (c) da Figura 3.7] do AG é fazer o cruzamento entre alguns indivíduos da população. O objetivo do cruzamento é trocar  $p_5$  genes (mostrado na Figura 3.9) de maneira que possa encontrar um indivíduo com pontos melhores capazes de gerar uma elipse com melhor aptidão a partir da troca dos pontos entre duas possíveis soluções. Assim, as duas soluções originais (chamadas de indivíduos “pais”) trocam pontos entre si, gerando dois indivíduos “filhos”. Logo que esses filhos são gerados, sua aptidão é calculada para indicar se eles são melhores ou piores do que a aptidão dos pais.

Nesta tese, se os filhos são piores do que os pais, eles são desconsiderados e, novamente, são sorteados, aleatoriamente, novos genes entre os mesmos indivíduos pais para gerarem novos filhos até que um desses filhos tenha aptidão melhor do que ambos os pais. Então, o pai com menor aptidão é substituído por esse filho com melhor aptidão. Se, após vinte iterações, esse processo de cruzamento não obtiver filhos melhores, os pais originais são devolvidos à população sem alterações. A seleção dos pais e dos genes desses pais é realizada aleatoriamente.

A função do processo de cruzamento é gerar indivíduos com melhor aptidão a partir da disseminação de “bons” genes. A estratégia adotada nesta tese é garantir que pelo menos um dos indivíduos filhos seja mais apto do que seus pais e, por isso, ao terminar cada cruzamento novamente, é calculada a aptidão dos novos indivíduos [etapa (d) da Figura 3.7]. Nesse processo, 50% da população são selecionados para participarem do cruzamento.

Como a maior preocupação é com o resultado e não com o custo computacional, a estratégia de obter filhos melhores do que os pais deve ajudar no processo de otimização, pois o custo computacional não é um fator muito relevante nesta tese.

Figura 3.9 - Cruzamento entre dois indivíduos pais gerando dois indivíduos filhos. (a) Dois indivíduos; (b) Pontos selecionados que constituem os genes; (c) Elipses geradas a partir dos genes dos indivíduos pais; (d) Alguns genes dos pais são trocados gerando em (e) indivíduos que produzem novas elipses com melhores encaixes.



Na Figura 3.9, o primeiro deles tem o problema de possuir apenas um ponto selecionado na primeira região da coluna. Já o segundo indivíduo possui dois pontos selecionados em uma região que ocorreu desvio devido às más marcações do usuário da coluna.

O próximo passo é a seleção [etapa (e) da Figura 3.7], em que os indivíduos com pior aptidão são excluídos da população segundo um sorteio baseado na regra da roleta [33]. O objetivo é que os indivíduos com maior aptidão tenham mais probabilidade de se perpetuarem na próxima geração enquanto os indivíduos menos aptos são eliminados e não participam da próxima geração, cedendo o lugar a novos indivíduos.

Até esse ponto, existe uma troca relativamente intensa de genes entre indivíduos de uma mesma geração. No entanto, não são gerados novos genes, e isso pode desfavorecer esse processo evolucionário durante uma geração. Para evitar esse tipo de circunstância, a próxima fase do AG [etapa (f) da Figura 3.7] introduz novos genes aleatoriamente na população. Para isso, 5% dos indivíduos da população corrente são selecionados aleatoriamente e  $p_5$  de seus  $p_6$  genes são trocados por novos sorteados aleatoriamente na coluna virtual.

Contudo, os  $p_3$  indivíduos mais aptos da população são resguardados dessa ação e, ao mesmo tempo, são garantidos para a nova geração (ou seja, não passam pelo processo de seleção), de forma a assegurar que potenciais bons genes sejam preservados. Nesta tese, o valor padrão é 1 indivíduo (isto é,  $p_3 = 1$ ), já que valores altos podem conduzir a mínimos locais e ações excessivamente endogênicas desfavoráveis ao bom desempenho do AG.

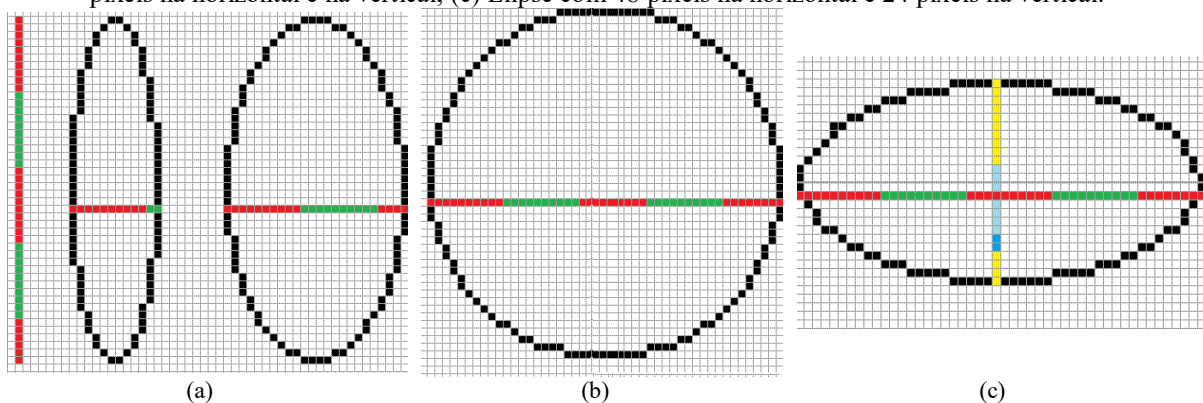
Após todo esse processo, o AG verifica que o número de gerações processadas foi alcançado. Se sim, ele finaliza e retorna ao usuário os melhores  $p_6$  pontos da coluna virtual encontrados e os respectivos parâmetros da elipse gerados por esses pontos. Caso contrário, ele começa uma nova geração, produzindo novos indivíduos (aleatoriamente) no lugar dos indivíduos que foram excluídos no processo de seleção [etapa (h) da Figura 3.7] e calcula a aptidão desses indivíduos [etapa (i) da Figura 3.7] para que eles possam fazer parte da nova geração e reiniciar todo o processo, que recomeça com a operação de cruzamento [etapa (c) da Figura 3.7].

### 3.1.5 Determinação do coeficiente de curvatura

Depois de encontrada uma elipse que tenha um “encaixe” adequado à curvatura da coluna, o próximo passo é descobrir qual(is) o(s) melhor(es) parâmetro(s) desta elipse que descreve a curvatura. Como se deseja que ele tenha uma interpretação física, foram considerados os valores do tamanho do eixo horizontal (h), vertical (v), ângulo de início e de fim e outros. Alguns desses parâmetros foram ilustrados na Figura 3.6.

Para ilustrar a respeito da geometria da elipse, considere-se a Figura 3.10, que mostra diferentes tipos de elipses. As elipses da Figura 3.10(a) têm 48 pixels de comprimento vertical e diferentes valores de pixels na horizontal. Desse modo, quanto maior é o eixo horizontal da elipse, maior é a curvatura da coluna. Logo, o índice do método de encaixe de elipse precisa incluir também o tamanho do eixo horizontal. Pode ser observada nas Figuras 3.10(b) e 3.10(c) uma tendência de que o índice do método de encaixe da elipse parece ser inversamente proporcional ao eixo vertical dela.

Figura 3.10 (a) Três elipses: a primeira com 1 pixel na horizontal e 48 pixels na vertical, a segunda com 12 pixels na horizontal e 48 na vertical e a terceira com 24 pixels na horizontal e 48 na vertical; (b) Elipse com 48 pixels na horizontal e na vertical; (c) Elipse com 48 pixels na horizontal e 24 pixels na vertical.



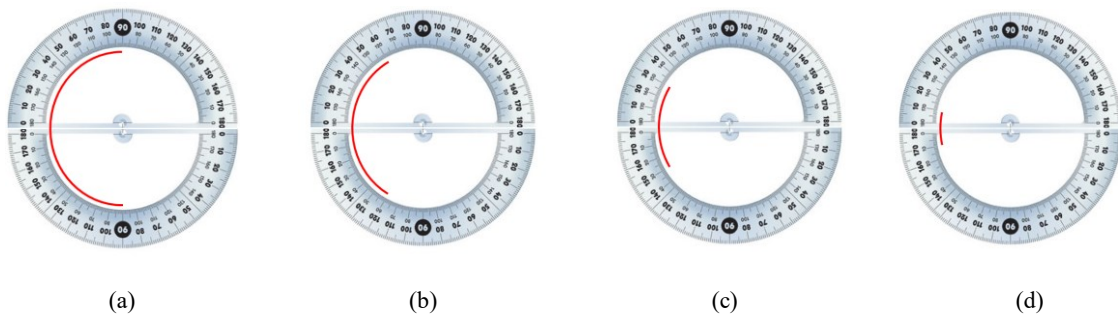
A razão entre o comprimento horizontal (h) e vertical (v), ou seja,  $h/v$  das elipses da Figura 3.10 é ilustrada na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Comparação dos índices de encaixe das elipses mostradas na Figura 3.10.

	<b>h</b>	<b>v</b>	<b>h/v</b>	<b>h/v</b>
Elipse 1	1	48	1/48	0,02
Elipse 2	12	48	12/48	0,25
Elipse 3	24	48	24/48	0,50
Elipse 4	48	48	48/48	1
Elipse 5	48	24	48/24	2

Porém, existem outros fatores a serem analisados que podem ajudar a contribuir para a determinação de um índice de curvatura mais amplo. Como ilustrado na Figura 3.11, um desses fatores considerado nesta tese é o ângulo de início ( $\phi_1$ ) e o ângulo de fim ( $\phi_2$ ) da representação da coluna.

Figura 3.11 - (a) Elipse medida no transferidor lido de 90° a 270°; (b) Elipse medida no transferidor lido de 120° a 240°; (c) Elipse medida no transferidor lido de 150° a 210° e (d) Elipse medida no transferidor lido de 170° a 190°.



Pode-se observar na Figura 3.11 que a coluna é representada pelo arco da elipse em vermelho e que, quanto menor é a diferença entre os ângulos de início e fim dessa representação, menor é a representação da curvatura da coluna. Logo, como mostrado na tabela 3.2, a representação da curvatura da coluna é proporcional à diferença do ângulo de início e de fim da representação da elipse.



Tabela 3.12 - Estimação da diferença entre os ângulos de entrada e saída das elipses da Figura 3.11.

	$\phi_1$	$\phi_2$	$\phi_2 - \phi_1$	$\left( \frac{\phi_2 - \phi_1}{180} \right)$
Elipse 3.11a	90	270	180	1
Elipse 3.11b	120	240	120	0,67
Elipse 3.11c	150	210	60	0,33
Elipse 3.11d	170	190	20	0,11

Na última coluna da Tabela 3.2, é estimada a proporcionalidade da representação da elipse (que representa a curvatura da coluna) em função da diferença do ângulo de entrada e de saída normalizada por  $180^\circ$  (considera-se que não ocorre coluna com curvatura maior do que  $180^\circ$ ). A partir dessas comparações, obteve-se a Equação (3.16) para representar o índice elíptico ( $\phi$ ).

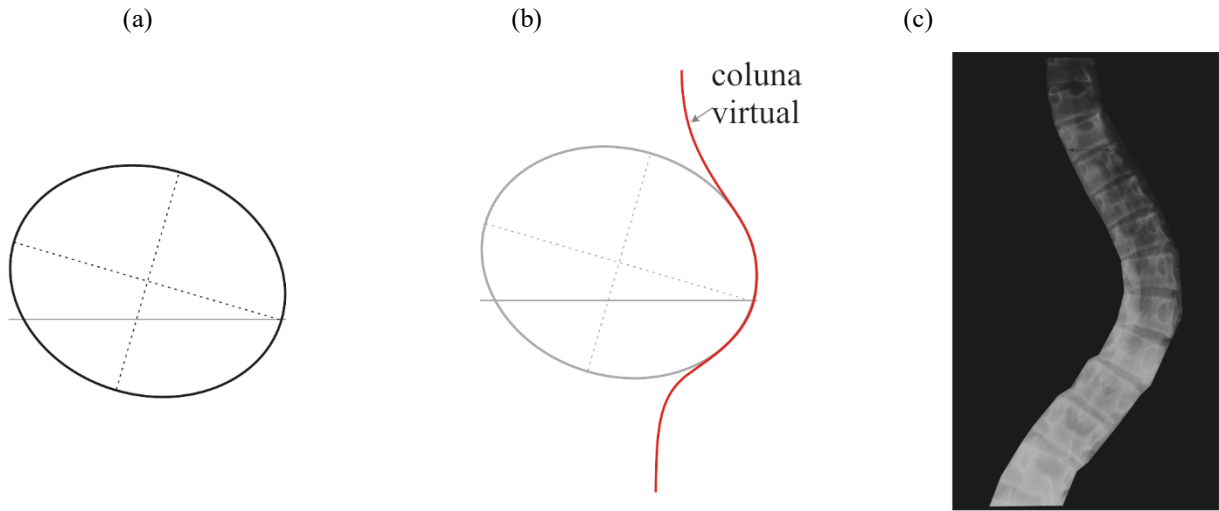
$$\phi = \frac{h}{v} \cdot \left( \frac{\phi_2 - \phi_1}{180^\circ} \right) \quad (3.16)$$

### 3.2 Validação dos resultados e desempenho do método

A validação do método e de seus resultados é muito importante na metodologia científica. Para atender a esse preceito, foram construídas três imagens da coluna usando-se valores conhecidos previamente. A Figura 3.12 ilustra essa imagem. Esse processo de construção da imagem foi realizado por meio do programa Corel Draw (Corel®, Canadá), em que é possível controlar os valores de medidas e ângulos para que eles sejam comparados com as medidas obtidas com o método proposto.

Essa construção inicia-se pelo desenho de uma elipse cujos valores do comprimento dos eixos vertical e horizontal são conhecidos. Com a finalidade de se generalizar, essa elipse pode ser inclinada a partir do eixo horizontal. Após construir a elipse, utiliza-se o mesmo programa para obter uma curva da coluna virtual, como mostrado na Figura 3.12 (b), que passa por parte do arco da elipse e possui formato similar à de uma coluna. A curvatura dessa coluna é construída a partir de uma elipse com parâmetros não conhecidos. Assim, são usadas imagens de vértebras extraídas de imagens de raio X reais que são montadas uma a uma a partir da coluna virtual para resultar uma curvatura mais próxima possível do valor ideal.

Figura 3.13 - Obtenção das imagens de validação. (a) Elipse ideal que serve de “molde” à coluna; (b) A partir dessa elipse, é traçada manualmente uma coluna virtual que passa por parte do contorno da elipse; (c) A partir da coluna virtual gerada, são “encaixadas” imagens das vértebras segmentadas de imagens reais de raio X.



A Figura 3.12 (c) mostra a imagem usada para a validação das medidas do método proposto nesta tese. Após as imagens serem construídas pelo processo mostrado na Figura 3.12, o método proposto é aplicado a essas imagens por meio de um avaliador, que desconhece os valores dos parâmetros da elipse utilizados para construí-la. Os resultados obtidos são comparados com os valores gerados originalmente (esses valores são chamados de “valor exato”), e é calculado o erro relativo percentual dessa comparação, como mostrado na Equação (3.17).

$$\text{Erro} = \frac{|v_e - v_c|}{v_e} \cdot 100 \quad (3.17)$$

Onde:

$v_e$  – valor exato de parâmetro da elipse ;

$v_c$  – valor calculado de parâmetro da elipse pelo método proposto.

São estimados os comprimentos dos eixos vertical, horizontal e o ângulo de inclinação (ilustrados na Figura 3.6) para avaliar a precisão (variação dos resultados devido às repetições das medidas) e a exatidão (quanto mais próximas as medidas estão dos valores “exatos”).

### 3.3 Considerações Finais

Este capítulo descreveu o método proposto iniciando pelo processo na marcação dos cantos de cada vértebra e, depois, o processo para se encontrar o centroide de cada vértebra.

Em seguida, discorreu sobre a técnica de interpolação polinomial para encontrar a coluna virtual e, ainda, acerca do algoritmo genético para encontrar a elipse que melhor se encaixe na coluna virtual, além de uma forma de quantizar essa curvatura por meio do índice elíptico e a avaliação dos efeitos dessa parametrização.

O próximo capítulo mostra os resultados obtidos ao utilizar o método proposto. Ao final, são apresentadas as conclusões desses resultados.

## **4 RESULTADOS OBTIDOS**

Este capítulo mostra os resultados obtidos ao utilizar o método proposto. Para tanto, a seção 4.1 apresenta os resultados do reconhecimento de padrões elípticos a partir das colunas virtuais reconstituídas. Esses resultados são a base de toda esta pesquisa e constituem a maior parte do esforço em se detectarem as elipses que se encaixassem da melhor maneira possível à curvatura da coluna.

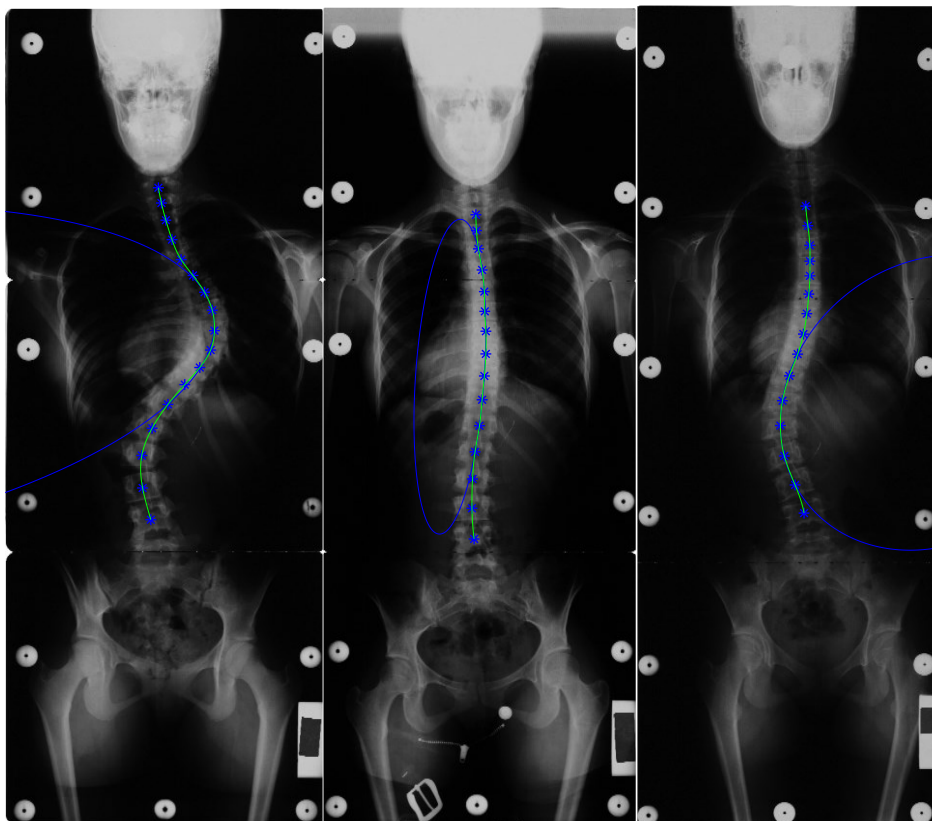
Na seção 4.2, são descritos os efeitos da otimização usando algoritmos genéticos que tornaram possível encontrar melhores padrões elípticos na curvatura escoliótica. Finalmente, na seção 4.3 são descritos os resultados da validação dos resultados do método proposto e são mostradas a importância e as limitações desse método para a avaliação da progressão da escoliose.

### **4.1 Reconhecimento de padrões elípticos**

Nos testes realizados, foram utilizadas imagens de raio X da coluna vertebral de vinte indivíduos. O reconhecimento de formas elípticas a partir da curvatura da coluna virtual é uma etapa fundamental para os objetivos desta pesquisa e concentra os principais esforços da metodologia proposta.

Nesse sentido, a Figura 4.1 ilustra o resultado obtido ao aplicar o método proposto nas imagens utilizadas nesta tese. As imagens de raio X são mostradas para ilustrar a visualização do encaixe da elipse na coluna vertebral virtual.

Figura 4.1 - Resultado obtido na etapa de reconhecimento de padrões elípticos a partir da coluna virtual reconstituída de apenas três indivíduos, o restante se encontra no ANEXO A. A região em verde indica a coluna virtual e a região em negro, a parte da coluna virtual segmentada. Os pontos dispostos ao longo da coluna virtual indicam os centroides das vértebras.

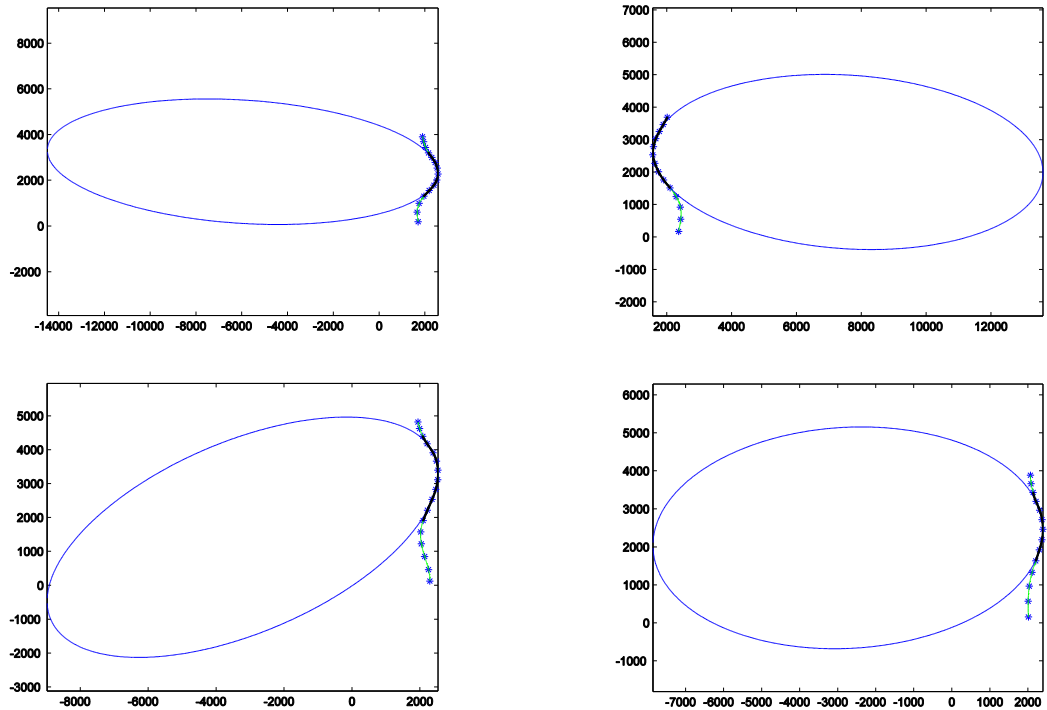


Pode-se observar na Figura 4.1 que foi mostrada apenas a parte da elipse que se encaixa na coluna. Assim, foi exibida somente essa parte porque em muitos casos essas elipses têm grandes tamanhos, o que pode dificultar a visualização de detalhes do encaixe.

A Figura 4.2 ilustra uma elipse de tamanho muito maior do que o tamanho da própria coluna. Pode-se observar nessa figura que, quanto maior é a curvatura, maior é o eixo horizontal da elipse. Pode-se concluir, também, que curvaturas menores geram elipses com eixo vertical bem maiores do que o eixo horizontal. Além disso, pode-se observar que, quanto maior a elipse em relação à coluna, menor será a diferença angular entre o ângulo de entrada e o ângulo de saída.

Em algumas imagens em que ocorre uma dupla curvatura (lombar e torácica), o método considerou somente a curvatura de maior magnitude. Para essas imagens, é necessário aplicar novamente o método para encontrar a segunda curvatura e indicar manualmente a região de interesse para o reconhecimento do padrão elíptico.

Figura 4.2 - Alguns resultados onde o tamanho da elipse é grande. A medida dos eixos é em pixels.



O método proposto mostra a elipse e define seus parâmetros e o erro, medido em pixels, e calculado usando a Equação (3.15) entre a elipse encontrada e a região segmentada da coluna virtual. A Tabela 4.1 mostra os resultados usados para gerar as elipses das Figuras 4.1 e 4.2.

Na Tabela 4.1,  $c_x$  e  $c_y$  indicam o centro da elipse,  $h$  e  $v$  representam os eixos horizontal e vertical (em pixels), e  $\alpha$  é a inclinação (em graus) das elipses mostradas na Figura 3.6.

Ao se considerar que as imagens têm várias centenas de milímetro, pode-se verificar na Tabela 4.1 que o erro foi pequeno. Observando-se as Figuras 4.1 e 4.2, é possível verificar que a elipse pode indicar o formato de uma curvatura escoliótica ou boa parte dela.

Tabela 4.1– Parâmetros das elipses encontradas nos testes realizados.

Ind.	Centro da elipse (mm)		Eixos da elipse (mm)		Rotação da elipse (°)	Erro (mm)	Índice Elíptico
	Cx	Cy	h	v	$\alpha$	E (mean; maximum)	$\phi$
1	705,0	251,7	230,7	547,9	-83,9	0,5; 1,6	0,438
2	-262,0	318,8	214,7	520,6	83,9	0,8; 3,0	0,078
3	108,1	262,7	144,7	150,1	82,4	1,8; 4,2	0,865
4	25,0	272,9	174,6	244,8	-59,1	0,1; 0,3	0,566
5	39,7	253,3	174,8	200,7	80,2	0,1; 0,6	0,319
6	140,9	225,9	100,1	121,5	-66,7	0,1; 0,4	0,856
7	-147,3	169,1	232,7	382,0	-73,4	0,4; 1,7	0,417
8	127,7	271,5	192,2	142,0	-9,8	0,6; 1,6	0,387
9	275,0	124,9	105,7	117,2	-79,5	0,3; 1,1	0,621
10	-125,8	269,1	385,2	180,3	-7,4	0,3; 1,0	0,105
11	424,2	282,1	157,6	262,5	-89,4	0,2; 0,5	0,591
12	451,6	223,9	297,7	179,1	-11,9	0,4; 0,8	0,179
13	-354,1	195,6	221,6	635,4	-81,7	0,9; 2,7	0,382
14	-456,4	238,6	745,7	244,6	-2,9	1,0; 3,7	0,043
15	166,2	227,9	45,1	207,1	-3,9	0,3; 1,2	6,063
16	159,2	265,9	208,5	49,4	89,2	0,4; 1,7	5,904
17	138,3	87,4	189,5	99,3	82,1	0,7; 1,7	1,798
18	-469,5	218,7	719,5	351,2	9,1	0,2; 2,0	0,414
19	280,4	107,2	108,7	156,0	0,6	0,1; 0,4	0,611
20	401,1	171,9	218,3	187,3	38,7	0,3; 0,8	0,571
Média ( $\pm$ desvio padrão)						0.5 ( $\pm$ 0.4)	

Após a aplicar o algoritmo genético (AG) nas vinte imagens utilizadas, não houve nenhuma elipse incoerente com o formato da curvatura. Pode-se observar também que a elipse contém uma inclinação e que a aderência do arco da elipse à curvatura da coluna é maior nas regiões mais deformadas delas.

É importante ressaltar, ainda, que, nos testes realizados, os valores utilizados estão em milímetros, dada a resolução de 11,81 pontos por milímetro.

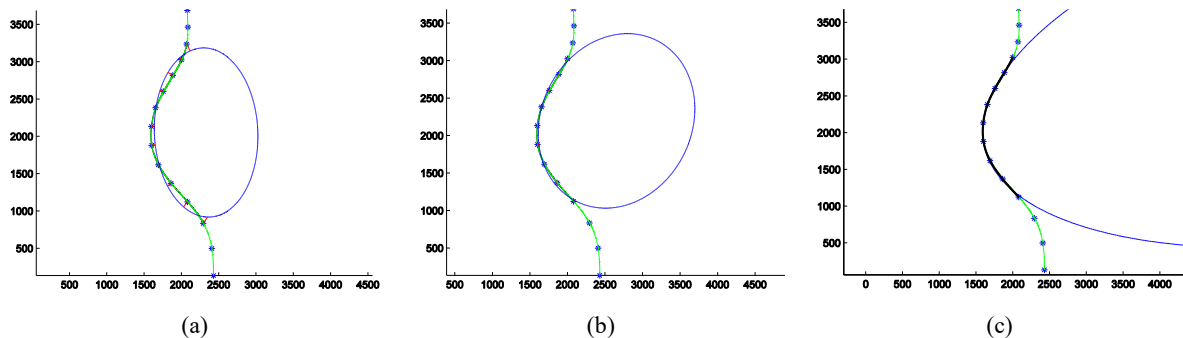
## 4.2 Otimização usando algoritmo genético

O objetivo de utilizar um AG é encontrar um padrão elíptico mais adequado à curvatura da coluna. Como ilustra a Figura 4.3(a), a simples aplicação do algoritmo de detecção e extração de elipse frequentemente não é suficiente para esse tipo de problema. Pode-se observar na Figura 4.3(a) que a simples aplicação do algoritmo de detecção de elipse não forneceu um resultado satisfatório para aplicação, mas, para propósitos gerais, é capaz de gerar uma elipse que passa pelos centroides das vértebras.

Para obter os refinamentos necessários, no método proposto foram testadas diversas possibilidades de combinações de elipses com o objetivo de melhorar os resultados obtidos aplicando-se o algoritmo de detecção de elipse. A aplicação de uma única geração de AG é capaz de testar centenas de possibilidades. A Figura 4.3(b) apresenta a melhor solução encontrada na primeira geração do AG. Pode-se observar, nessa figura, uma melhora significativa no “encaixe” da elipse à curvatura da coluna.

Após outras iterações (gerações), o método proposto procura novas elipses a partir do “sorteio” de pontos aleatórios na região da coluna virtual segmentada. A função objetivo avalia a qualidade dessa elipse. A Figura 4.3(c) mostra a solução final encontrada utilizando o AG. Observa-se, neste exemplo, a importância da aplicação do AG no processo de busca por uma elipse com a melhor aderência possível ao formato da coluna.

Figura 4.3 - Evolução das soluções de busca por padrões elípticos. (a) Aplicação do método de reconhecimento de elipses sem utilizar o AG. (b) Melhor solução encontrada na primeira geração do AG; (c) Solução final encontrada no AG.

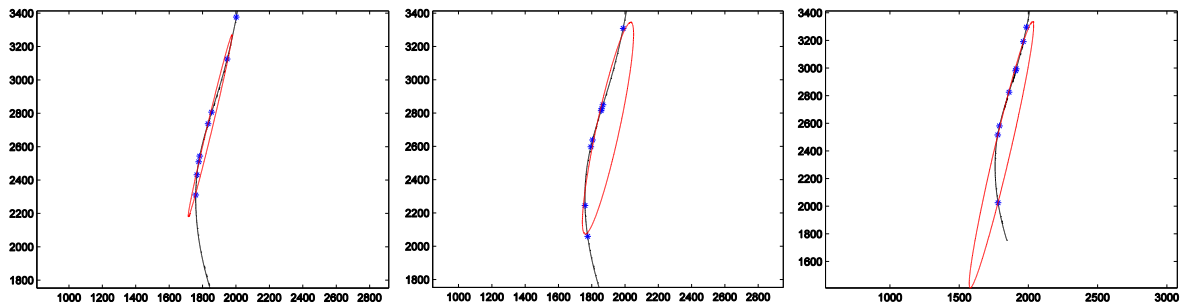


Quando finalizado prematuramente, mesmo com um erro pequeno, o processo de otimização pode fornecer resultados indesejáveis. Esses casos, considerados como degenerativos, não apareceram nos testes quando foram usadas mais de 5 gerações. A Figura 4.4 ilustra alguns casos degenerativos que foram gerados durante os testes finalizados prematuramente. Nessa figura, os pontos na cor azul representam as partes da coluna virtual selecionadas aleatoriamente para gerar a elipse. É natural que uma má seleção também gera uma elipse que não corresponde à realidade desejada. Por isso, há a necessidade de se realizarem vários testes e usar uma função objetiva que abranja a maior quantidade possível de pontos e fatores de ponderação para evitar degenerações.

A Figura 4.4 mostra três soluções (ou “indivíduos”) em que os pontos selecionados (pontos na cor azul) geraram uma elipse (na cor vermelha) que passe pelos pontos selecionados, mas que possua uma aderência ao formato da coluna vertebral (curva preta).



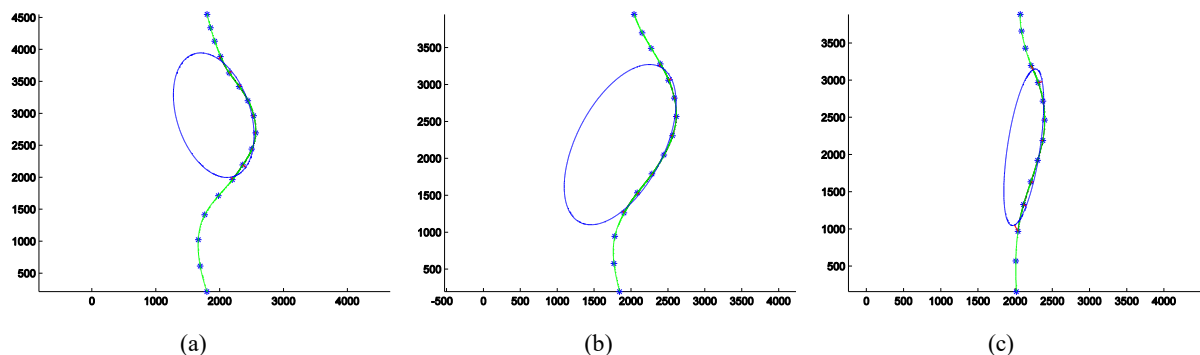
Figura 4.4 - Degenerações produzidas pelo término prematuro do processo de otimização.



Como mostrado na Figura 4.5, outros tipos de soluções, também consideradas como degeneradas, podem ser apresentadas como solução final de um processo de otimização com poucas iterações e população reduzida, conforme exemplifica a Figura 4.5. Nesses casos, pode-se observar a geração de elipses que essencialmente aderem ao formato da coluna e possuem baixo erro. Mesmo assim, elas estão fora do padrão elíptico esperado.

Por exemplo, na Figura 4.5(b), pode-se verificar uma curvatura relativamente grande e uma elipse pequena; sua inclinação contribui para um bom encaixe da curva, mas não representa bem o formato grande da curvatura da coluna. Nesses casos, é importante que o método de otimização forneça outros resultados que inviabilizem de tal forma a evitar a convergência para mínimos locais.

Figura 4.5 - Casos degenerativos moderados de três diferentes indivíduos que foram processados por poucas gerações de indivíduos do AG fornecendo mínimos locais.



Uma vez que a primeira população é gerada aleatoriamente, pode-se verificar nessa figura o processo de otimização e evolução dos indivíduos (isto é, soluções). Pode ser avaliado, observando-se a Figura 4.6, que a cada geração essa população apresenta um erro médio relativamente alto. A partir da primeira população, o processo evolucionário do AG começa a

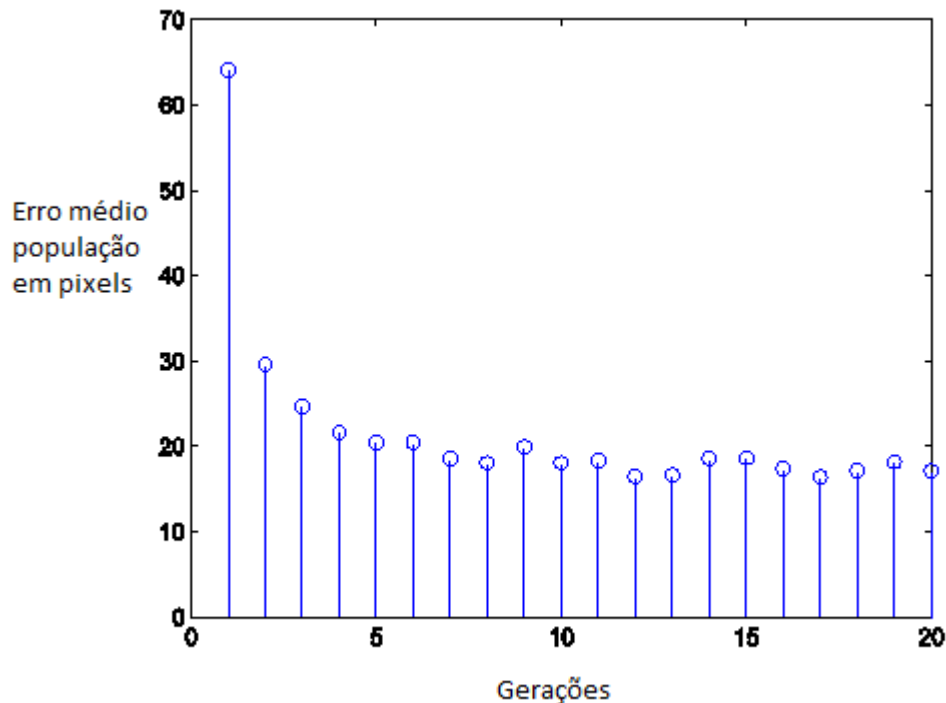
decrementar o erro médio de cada geração. Assim, é possível perceber na curva da Figura 4.6 um decréscimo do erro até a décima geração. A partir dessa geração, não ocorreu uma melhora significativa no erro médio da população e no erro do melhor indivíduo da população.

O elitismo assegura a permanência da melhor solução e ajuda a disseminar os bons pontos. Por outro lado, o uso excessivo desse recurso pode induzir a uma população endogênica que, por sua vez, pode conduzir a um mínimo local.

O processo de mutação e uma taxa de seleção relativamente baixa geram diversidade a cada nova iteração nos genes, uma vez que somente uma parte dos indivíduos é selecionada para a nova geração. Os indivíduos excluídos são substituídos por novos gerados aleatoriamente. Isso explica os componentes estocásticos da curva da Figura 4.6.

O tempo médio de processamento de dez gerações com três mil indivíduos cada do AG foi cerca de 2 minutos, usando-se um processador i7 de 4MB de *cache*, 3GHz de *clock* e 8GB de RAM, em um software feito em Matlab.

Figura 4.6 - Evolução do erro médio da população em função das novas gerações geradas pelo algoritmo genético.



Com a finalidade de se obter uma amostragem representativa da coluna virtual segmentada, foram selecionados pontos em intervalos regulares na coluna. No entanto, durante a realização dos testes preliminares, essa estratégia mostrou-se mais sensível às más marcações dos pontos das vértebras que geravam “desvios” que não eram resolvidos pelo processo de

interpolação. Por isso, foi necessário flexibilizar (por meio dos intervalos regulares) a seleção desses pontos para diminuir os efeitos dos ruídos ocorridos pela dificuldade de indicar o formato exato da coluna.

### 4.3 Testes e validação dos resultados

Foram criadas três colunas virtuais neste trabalho com os seguintes parâmetros:

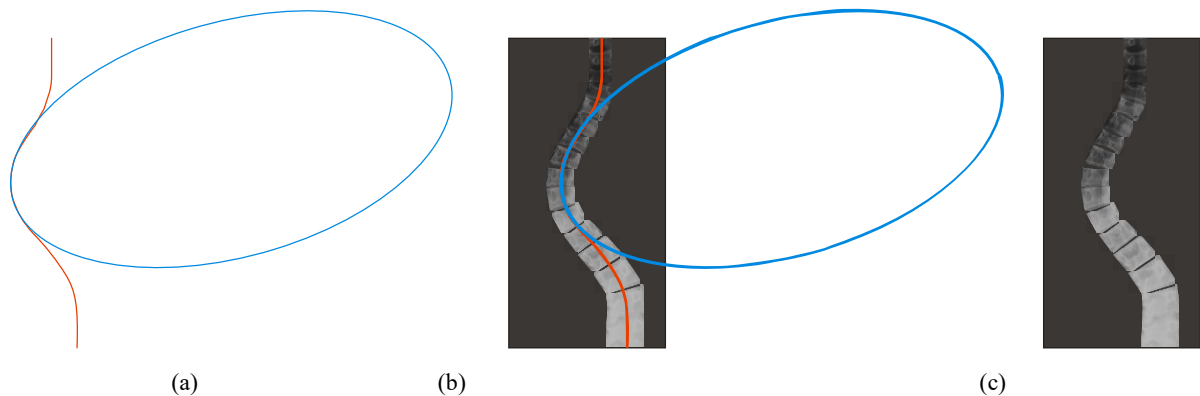
1. Primeira coluna virtual, centro da elipse,  $C_x = -5000$  pixels,  $C_y = 6000$  pixels, raio horizontal e raio vertical, respectivamente,  $h = 1000$  pixels,  $v = 1.100$  pixels e a inclinação da elipse,  $\alpha = -8^\circ$ .

2. Segunda coluna virtual, centro da elipse,  $C_x = 1000$  pixels,  $C_y = 5000$  pixels, raio horizontal e raio vertical, respectivamente,  $h = 1500$  pixels,  $v = 2800$  pixels e a inclinação da elipse,  $\alpha = 23^\circ$ .

3. Terceira coluna virtual, centro da elipse,  $C_x = 4800$  pixels,  $C_y = 2600$  pixels, raio horizontal e raio vertical, respectivamente,  $h = 3200$  pixels,  $v = 1700$  pixels e a inclinação da elipse,  $\alpha = 15^\circ$ .

Basicamente, a validação do método consiste em usar imagens geradas por computador cujos parâmetros são conhecidos e comparar esses parâmetros conhecidos com os parâmetros gerados pelo método proposto nesta tese. A Figura 4.7 ilustra o processo usado para gerar a imagem utilizada para a validação. Como mostrado pela Figura 4.7(a), por meio de uma elipse conhecida, gera-se a coluna virtual que é “tangente” ao arco da elipse. A partir da coluna virtual, são montadas as vértebras (usando imagens de vértebras reais, extraídas de raio X), conforme mostra a Figura 4.7(b). O resultado final é ilustrado na Figura 4.7(c).

Figura 4.7 - Etapas para o processo de criação da coluna virtual a partir de uma elipse conhecida.



A imagem mostrada na Figura 4.7(c) é usada por um mesmo usuário do método proposto que executa os procedimentos desse método, repetindo-o dez vezes para analisar suas variações. Os resultados dessas repetições são mostrados na Tabela 4.2. Os valores “reais” usados para gerar a imagem são: centro da elipse,  $C_x = 4.800$  pixels,  $C_y = 2.600$  pixels, raio horizontal e raio vertical, respectivamente,  $R_x = 3.200$  pixels,  $R_y = 1.700$  pixels, e a inclinação da elipse  $\alpha = 15^\circ$ .

Tabela 4.2- – Parâmetros encontrados na validação para dez diferentes testes de uma mesma imagem produzida para propósitos de validação.

Teste	Centro da elipse (pixels)		Eixos da elipse (pixels)		Ângulo de rotação da elipse
	$C_x$	$C_y$	$h$	$v$	$\alpha$
1	4548	2562	3026	1637	0,2564
2	4778	2600	3257	1701	0,2470
3	4482	2625	2981	1619	0,2959
4	4778	2624	3264	1707	0,2581
5	4770	2676	3271	1696	0,2809
6	4817	2673	3316	1698	0,2727
7	4776	2685	3278	1695	0,2826
8	4795	2664	3291	1700	0,2721
9	4800	2638	3289	1702	0,2602
10	5514	2662	3988	1894	0,2079

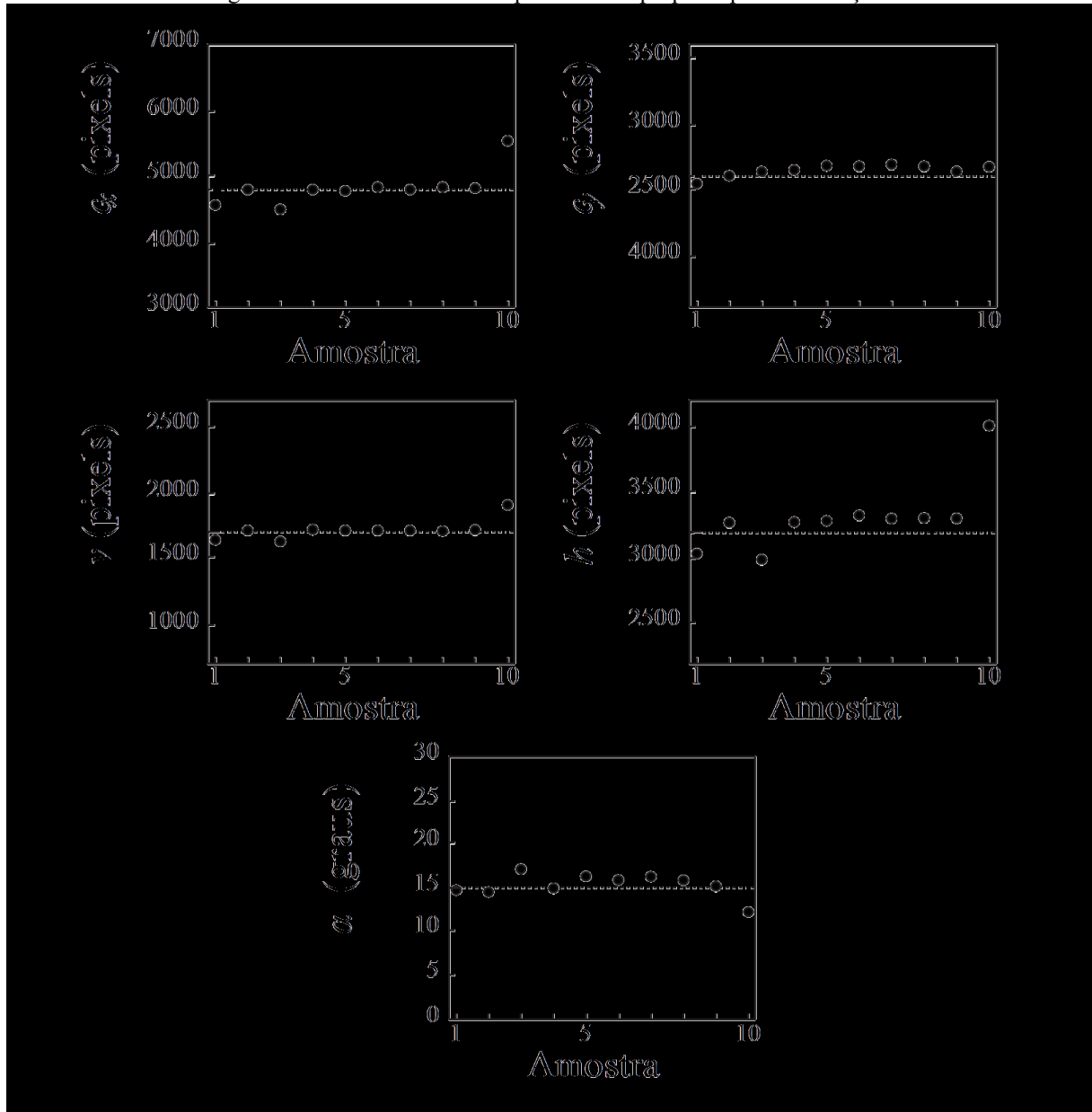
A Figura 4.8 ilustra, graficamente, os resultados obtidos; a linha horizontal indica a referência (isto é, valores reais) que permite avaliar o desvio dos dados. O eixo horizontal indica as dez repetições realizadas para avaliar a precisão e a exatidão das cinco medidas avaliadas da elipse (centro, raio e inclinação).

Outra forma usada para avaliar a precisão e a exatidão é realizada utilizando as análises estatísticas mostradas na Tabela 4.3. Os valores reais utilizados para gerar a imagem da elipse foram considerados no cálculo do erro mostrado nessa tabela.

Tabela 4.3– Parâmetros estatísticos usados nos dez testes executados de validação do método proposto.

Par.	Média	Desvio padrão	Erro médio
$C_x$	4805,8	274,1	0,1%
$C_y$	2641,4	38,9	1,6%
$R_x$	3296,3	269,7	3,0%
$R_y$	1705,1	72,9	0,3%
$A$	15,09	1,3	0,6%

Figura 4.8 - Resultados obtidos pelo método proposto para a validação.

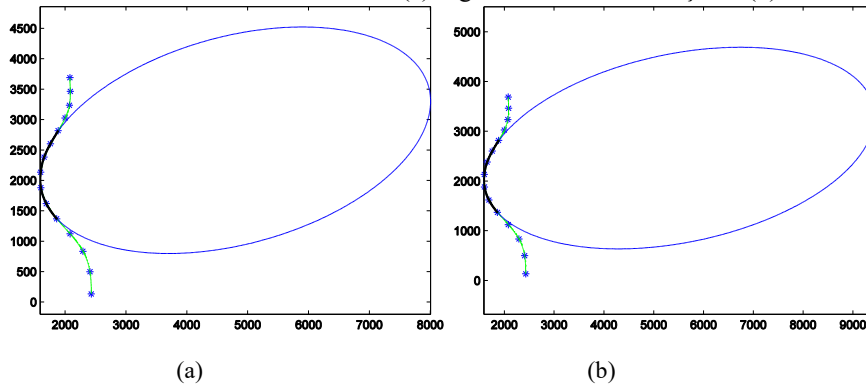


Pode-se observar nas Tabelas 4.2 e 4.3, por exemplo, que na saída do teste 2, mostrada na Figura 4.9(a), seus valores estão mais próximos dos valores esperados (reais) do que o décimo mostrado na Figura 4.9(b). O erro obtido neste último teste, entre as dez tentativas, foi maior. Desse modo, é possível verificar as diferenças gráficas entre esses dois testes ao se observar que a coluna virtual possui, exatamente, os mesmos pontos e que as variabilidades percebidas entre as dez medidas, especialmente as ilustradas na Figura 4.9, são devidas às variações extrínsecas do método.

É importante ressaltar que as marcações dos pontos que foram usados para obter os centroides também introduziram desvios. Isso ocorreu porque a marcação dessas vértebras não

é uma atividade fácil e contribui para a variabilidade do método proposto. Os valores usados para gerar as elipses da Figura 4.9 estão contidos na Tabela 4.2.

Figura 4.9 - Resultados obtidos nos testes (a) segundo teste de validação e (b) décimo testes da validação.

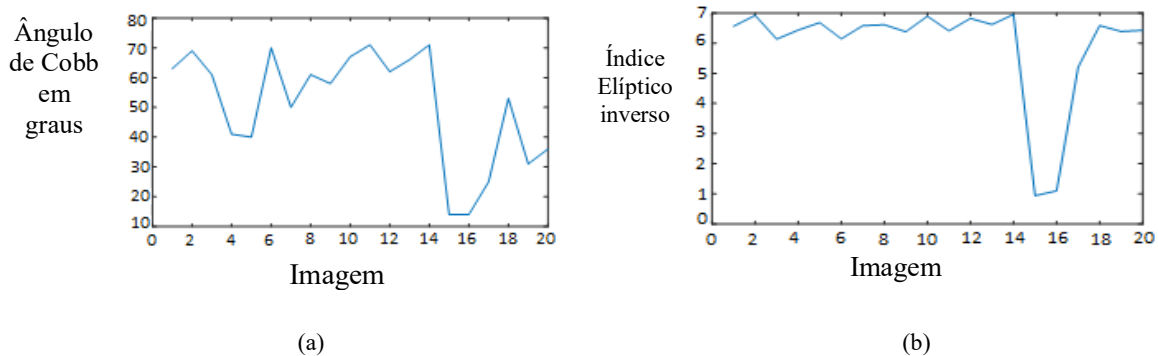


#### 4.4 Avaliação do índice elíptico

Foram selecionadas imagens de alguns indivíduos com ângulos de Cobb determinados por três profissionais. Esses indivíduos possuíam diferentes valores de curvatura, desde casos moderados (com  $31^\circ$ ) até casos mais severos (com até  $71^\circ$ ). As imagens de raio X desses indivíduos foram submetidas ao método proposto, e o índice elíptico  $\phi$  foi encontrado por meio da Equação 3.16, verificando se esse índice proposto apresenta aderência com os valores de Cobb e uma relação inversa.

O resultado é mostrado na Figura 4.10. Pode-se observar nesses gráficos que ambas as curvas têm uma correlação nas curvaturas mais intensas. Tal fato significa que o índice elíptico  $\phi$  tende a acompanhar as medidas de Cobb. Contudo, os gráficos revelam que a progressão desses índices para curvaturas menores é levemente diferente. Enquanto que o índice de Cobb teve variações regulares entre uma amostra e outra (de aproximadamente  $10^\circ$ ), o índice elíptico  $\phi$  não apresenta a mesma variação, havendo, inclusive, pouca variação entre as amostras de menor curvatura. Por outro lado, há uma diferença perceptível na medida de Cobb das mesmas amostras.

Figura 4.10 - (a) Medidas do ângulo de Cobb. Cada um destes pontos representa a média do ângulo de Cobb dos vinte indivíduos, respectivamente tomadas por três médicos. (b) Valores do índice elíptico invertido para esses mesmos indivíduos usando o método proposto.



#### 4.5 Discussões sobre os aspectos gerais do método

A análise visual dos resultados do reconhecimento de padrões elípticos nas imagens de raio X (a partir do formato da coluna virtual) mostrou que a coluna dos indivíduos acompanha, de fato, o formato elíptico da escoliose ou vice-versa. Isso vai ao encontro do trabalho embrionário de Harrison [24], confirmando que a curvatura escoliótica pode ser aproximada pelo formato elíptico. Sob o ponto de vista geométrico, a elipse é uma cônica genérica, e, por isso, sua capacidade de aderência às curvas da coluna é alta, o que pode justificar parcialmente este resultado.

Uma das contribuições técnicas dadas por este trabalho é o desenvolvimento de um método de encaixe de elipse com alto grau de automação. Tradicionalmente, esse encaixe é executado manualmente [34]. Ainda, a precisão do “encaixe”, comentada mais à frente, é bastante satisfatória em todos os casos estudados se for levado em consideração o erro, que, no pior caso, foi de 28 pixels em uma elipse cuja dimensão é  $v=10.534$  pixels e  $h=2.965$  pixels. Se for considerada a resolução das imagens usada nesta pesquisa (de aproximadamente  $4.100 \times 10.700$  pixels), este valor de erro é pequeno, equivalente a menos de 1% das dimensões da elipse, enquanto que o erro médio das vinte imagens foi de 0,5%.

O método proposto foi capaz de encontrar um padrão elíptico para todas as imagens, independentemente do grau de curvatura. A vantagem de desenvolver um método automático vai muito além do tempo de processamento, pois a pouca (ou nenhuma) intervenção diminui os fatores subjetivos inerentes ao avaliador. Tal procedimento confere um aspecto mais determinístico à forma de quantizar a curvatura e evita variações maiores nas medidas de um mesmo paciente em tratamento.

Um dos fatores importantes para estes resultados é a atuação do AG, que buscou testar diferentes combinações de elipses para tentar decrementar os efeitos das más marcações dos pontos devidos à inexperiência do avaliador ou à má visualização das vértebras. Como o algoritmo genético é um método de otimização por força bruta, não existe nenhuma garantia de que a repetitividade das medidas seja alta. Mesmo assim, é possível que um conjunto de pontos diferentes (menos sujeitos às más marcações) possa gerar a mesma (ou próxima) elipse. O que auxilia o processo de otimização.

O valor do erro médio da população (mostrado na Figura 4.6) inicialmente cai de forma considerável. Após poucas gerações, o erro diminui pouco ou se estabiliza. Vários fatores podem explicar isso, mas provavelmente um dos mais importantes é a baixa taxa de seleção, que fez com que o AG, a cada geração, criasse muitos indivíduos aleatoriamente. Se, por um lado, essa estratégia dificulta a diminuição do erro médio, por outro, ela insere novos pontos, novas possibilidades de elipses, inclusive a possibilidade de mínimos locais.

Os resultados também mostraram que, quando usadas poucas gerações, ocorrem os chamados “degenerados” (mostrados nas Figuras 4.4 e 4.5). Nesses casos, as elipses geradas passam pelos pontos selecionados, isto é, atendem bem ao critério matemático de aptidão da função objetiva, porém não representam bem o formato “global” da coluna. No entanto, em todos os testes realizados, usando-se pelo menos 10 gerações, não ocorreram degenerações visíveis. Na literatura científica, não foi encontrada nenhuma aplicação do AG para essa finalidade.

Por melhor que sejam os resultados obtidos, a simples aplicação do método a um conjunto de indivíduos não é suficiente para a sua avaliação. Validar as hipóteses e estabelecer a qualidade das medidas tendo como referência padrões bem conhecidos é um processo muito importante para a metodologia científica. Considerando-se isso, foi proposto um método de validação relativamente simples.

Os resultados apresentados pela Tabela 4.2 e ilustrados na Figura 4.8 mostram que o método proposto é capaz de reproduzir os resultados com uma precisão e exatidão estatisticamente descritas na Tabela 4.3. Pode-se observar que, das dez repetições, a pior dela (a décima repetição) foi a que apresentou os maiores desvios. Mesmo assim, acredita-se que se trata de erros toleráveis que podem incentivar o uso do método e futuros melhoramentos. Parte dessas variações pode ser atribuída aos diferentes pontos selecionados randomicamente da coluna virtual.

Essa coluna foi remontada a partir de uma imagem virtual que também apresenta dificuldades de marcações. Outra fonte de erro é o fato de o processo de otimização ser



randômico e a possibilidade de ocorrência de mínimos locais, que, nesses testes, parecem ter convergido para uma determinada solução. Como não foi encontrado na literatura nenhum trabalho com características similares que usam algum método de otimização, não foi possível comparar os resultados de precisão com outros métodos.

O índice elíptico proposto neste trabalho foi comparado com as medidas de Cobb da Figura 4.10. Os resultados mostram que o índice elíptico acompanha a curva de Cobb. Pode-se observar na Figura 4.10 a correlação das últimas medidas de dois métodos. Isso significa que a medida de Cobb não apresenta a mesma sensibilidade que o índice elíptico para determinados indivíduos, porém a intenção deste estudo não é substituir o método de Cobb, mas sim ser um método auxiliar mais sensível às deformações da coluna.

De modo geral, os resultados obtidos neste trabalho estão em consonância com os vistos em outros trabalhos [8, 15, 35], e, por isso, a contribuição desta pesquisa é importante para a área, que carece de novas metodologias que empregam recursos computacionais e de reconhecimentos de padrões a partir de imagens para modernizar os resultados que embasam diagnósticos e, por esse motivo, devem ter precisão e exatidão melhoradas.

As vantagens do método proposto são: (i) uma grande parte automática, (ii) a utilização de todas (ou a maior parte) das vértebras que estão na região da curvatura, (iii) consideração dos aspectos geométricos da deformidade, tais como, extensão da curvatura, altura e largura da curvatura (isto é, da elipse); e (iv) facilidade de comparar diferentes imagens de uma mesma pessoa em diferentes períodos de tempo a partir da simples confrontação entre as elipses encontradas nessas imagens para analisar a potencial progressão da curvatura.

Os resultados desta pesquisa também foram sintetizados em um outro trabalho, que está disponível em [35].

## 4.6 Síntese

Este capítulo apresentou os principais resultados obtidos nesta pesquisa. O método proposto está implementado, e a maior parte dos esforços dizem respeito ao método de reconhecimento de padrões elípticos nas imagens de raios X cujos resultados foram sintetizados nos gráficos da Figura 4.1. O método foi capaz de reconhecer padrões elípticos em todos os indivíduos analisados e com baixo erro. Além disso, a utilização do AG foi fundamental para aplicação, conforme revelou o exemplo da Figura 4.3. Apesar de aparecerem algumas degenerações, mostradas nas Figuras 4.4 e 4.5, elas ocorreram porque o AG foi executado com poucas iterações, recaindo em um mínimo local.

Se considerar os valores de erro médio percentual obtidos utilizando o método proposto comparado com os erros das medidas de Cobb, pode-se concluir que este método apresentou precisão e exatidão toleráveis. A validação com três colunas virtuais com diferentes graus de curvatura confere alguma segurança ao emprego do método. Por fim, este capítulo também apresentou uma breve avaliação do desempenho do índice elíptico quando comparado com os valores de Cobb conhecidos para algumas imagens. Esses resultados foram sintetizados na Figura 4.10. De modo geral, ressalta-se que o método proposto pode ser utilizado para auxiliar o médico na avaliação de curvaturas e progressão.

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Neste capítulo, são apresentadas as conclusões e as contribuições deste trabalho.

### 5.1 Conclusões e contribuições do trabalho

A partir da quantidade de indivíduos analisados e da validação do método proposto, os resultados obtidos mostraram que a coluna pode ser modelada por uma elipse e abranger a maior parte das vértebras que fazem parte da curvatura. Desse modo, não foi encontrada nenhuma forma geométrica com melhor encaixe do que a elipse.

O uso de parâmetros de polinômios de interpolação não se mostrou viável por não apresentar resultados que tenham correlação com as medidas geométricas reais da coluna. Isso é relevante, pois, assim como Cobb fez em seu método, as medidas precisam de uma interpretação fácil para a realidade clínica. Desse modo, as elipses satisfazem esses propósitos, e o desenvolvimento de um método automático de extração de padrões elípticos a partir de imagens de raio X resulta em um avanço na área e pode incentivar o desenvolvimento de novos índices para quantizar de forma mais real a curvatura da escoliose em duas ou três dimensões.

Embora a comparação dos resultados de precisão do método proposto relacionados com a precisão de outros métodos, por exemplo o método de Cobb, não possa ser feita diretamente por se tratar de métodos tão distintos, os valores apontam que os erros relativos percentuais são iguais ou menores, principalmente na análise intra e interobservador vistos para Cobb. Porém, o método proposto avalia não só a inclinação de duas vértebras, como o método de Cobb, mas toda a deformidade da coluna.

Como a maior parte do método é automático, ele diminui os critérios dos observadores. Assim, o método proposto tem todas as etapas determinadas por critérios absolutos. Ademais, a otimização usando o AG melhora o reconhecimento dos padrões elípticos na coluna, aproximando a curvatura por meio de uma forma geométrica conhecida.

### 5.2 Sugestão para futuros trabalhos

Foram feitas a validação do método proposto e a aplicação deste método para vinte imagens de raio X, com medida dos erros pequenos. Porém, para que o método se torne mais automático, sugere-se, para futuros trabalhos, a segmentação automática das vértebras da coluna presentes nas imagens de raio X ou o desenvolvimento de uma técnica de processamento

de imagem para estimar o centroide da vértebra ou ponto característico, de tal forma que a coluna virtual possa ser reconstruída sem a intervenção do usuário na seleção de pontos. Dessa maneira, o método torna-se totalmente automático e desconsidera as más marcações que causam um aumento do erro.

## REFERÊNCIAS

- [1] D. Forsberg, C. Lundstrom, M. Andersson, L. Vavruch, H. Tropp e H. Knutsson, “Fully automatic measurements of axial vertebral rotation for assessment of spinal deformity in idiopathic scoliosis,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, pp. 1775-1787, 2013. DOI: 10.1088 / 0031-9155 / 58/6/1775
- [2] M. C. Tanure, A. P. Pinheiro e A. S. Oliveira, “Reliability assessment of Cobb angle measurements using manual and digital methods,” *The Spine Journal*, 2010. DOI: 10.1016/j.spinee.2010.02.020
- [3] K. G. Shea, P. M. Stevens, M. Nelson, K. Masters e S. Yandow, “A Comparison of Manual Versus Computer-Assisted Radiographic Measurement Variability for Cobb Angles,” *Spine*, vol. 23, nº 5, pp. 551-555, 1998. DOI: 10.1097/00007632-199803010-00007
- [4] C. A. Wise e S. Sharma, “Current understanding of genetic factors in idiopathic Scoliosis,” *The Genetics and Development of Scoliosis*, pp. 167-190, 2010. DOI: 10.1007/978-3-319-90149-7\_6
- [5] J. Zhang, E. Lou, D. L. Hill, J. V. Raso, Y. Wang, L. H. Le e X. Shi, “Computer-aided assessment of scoliosis on posteroanterior radiographs,” *Medical & Biological Engineenring & Computing*, vol. 48, p. 185–195, 2010. DOI: 10.1007 / s11517-009-0556-7
- [6] H. Anitha, G. k. Prabhu e A. K. Karunakar, “Reliable and reproducible classification system for scoliotic radiograph using imagem processing techniques,” *J Med Syst*, vol. 38, nº 11, pp. 38-124, 2014. DOI: 10.1007/s10916-014-0124-z
- [7] M. Domagalska-Szopa e A. Szopa, “Postural pattern recognition in children with unilateral cerebral palsy,” *Therapeutics and Clinical Risk Management*, vol. 10, nº 1, pp. 113-119, 2014. DOI: 10.2147 / TCRM.S58186
- [8] T. Vrtovec, F. Pernuš e B. Likar, “A review of methods for quantitative evaluation,” *Eur Spine J.*, vol. 18, pp. 593-607, 2009. DOI: 10.1007 / s00586-009-0913-0
- [9] C. J. Goldberg, D. P. Moore, E. E. Forgyaty e F. E. Dowling, “Scoliosis: a review,” *Pediatric Surg Int*, vol. 24, pp. 129-144, 2008. DOI: 10.1007 / s00383-007-2016-5
- [10] M. Aebi, “The adult scoliosis,” *Eur Spine J*, vol. 14, nº 10, pp. 925-948, 18 nov 2005. DOI: 10.1007/s00586-005-1053-9. DOI: 10.1007 / s00586-005-1053-9

- [11] J. Cobb, "Outline for the study of scoliosis. Instructional course lectures," *American Academy of Orthopaedic Surgeons*, pp. 261-275.
- [12] A. Ferguson, "The study of treatment of scoliosis," *South Med J*, vol. 23, pp. 116-120.
- [13] A. Greenspan, J. Pugh, A. Norman e R. Norman, "Scoliotic index: a comparative evaluation of methods for the measurement of scoliosis," *B Hosp Jt Dis Ort*, vol. 39, pp. 117-125.
- [14] K. M. Diab, J. A. Sevastik, R. Hedlund e I. A. Suliman, "Accuracy and applicability of measurement of the scoliotic angle at the frontal plane by Cobb's method, by Ferguson's method and by a new method," *Eur. Spine J.*, vol. 4, pp. 291-294, 1995. DOI: 10.1007/bf00301037
- [15] A. M. Briggs, T. V. Wrigley, E. A. Tully, P. E. Adams, A. M. Greig e K. L. Bennell, "Radiographic measures of thoracic kyphosis in osteoporosis Cobb vertebral centroid angles," *Skeletal Radiol*, vol. 36, pp. 761-767, 2007. DOI: 10.1007 / s00256-007-0284-8
- [16] Y. Chen, "An alternative method for measuring scoliosis curvature," *Orthopedics*, vol. 24, pp. 1786-1790, 2007. DOI: 10.3928/01477447-20071001-01
- [17] S. Langensiepen, O. Semler, R. Sobotkke, O. Fricke, J. Franklin, E. Schonaü e P. Eysel, "Measuring procedures to determine the Cobb angle in idiopathic scoliosis: a systematic review," *Euro Spine Journal*, vol. 22, pp. 2360-2371, 2013. DOI: 10.1007 / s00586-013-2693-9
- [18] M. Gstoettner, K. Sekyra, N. Walochnik, P. Winter, R. Wachter e C. M. Bach, "Inter- and intraobserver reliability assessment of the Cobb angle: manual versus digital measurement tools," *Euro Spine Journal*, vol. 16, p. 1587–1592, 2007. DOI: 10.1007/s00586-007-0401-3
- [19] K. E. Dutton, T. J. Jones, B. S. Slinger, E. R. Scull e J. O'Connor, "Reliability of the Cobb angle index derived by traditional and computer assisted methods," *Scientists in Medicine and the Australasian Association of Physical Sciences in Medicine*, vol. 12, n° 1, pp. 16-23, 1989.
- [20] J. Zhang, E. Lou, D. L. Hill, J. V. Raso, Y. Wang, L. H. Le e X. Shi, "Automatic Cobb Measurement of Scoliosis Based on Fuzzy Hough Transform with Vertebral Shape Prior," *Journal of Digital Imaging*, vol. 22, n° 5, pp. 463-472, 2009. DOI: 10.1007 / s10278-008-9127-y

- [21] M. Pearcy e S. Burrough, “Assessment of bony union after interbody fusion of the lumbar spine using a biplanar radiographic technique,” *The journal of bone and jointsurgery*, pp. 228-232, 1982. DOI: 10.1302/0301-620X.64B2.7040410
- [22] R. Dumas, B. Blanchard, R. Carlier, C. G. de Loubresse, J.-C. Le Huec, C. Marty, M. Moinard e J.-M. Vital, “A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study,” *Med Bio Eng Comput*, vol. 46, p. 85–92, 2008. DOI: 10.1007/s11517-007-0253-3
- [23] F. Yuqin, L. Junqiang e Z. Yaping, “Calibration of Forced Lane Changing Model Based on Close-range Photogrammetry,” *Intelligent Systems and Applications*, 23-24 5 2009. DOI: 10.1109 / IWISA.2009.5072773
- [24] D. E. Harrison, T. J. Janik, D. D. Harrison, R. Cailliet e S. F. Harmon, “Can the Thoracic Kyphosis Be Modeled With a Simple Geometric Shape?,” *Journal of Spinal Disorders & Tecniques*, vol. 15, n° 3, pp. 213-220, 2002. DOI: 10.1097 / 00024720-200206000-00008
- [25] S. Allen, E. Parent, M. Khorasani, D. L. Hill, E. Lou e J. V. Raso, “Validity and reability of active shape models for the estimation of Cobb angle in patients with adolescent idiopathic scoliosis,” *Journal of Digital Imaging*, vol. 0, n° 0, pp. 1-11, 2007. DOI: 10.1007 / s10278-007-9026-7
- [26] T. Klinder, J. Ostermann, M. Ehm, A. Franz, A. Kneser, R. Kneser e C. Lorenz, “Automated model-based vertebra detection, identification, and segmentation in CT images,” *Medical Image Analysis*, vol. 13, pp. 471-482, 2009. DOI: 10.1016 / j.media.2009.02.004
- [27] T. A. Sardjono, M. H. F. Wilkison, A. G. Veldhuizen, P. M. A. v. Ooijen, K. E. Purnama e G. J. Verkerke, “Automatic Cobb Angle Determination From Radiographic Images,” *Spine*, vol. 38, n° 20, pp. 1256-1262, 2013. DOI: 10.1097 / BRS.0b013e3182a0c7c3
- [28] H. Anitha, A. K. Karunakar e K. V. N. Dinesh, “Automatic Extraction of Vertebral Endplates from Scoliotic Radiographs Using Costumized Filter,” *Biomed Eng Lett*, n° 4, pp. 158-165, 204. DOI: 10.1007/s13534-014-0129-z

- [29] Y. L. Chen, "Vertebral Centroid Measurement of Lumbar Lordosis Compared with the Cobb technique," *Spine*, vol. 24, n° 17, pp. 1786-1790, 1999. DOI: 10.1097 / 00007632-199909010-00007
- [30] J. Nam e A. H. Twfik, "Dissolve transition detection using B-splines interpolation," *IEEE International Conference on Multimedia and Expo*, vol. 3, pp. 1349-1352, 2000. DOI: 10.1109 / ICME.2000.871016
- [31] H. Anitha, A. K. Karunakar e K. V. N. Dinesh, "Automatic Extraction of Vertebral Endplates from Scoliotic Radiographs Using Customized Filter," *Biomed Eng Lett*, vol. 4, pp. 158-165, 2014. DOI: 10.1007/s13534-014-0129-z
- [32] Y. Li e C. Zhao, "Fast Ellipse Detection by Elliptical Arcs Extracting and Grouping," *Proceedings of SPIE*, vol. 9443, March 2015. DOI: 10.1117 / 12.2178693
- [33] E. P. Bento e N. Kagan, "ALGORITMOS GENÉTICOS E VARIANTES NA SOLUÇÃO DE PROBLEMAS DE CONFIGURAÇÃO DE REDES DE DISTRIBUIÇÃO," *Revista Controle & Automação*, vol. 19, n° 3, 2008. DOI: 10.1590/S0103-17592008000300006
- [34] N. Chockalingam, P. H. Dangerfield, G. Giakas, T. Cochrane e J. C. Dorgan, "Computer-assisted Cobb measurement of scoliosis," *Eur Spine J*, vol. 11, pp. 353-357, 2002. DOI: 10.1007 / s00586-002-0386-x
- [35] A. P. Pinheiro, J. C. Coelho, A. C. P. Veiga e T. Vrtovec, "A computerized method for evaluating scoliotic deformities using elliptical pattern recognition in X-ray spine images," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 161, pp. 85-92, Julho 2018. DOI: 10.1016/j.cmpb.2018.04.015
- [36] G. C. Lam, D. L. Hill, L. H. Le, J. V. Raso e E. H. Lou, "Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of commom radiographic and CT methods," *Scoliosis*, pp. 3-16, 2008. DOI: 10.1186 / 1748-7161-3-16
- [37] W.-M. Chi, C.-W. Cheng, W.-C. Yeh, S.-C. Chuang, T.-S. Chang e J.-H. Chen, "Vertebral axial rotation measurement method," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 8, pp. 8-17, 2006. DOI: 10.1016/j.cmpb.2005.10.004
- [38] J. F. Cardenas-Garcia, H. G. Yao e S. Zheng, "3D reconstruction of objects using stereo imaging," *Optics and lasers in Engineering*, vol. 22, pp. 193-213, 1995. DOI: 10.1016/0143-8166(94)00046-D



- [39] D. Samak, A. Fischer e D. Rittel, “3D reconstruction and visualization of microstructure surfaces from 2D images,” *Annals of the CIRP*, vol. 56, pp. 149-152, 2007. DOI: 10.1016/j.cirp.2007.05.036
- [40] M. Shaw, C. J. Adam, M. T. Izatt, P. Licina e G. N. Askin, “Use of the iPhone for Cobb angle measurment in scoliosis,” *Eur Spine J.*, vol. 21, pp. 1062-1068, 2012. DOI: 10.1007 / s00586-011-2059-0
- [41] S. Hanaoka, Y. Nomura, M. Nemoto, Y. Masutani, N. Yoshioka e K. Ohtomo, “Automated Segmentation Method for Spinal Column Based on a Dual Elliptic Column Model and Its Application for Virtual Spinal Straightening,” *Comput Assist Tomogr*, vol. 34, pp. 156-162, 2010. DOI: 10.1097 / RCT.0b013e3181b12242
- [42] C. Fortin, D. E. Feldman, F. Cheriet e H. Labelle, “Validity of a Quantitative Clinical Measurement Tool of Trunk Posture in Idiopathic Scoliosis,” *Spine*, vol. 35, n° 19, pp. 988-994, 2010. DOI: 10.1097 / BRS.0b013e3181cd2cd2
- [43] D. M. Coelho, G. H. Bonagamba e A. S. Oliveira, “Scoliometer measurements of patients with idiopathic scoliosis,” *Brazilian Journal Physical Therapy*, vol. 2, n° 17, pp. 179-184, 2013. DOI: 10.1590 / S1413-35552012005000081
- [44] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky e J. Harder, “Genetic Algorithm-Neural Network Estimation of Cobb Angle form Torso Asymmetry in Scoliosis,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 124, pp. 496-503, 2002. DOI: 10.1115 / 1.1503375
- [45] J. L. Jaremko, P. Poncet, J. Ronsky, J. Harder, J. Dansereau, H. Labelle e R. F. Zemicke, “Estimation of Spinal Deformity in Scoliosis From Torso Surface Cross Sections,” *SPINE*, vol. 26, n° 14, pp. 1583-1591, 2001. DOI: 10.1097 / 00007632-200107150-00017
- [46] P. Phan, N. Mezghani, C.-É. Aubin, J. A. de Guise e H. Labelle, “Computer algorithms and applications used to assist the evaluation and treatment of adolescent idiopathic scoliosis: a review of published articles 2000–2009,” *Eur Spine J.*, vol. 20, pp. 1058-1068, 2011. DOI: 10.1007 / s00586-011-1699-4
- [47] A. Mitulescu, I. Semaan, J. A. De Guise, P. Leborgne, C. Adamsbaum e W. Skalli, “Validation of the non-stereo correspondig points stereoradiographic 3D reconstruction technique,” *Med. Biol Eng. Comput.* , n° 39, pp. 152-158, 2001. DOI: 10.1007 / BF02344797

- [48] D. Samak, A. Fischer e D. Rittel, “3D Reconstruction and Visualization of Microstructure Surfaces from 2D Images,” *Annals of the CIRP*, vol. 56, pp. 149-152, 2007. DOI: 10.1016 / j.cirp.2007.05.036
- [49] N. B. Toan, T. Q. D. Khoa e V. Van Toi, “Computer-aid cobb measurement of scoliosis using deformable model with fuzzy spatial relations,” *IFMBE Proceedings*, vol. 40, pp. 350-353, 2013. DOI: 10.1007/978-3-642-32183-2\_86
- [50] M. A. Adams, P. Dolan, C. Marx e W. C. Hutton, “An electronic inclinometer technique for measuring lumbar curvature,” *Clinical Biomechanics*, vol. 1, n° 3, pp. 130-134, 1986. DOI: 10.1016 / 0268-0033 (86) 90002-1
- [51] A. C. Jalba, H. F. Wilkinson e J. B. T. M. Roerdink, “CPM: A Deformable Model for Shape Recovery and Segmentation Based on Charged Particles,” *IEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 26, n° 10, pp. 1320-11335, October 2004. DOI: 10.1109 / TPAMI.2004.84
- [52] A. H e G. K. Prabhu, “Automatic Quantification of Spinal Curvature in Scoliotic Radiograph using Image Processing,” *J Med Syst*, n° 36, pp. 1943-1951, 2012. DOI: 10.1007 / s10916-011-9654-9
- [53] D. C. Moura e J. G. Barbosa, “Real-scale 3D models of the scoliotic spine from biplanar radiography without calibration objects,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, n° 38, pp. 580-585, 2014. DOI: 10.1016/j.crad.2013.03.008
- [54] S. Waldt, A. Gersing e M. Brügel, “Measurements and Classifications in Spine Imaging,” *Semin Musculoskelet Radiol*, n° 18, pp. 219-227, 2014. DOI: 10.1016 / j.compmedimag.2014.05.007
- [55] J. Cheung, D. J. Wever, A. G. Veldhuizen, J. P. Klein, B. Verdonck, R. Nijlunsing, J. C. Cool e J. R. Van Horn, “The realibility of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine,” *Eur Spine J*, vol. 11, pp. 535-542, 2002 . DOI: 10.1055 / s-0034-1375565
- [56] Z.-Y. Liu e H. Qio, “Multiple ellipses detection in noisy environments: A hierarchical approach,” *Pattern Recognition*, vol. 42, pp. 2421-2433, 2009. DOI: 10.1007 / s00586-001-0381-7
- [57] Z. Wang, Z. Wu, X. Zhen e J. Xi, “Iteration-based direct ellipse-specific algebaic fittinh method of incomplete spots for onsite three-dimensional measurement,” *Optical Engineering*, vol. 1, n° 54, 2015. DOI: 10.1007 / s00586-010-1340-y

- [58] Z. L. Szpak, W. Chojnacki e A. V. D. Hengel, “Guaranteed Ellipse Fitting with a Confidence Region and an Uncertainty Measure for Centre, Axes, and Orientation,” *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. 52, nº 2, pp. 173-199, 2015. DOI: 10.1007 / s00586-009-0914-z
- [59] K. Hahn, S. Jung, Y. Han e K. Hahn, “A new algorithm for ellipse detection by curve segments,” *Pattern Recognition Letters*, vol. 29, pp. 1836-1841, 2008. DOI: 10.1016/j.patcog.2009.01.028
- [60] T. Vrtovec, B. Likar e F. Pernus, “Manual and computerized measurement of coronal vertebral inclination on MRI images: A pilot study,” *Clinical Radiology*, nº 68, pp. 807-814, 2013. DOI: 10.1117/1.OE.54.1.013109
- [61] T. Vrtovec, F. Pernus e B. Likar, “Determination of axial vertebral rotation in MR images: Comparison of four manual and a computerized method,” *European Spine Journal*, vol. 19, nº 5, pp. 774-781, 2010. DOI: 10.1007/s10851-014-0536-x
- [62] T. Vrtovec, F. Pernus e B. Likar, “A review of methods for quantitative evaluation of axial vertebral rotation,” *European Spine Journal*, vol. 18, nº 8, pp. 1079-1090, 2009. DOI: 10.1016/j.patrec.2008.05.025

**ANEXO A – Resultado do processamento e reconhecimento dos padrões (20  
imagens)**

