

4 Experimentos Computacionais

O programa desenvolvido neste trabalho foi todo implementado na linguagem de programação C/C++. Dentre as bibliotecas utilizadas, destacamos: o *OpenCV* [23], para processamento e armazenamento de dados de imagem; o *GTK* [24], para interface gráfica; e o *Ogre3D* [25], para a representação do ambiente virtual.

A realização dos experimentos computacionais, que serão demonstrados a seguir, contou também com a colaboração da clínica de radiologia, *RAD-MED*, situada na cidade de Campos dos Goytacazes - RJ. A clínica nos forneceu o espaço para que se fosse montada a estrutura física (mencionada nas seções anteriores) e o acesso ao equipamento de raios-x digital. Lá foram feitas todas as radiografias utilizadas nos experimentos a seguir.

Porém, algumas informações relevantes devem ser enfatizadas em relação a aquisição das radiografias. Além de todas as medidas que precisam ser feitas para a calibração do sistema (mostradas no capítulo 3), existem dois pontos técnicos na máquina de raios-x que devem ser considerados. Estamos falando da kilovoltagem (kVp) e da corrente do tubo (mA), ajustes que definem o grau de penetração da radiação, influenciando diretamente na nitidez da radiografia.

A combinação kVp / mA controla o contraste radiográfico através da densidade radiográfica, fornecendo qualidade (penetração) ao feixe de radiação emitido pela máquina. Quanto menor o kVp (baixa penetração), maior o contraste; e, conseqüentemente, quanto maior o kVp (alta penetração), menor o contraste.

O valor de mA está relacionado com a seleção do tamanho do ponto focal. No entanto, o mA não pode ser ajustado independentemente, deve ser ajustado em conjunto com o tempo de exposição e o kVp.

Quando o objetivo for observar detalhes na imagem, é conveniente optar por um valor de mA baixo de forma a permitir o uso de um ponto focal pequeno. Por outro lado, se o desejo for reduzir o kVp para aumentar o contraste, deve optar por um valor de mA mais elevado. Segundo [5], o contraste e a visibilidade de pequenos objetos são efetivamente reduzidos pelo aumento da penetração e pela perda de definição.

Obviamente, esses detalhes são mais para se ter em mente e saber da sua existência, já que tais ajustes já fazem parte do protocolo de cada clínica para este tipo de exame. Conhecer esse fator pode ser importante caso haja necessidade de se alterar a característica da radiografia por algum motivo específico. Neste trabalho, optamos por utilizar o padrão já usado no dia-a-dia da clínica. O que nós buscamos fazer foi diminuir o ponto focal, utilizando o menor FOV (*Field of View*) possível, enquadrando apenas a coluna vertebral.

Diante disto, para melhor entendimento, separamos esse capítulo em 3 partes: validação da técnica aplicada, recuperação do ponto 3D e avaliação clínica dos resultados obtidos. Como já mencionado anteriormente, no apêndice A são mostrados os experimentos relacionados à determinação automática dos pontos chaves.

4.1. Validação da técnica

Nesta seção explicamos como vamos testar a precisão das técnicas propostas nesta pesquisa.

Para o experimento inicial, foi construída uma estrutura simulando uma coluna real. A estrutura consiste de uma haste roscada de aço galvanizado, flexível, onde foram fixados 4 blocos de madeira de 6x6x3,5 cm, com aproximadamente 10 cm de distância entre eles. Nos vértices de cada bloco foram colocadas esferas de metal de 5 mm de diâmetro para facilitar na identificação de cada bloco na radiografia. A escolha do tipo de material usado deve-se a forma em que a madeira e o metal se comportam diante à exposição da radiação emitida pelo aparelho de raios-x. A idéia principal é que as esferas, por serem de metal, estejam destacadas dos blocos sendo facilmente identificadas nas imagens (figura 4.1).

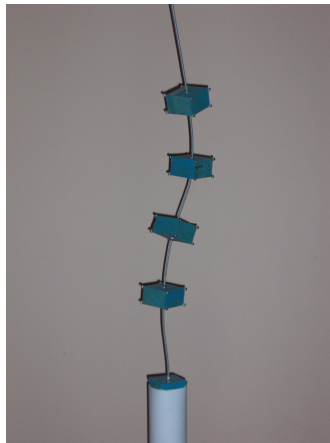


Figura 4.1: Estrutura dos blocos.

O objetivo desse experimento é trabalhar com uma estrutura conhecida, o que nos permite ter um controle maior sobre o processo. Tal controle se refere ao fato de podermos “modelar” a estrutura simulando uma coluna real. A partir daí, podemos realizar medidas na estrutura do tipo: tamanho do bloco, distância entre esferas do mesmo bloco e distância entre esferas de blocos diferentes. Isso nos permite comparar tais medidas com o modelo 3D reconstruído e, então, medir a precisão dos métodos propostos.

Sendo assim, a avaliação e validação das técnicas aplicadas durante a etapa de reconstrução, torna-se bem mais simples de ser realizada. A figura 4.2 mostra um exemplo das radiografias do modelo construído.

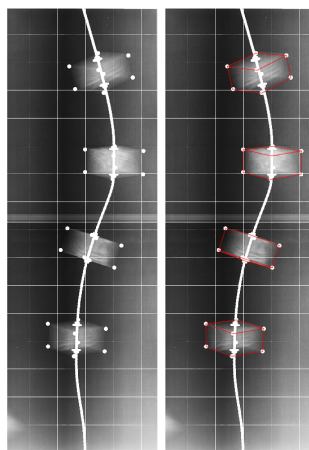


Figura 4.2: Radiografia da estrutura dos blocos.

Cada bloco corresponde a uma vértebra e a haste representa a “linha imaginária” que desenha a forma da coluna vertebral. Com a forma geométrica conhecida de cada bloco, bem como as medidas de toda a configuração montada no momento da aquisição das radiografias, a relação de pixel / cm, e as marcações dos pixels feitas nas imagens, temos dados suficientes para avaliar o sistema.

4.2. Recuperação do ponto 3D

A dificuldade de conseguirmos uma quantidade maior de material para este tipo de teste, tanto pelo motivo de não termos encontrado algum banco de dados de radiografias com tais informações, quanto por não ser possível estar freqüentemente interrompendo o fluxo de trabalho da clínica, impediu que mais situações fossem testadas neste trabalho. O que também não significa dizer que teríamos uma conclusão muito diferente ao final do testes, já que as características principais do procedimento não sofrem modificações significativas de um exemplo para outro.

Devido a esse fato, iremos demonstrar os resultados obtidos de um exame de raios-x dos blocos (avaliação quantitativa e qualitativa), e um exame normal de um paciente (avaliação qualitativa). Todos os exames usados neste experimento foram feitos na clínica especificamente para esta pesquisa.

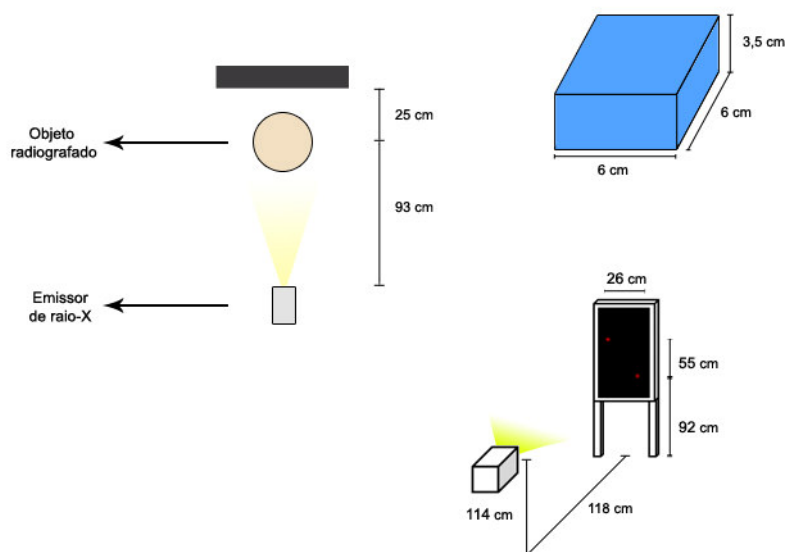


Figura 4.3: Configuração do ambiente para o experimento dos blocos de madeira.

Para o experimento dos blocos de madeira, utilizamos a configuração do ambiente montado para a realização do exame de raios-x como mostrado na figura 4.3. Definimos a precisão como sendo a média da diferença entre distâncias medidas no objeto real e nos pontos 3D fornecidos pelos métodos.

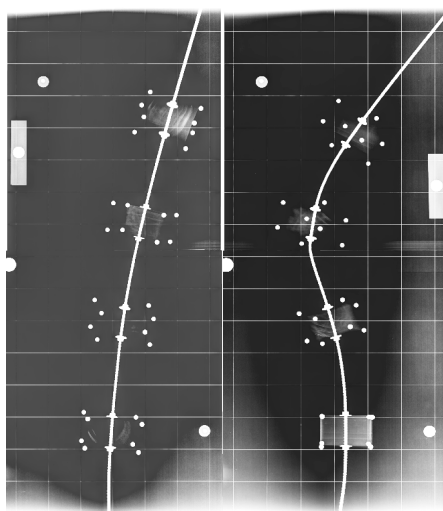


Figura 4.4: Radiografias AP e perfil dos blocos de madeira.

Nos testes realizados com as radiografias dos blocos de madeira (figura 4.4), os resultados obtidos quanto a precisão final do método foi 0,512 cm (tabela 4.1). Final, porque neste mesmo exemplo medimos também a precisão em relação somente às distâncias relacionadas ao tamanho das arestas de cada bloco, e a precisão referente às distâncias das esferas entre os blocos. Os resultados foram, respectivamente, 0,251 cm e 1,405 cm. A figura 4.5 mostra o resultado visual do experimento.

| | Geral | Vértices do mesmo bloco | Vértices entre blocos |
|-----------------|-------|-------------------------|-----------------------|
| Precisão | 0,512 | 0,251 | 1,405 |

Tabela 4.1: Precisão do método proposto.

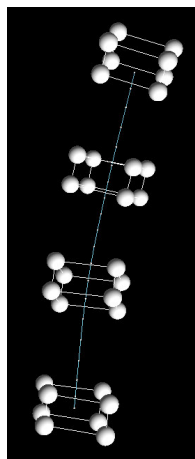


Figura 4.4: Resultado visual.

A fim de verificar a estratégia proposta para o posicionamento do modelo 3D na cena, aplicamos a mesma na estrutura dos blocos. Apenas trocamos os pontos de referência, se baseando nas arestas que formam a base de cada bloco. O resultado é mostrado na figura 4.5.

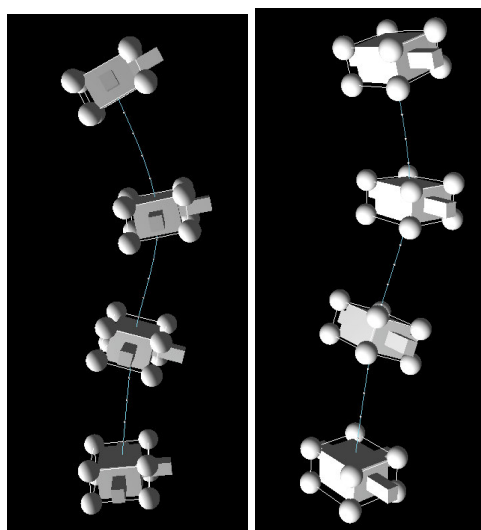


Figura 4.5: Resultado do posicionamento do modelo 3D em relação aos pontos dos blocos.

Com o objetivo de gerar uma linha que representa a forma da coluna, aplicamos uma *spline* que passa nos pontos que determinam a posição de cada vértebra. Para testar sua eficiência, realizamos esse procedimento para a estrutura dos blocos. A figura 4.6 mostra o resultado obtido comparado a radiografia.

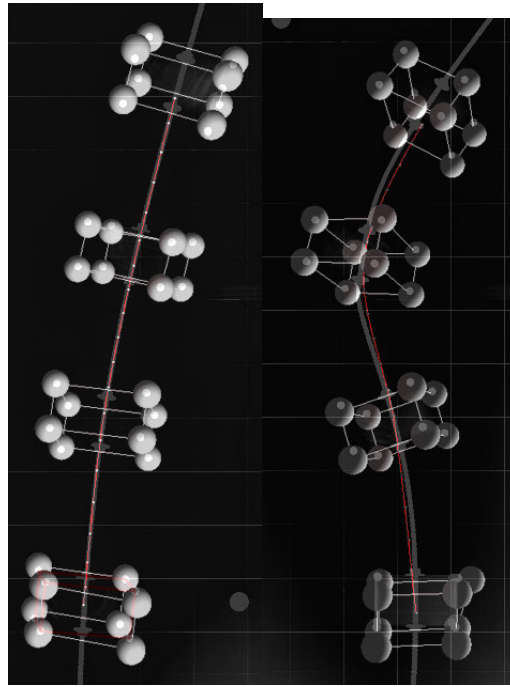


Figura 4.6: Resultado da *spline* (linha fina vermelha) gerada pelo sistema.

Com esses experimentos iniciais, passamos agora para a radiografia do paciente “real”. O princípio de captura da imagem foi o mesmo do que foi explicado para os blocos de madeira. Portanto, a configuração do ambiente é a que está sendo exibida pela figura 4.7.

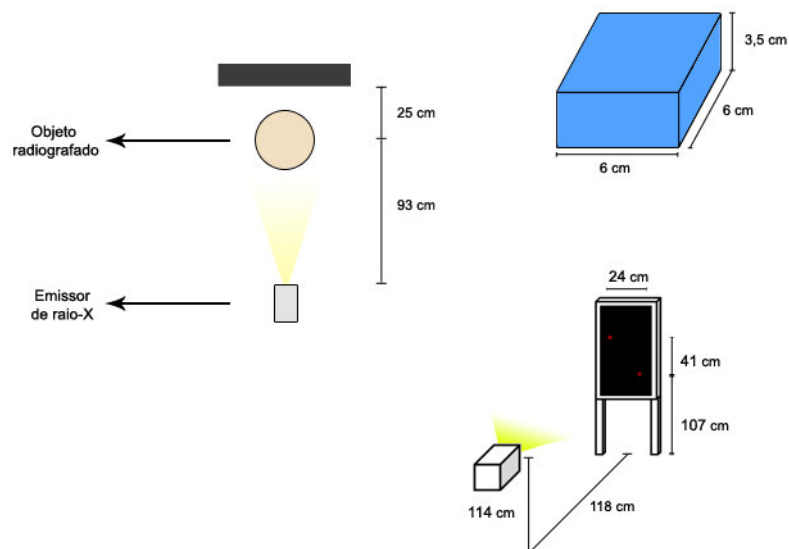


Figura 4.7: Configuração do ambiente para o experimento do paciente.

Com as radiografias prontas, o próximo passo foi realizar as marcações nas imagens referentes aos pontos chave de cada vértebra, seguindo o padrão que foi definido no capítulo 3. Sendo assim, as figuras 4.8 e 4.9 mostram, respectivamente em AP e perfil, as imagens de raios-x bem como seus respectivos conjuntos de pontos marcados.

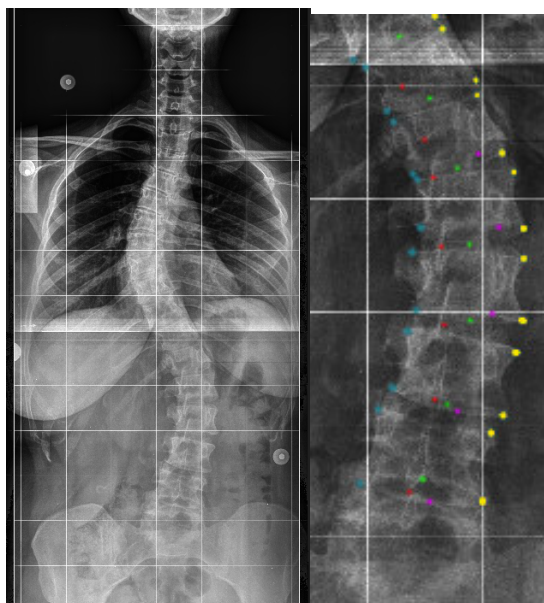


Figura 4.8: Pontos marcados em AP.

Porém, devido à dificuldade de identificar visualmente, nessas radiografias, as vértebras torácicas, não foi possível marcar todos os pontos de todas as vértebras. A região mais crítica foi a torácica, devido ao ruído ocasionado pela sobreposição de outras partes do corpo humano. Esse fator impossibilitou de se enxergar todos os pontos chave das vértebras presentes nessa parte da coluna vertebral.

Uma forma de enxergar com mais definição essa região, é aumentar um parâmetro referente ao nível de penetração da radiação, configurada manualmente no aparelho de raios-x. Entretanto, com esse ajuste, as vértebras torácicas poderiam ficar visíveis, mas, em contrapartida, as vértebras cervicais poderiam desaparecer da imagem. Uma solução para este problema, seria retirar as radiografias com 2 níveis de intensidade diferente e depois uni-las em uma única imagem, preservando os detalhes das partes em questão.

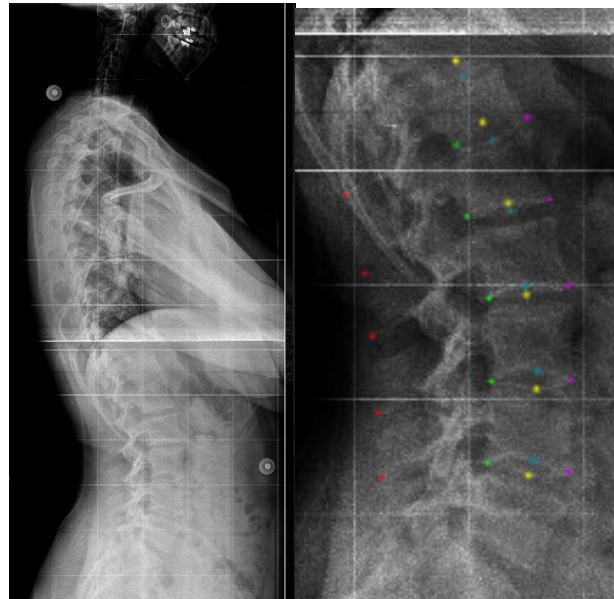


Figura 4.9: Pontos marcados em perfil.

Diante disso, para estas radiografias, focamos apenas nas vértebras da parte cervical e lombar. Utilizando as marcações, novamente recuperamos os pontos 3D da mesma forma que foi feito para os blocos de madeira. Com tais pontos calculados, posicionamos os modelos 3D na cena (figura 4.10).

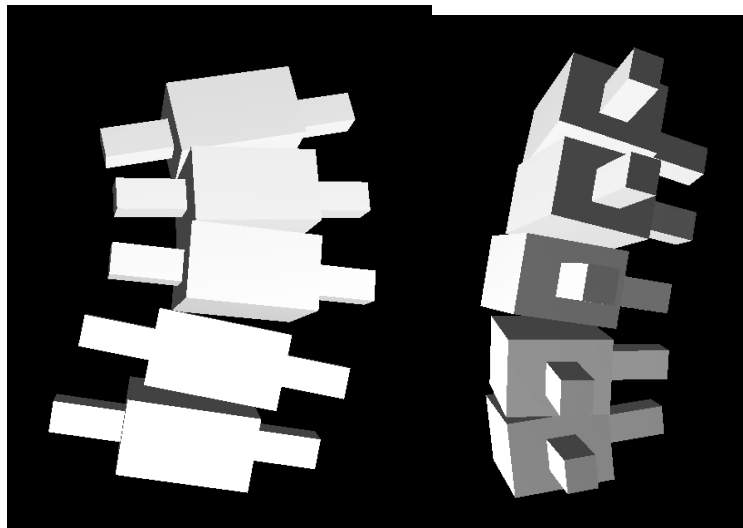


Figura 4.10: Resultado do posicionamento das vértebras lombares.

Por fim, comparamos o resultado, sobrepondo o modelo 3D da coluna vertebral do paciente nas imagens de raios-x (figura 4.11).

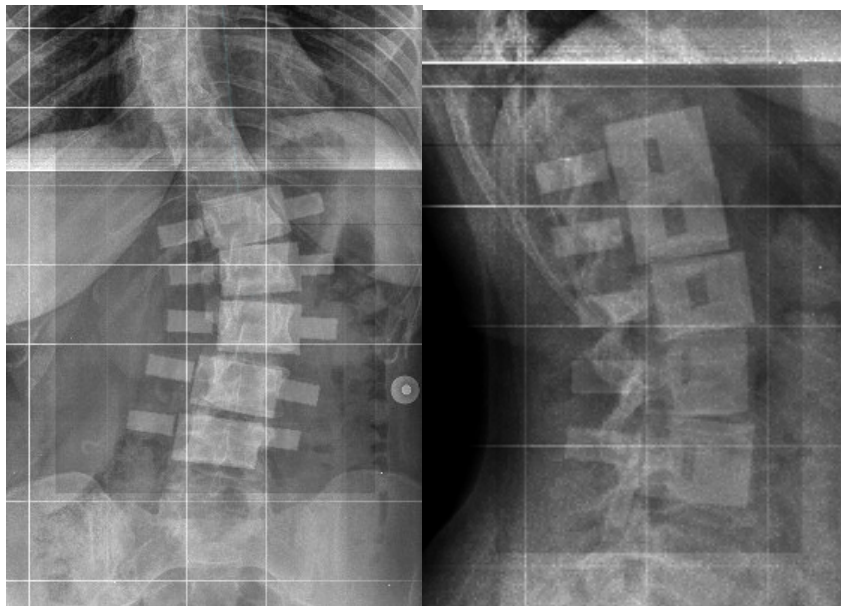


Figura 4.11: Comparação da coluna vertebral 3D com as radiografias.

4.3. Avaliação clínica dos resultados

Diante dos resultados apresentados na seção anterior, faremos agora uma breve análise clínica. Essa análise é responsável tanto para o desenho do quadro clínico do paciente, quanto para a definição do tratamento a ser seguido. Todos os dados descritos nesta seção foram baseados na avaliação feita pelos especialistas da área médica que acompanharam todo o desenvolvimento deste trabalho.

Como uma primeira fase de qualquer exame médico, inicialmente, realizou-se uma pré-análise do paciente. Ou seja, perguntas foram destinadas ao paciente a fim de se obter informações iniciais de seu quadro clínico. Segundo o paciente, ele costuma a sentir dores de cabeça, nos olhos e às vezes na lombar.

Sendo assim, olhando a coluna gerada virtualmente (sempre do ponto de vista de quem está analisando), pode ser visto com mais detalhes e clareza o fator causador de tais dores. Em relação à lombar, é visto uma compressão do lado esquerdo e uma tração do lado direito (figura 4.10). Isso faz com que o paciente sinta uma dor em pontada do lado da compressão, e uma queimação do lado da tração. A grande vantagem da modelagem 3D nesse ponto é poder

identificar exatamente o local onde está ocorrendo essa compressão, o que facilita o diagnóstico e a atuação no tratamento.

Já em relação às outras dores acusadas pelo paciente, a resposta está na análise da cervical. Vê-se na figura 4.12a que a cervical deste paciente é retificada, ou seja, como se fosse uma linha reta. O normal é que se tenha nessa região uma curvatura natural seguindo a forma anatômica da coluna vertebral e do corpo humano. A falta dessa curvatura faz que o paciente corrija esse erro de forma automática, forçando a cabeça para trás.

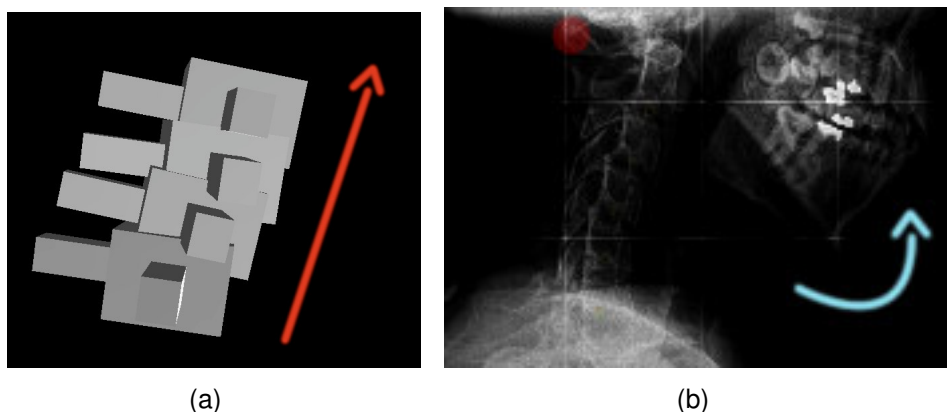


Figura 4.12: Análise da cervical. (a) Cervical retificada. (b) Movimento da cabeça que gera a compressão do nervo.

Esse fator gera uma compressão numa determinada área do pescoço (figura 4.12b). As conseqüências dessa compressão são: cansaço no pescoço, cefaléia (dores de cabeça), dores na base do crânio e no fundo dos olhos. O último sintoma deve-se ao fato de que na área comprimida, passa-se um nervo que possui uma ligação direta com os olhos.

Diante dessas informações, adicionando o cálculo (2D) do ângulo de 42° referente à curvatura (Cobb) da coluna na região torácica (figura 4.13), o tratamento mais indicado para esse paciente é um trabalho de reeducação postural (como RPG, por exemplo) direcionado às determinadas regiões críticas identificadas na avaliação. O uso de colete no início do tratamento também é indicado.

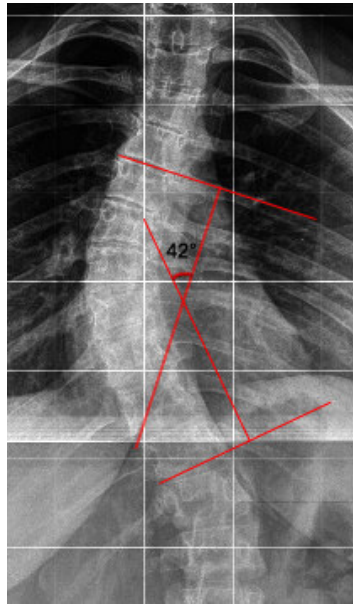


Figura 4.13: Ângulo de Cobb medido na região torácica da coluna vertebral.

Desta forma, ter a possibilidade de ver a coluna vertebral modelada no ambiente tridimensional facilita a análise e a tomada de decisão pelo fato de se observar tudo de forma mais clara, descartando informações irrelevantes que estão presentes nas imagens de raios-x.

O sistema também permite que avaliações sejam feitas durante o tratamento a fim de medir seu desempenho, comparando a disposição da estrutura da coluna vertebral a cada período de tempo. Uma forma de realizar tal medição é comparar a linha da coluna gerada pelo sistema, bem como o posicionamento das vértebras. Com isso, reduzindo a subjetividade nas avaliações fisioterapêuticas que são baseadas em outros métodos. Onde boa parte desses métodos possui perda de informação devido à análise bidimensional.