

Gleudson Mendes Costa

Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana no Plano Sagital

São Luís-MA, Brasil

2017

Gleudson Mendes Costa

Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana no Plano Sagital

Monografia apresentada ao curso de Ciência da Computação da Universidade Federal do Maranhão como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação

Universidade Federal do Maranhão – UFMA

Orientador: Prof. Dr. Tiago Bonini Borchardt
Coorientador: Prof. Ms. Flávio de Oliveira Pires

São Luís-MA, Brasil

2017

Ficha gerada por meio do SIGAA/Biblioteca com dados fornecidos pelo(a) autor(a).
Núcleo Integrado de Bibliotecas/UFMA

Costa, Gleidson Mendes.

Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana no Plano Sagital / Gleidson Mendes Costa. - 2017.
69 f.

Coorientador(a): Flávio de Oliveira Pires.

Orientador(a): Tiago Bonini Borchartt.

Monografia (Graduação) - Curso de Ciência da Computação, Universidade Federal do Maranhão, São Luís - MA, 2017.

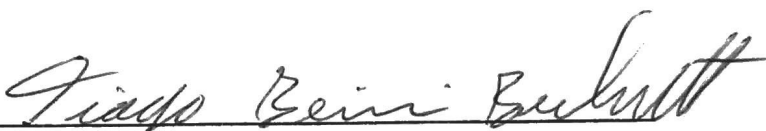
1. Coluna Vertebral. 2. Curvaturas da Coluna Vertebral no Plano Sagital. 3. Processamento de Imagem. I. Borchartt, Tiago Bonini. II. Pires, Flávio de Oliveira. III. Título.

Gleidson Mendes Costa

Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana no Plano Sagital

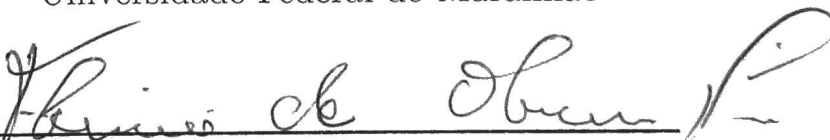
Monografia apresentada ao curso de Ciência da Computação da Universidade Federal do Maranhão como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Bacharel em Ciência da Computação

Trabalho aprovado. São Luís-MA, Brasil, 13 de julho de 2017:



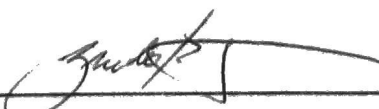
Prof. Dr. Tiago Bonini Borchardt
(Orientador)

Universidade Federal do Maranhão

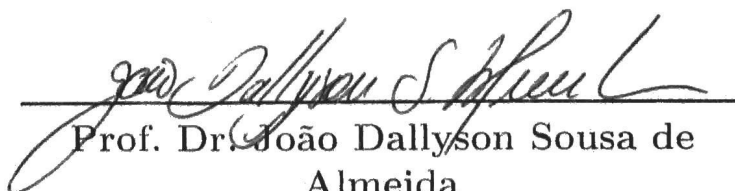


Prof. Ms. Flávio de Oliveira Pires
(Coorientador)

Universidade Federal do Maranhão



Prof. Dr. Geraldo Braz Júnior
Universidade Federal do Maranhão



Prof. Dr. João Dallyson Sousa de Almeida

Universidade Federal do Maranhão

São Luís-MA, Brasil

2017

Agradecimentos

Os agradecimentos principais são destinados a meus pais, José de Ribamar Costa e Rosineide Costa, que sempre estão apoiando e confiando em minhas decisões, não economizando esforço para a realização de meus sonhos. Levo comigo todos os ensinamentos e admiração. Assim como minha irmã, Gleiciane Costa, que sempre vi como um exemplo a seguir.

Agradeço aos meus orientadores, Tiago Bonini e Flávio Pires, que sempre estavam disponíveis e atenciosos quando as dúvidas surgiam. Assim como o professor Geraldo Braz, pela apresentação do tema e por sempre ser um professor presente. Ao professor Anselmo e ao *NCA* pela disponibilização dos equipamentos que ajudaram na construção deste trabalho e Alexandre César, ex-tutor do *PETCOMP* ao qual a ajuda durante a graduação, sou grato. A todos os voluntários que disponibilizaram um tempo para a realização dos testes, sem isso não seria possível a validação da metodologia.

Ao meu amigo Lucas Maia, sempre com conselhos de extrema importância que ajudaram no progresso deste trabalho. Cid Conde que sempre estava disposto a escutar as besteiras que eu tenho a contar. A Thairine Costa pela ajuda nas correções do texto final. A Rhanna Diaz, Luciano Chaves, Pamela Kariny, Karla Souto, Jepherson Sousa, Tirzar Azevedo, Carla Gabrielle e Paula Torres por sempre estarem junto a mim na *Armada*.

Por fim, todas as pessoas que estão comigo ou que já passaram por mim, por que o que eu sou hoje é o somatório das experiências que tive com cada uma, sendo elas boas ou ruins.

“Não se pode aprender nada de uma lição que não venha acompanhada da dor. Já que não se pode conseguir nada sem um sacrifício. Mas quando se aguenta essa dor e a supera, as pessoas conseguem um coração que não perde para nada. Sim, um coração como o aço.
(Edward Elric, Fullmetal Alchemist)

Resumo

A coluna vertebral é formada por 33 vértebras, sendo 7 vértebras na região cervical, 12 vértebras na região torácica, 5 vértebras na região lombar, 5 na região sacral e 4 vértebras na região do cóccix. Importante para a locomoção, equilíbrio e proteção do sistema nervoso, ela possui curvas formadas pelo alinhamento das vértebras. Estas curvas fisiológicas são denominadas de lordose cervical, cifose torácica, lordose lombar e cifose sacro-coccígenea. A ocorrência de anormalidades na curvatura da coluna é devido ao mal alinhamento das vértebras que podem sofrer aumento ou retificação da curvatura.

Este trabalho tem como objetivo construir uma metodologia de medição quantitativa da curvatura da coluna vertebral humana no plano sagital sem a utilização de marcadores no corpo humano. A extração o modelo da curvatura da coluna vertebral é realizada com o uso de técnicas de processamento de imagens e o método dos mínimos quadrados e a quantificação dos valores das curvaturas por arcos tangentes.

Um grupo de 15 pessoas, com faixa etária entre 18 e 28 anos e com o índice médio de massa corporal saudável, participou da pesquisa permitindo a captura das imagens do plano frontal da coluna, em três posições diferentes (melhor posição possível e pés juntos, melhor posição possível e pés separados na largura do quadril e posição relaxada) e em dois dias diferentes; e permitindo o diagnóstico de um profissional baseando-se na sua experiência no assunto. A razão para as capturas em posições diferentes e dias diferentes é para validar a metodologia quanto às medidas obtidas pela extração do modelo da curvatura da coluna vertebral. Para esta validação foi utilizado método estatístico de análise de variância, que precisa apresentar a não ocorrência de diferença estatística significativa entre os valores do grupo entre posições e entre os dias ($p\text{-value} > 0.05$). Ao realizar a análise de variância entre as posições e dias diferentes obteve-se valores para $p\text{-value}$ maiores que 0.05. Ou seja, não houve diferenças estatísticas significantes que invalidassem a metodologia.

A fim de ser realizado a classificação dos valores em curvaturas normais ou anormais, foi utilizado o diagnóstico do profissional para a criação de modelos de classificadores como multilayer perceptron e árvore de decisão com algoritmo j48. A acurácia destes classificadores foi comparada à acurácia da classificação dos ângulos por faixas de ângulos normais definidas por diferentes autores, obtendo uma taxa de acerto maior que as já predefinidas para os casos definidos neste trabalho.

Palavras-chave: Processamento de Imagem. Coluna Vertebral. Curvaturas da Coluna Vertebral no Plano Sagital.

Abstract

The spine is composed of 33 vertebrae, 7 vertebrae in the cervical region, 12 vertebrae in the thoracic region, 5 vertebrae in the lumbar region, 5 in the sacral region and 4 vertebrae in the region of the coccyx. Important for locomotion, balance and nervous system protection, it has curves formed by the alignments of the vertebrae. These physiological curves are named as cervical lordosis, thoracic kyphosis, lumbar lordosis and sacro-coccygeal kyphosis. The occurrence of abnormalities in the curvature of the spine is due to poor alignment of the vertebrae that may undergo curvature increase or rectification.

This work aims to develop a methodology for quantitative measurement of human spine curvature in the sagittal plane without the use of markers in the human body. The extraction of the curvature of the spine is performed using the techniques of image processing and the least squares method and the quantification of the values of the curvatures by tangent arcs.

A group of 15 people, aged between 18 and 28 years old and with a healthy body mass index, participated in the research, allowing the images of the frontal plane of the spine to be captured in three different positions (best possible position and feet together, best position possible and feet separated at hip width and relaxed position) and on two different days; And allowing the diagnosis of a professional based on their experience in the subject. The reason for capture images in different positions and different days is to validate the methodology regarding the measurements obtained by extraction of the model of the curvature of the spine. For this validation, a statistical analysis of variance method was used, which must show the non-occurrence of a statistically significant difference between the values of the group between positions and between days ($p\text{-value} > 0.05$). When performing the analysis of variance between positions and different days, values for p -values higher than 0.05 were obtained. It means that there were no statistically significant differences that invalidated the methodology.

In order to perform the classification of values in normal or abnormal curvatures, the professional diagnosis was used to create classifier models such as multilayer perceptron and decision tree with algorithm j48. The accuracy of these classifiers was compared to the accuracy of the classification of angles by ranges of normal angles defined by different authors, obtaining an accuracy rate higher than those already predefined for the cases defined in this work.

Keywords: Image processing. Spine. Spine curvatures in the sagittal plane.

Lista de ilustrações

Figura 1 – (a) Vértebras que compõem a coluna vertebral dividida em respectivos grupos: cervical, torácica, lombar, sacral e (b) Curvas da coluna vertebral: cervical, torácica, lombar, sacral.	17
Figura 2 – Representação do estado normal da coluna em comparação com as anormalidades hiperlordose e hipercifose	20
Figura 3 – Cifolordômetro	21
Figura 4 – Spinal Mouse	22
Figura 5 – Flexicurva	23
Figura 6 – (a) Marcadores ao longo da coluna vertebral (b) marcadores no ambiente	23
Figura 7 – Arquitetura mínima para um sistema que utilize o processamento de imagem	25
Figura 8 – Processo de resolução de um problema utilizando o processamento de imagens	26
Figura 9 – (a) Método de Cobb (b) Método dos arcos tangentes	28
Figura 10 – (a) Arquitetura de uma <i>MLP</i> (b) Arquitetura de uma árvore de decisão	29
Figura 11 – Esquema geral da metodologia	30
Figura 12 – (a) Imagem Original (b) Imagem sem luminância	33
Figura 13 – Imagem binarizada	34
Figura 14 – Imagem segmentada: verde todos os pontos do contorno e vermelho pontos do contorno nas costas do participante	36
Figura 15 – (a) Pontos do contorno em vermelho (b) Pontos gerados por <i>MMQ</i> em azul e amarelo.	38
Figura 16 – Triângulo formado pelos três pontos de interesse em cada curva	39
Figura 17 – (a) Modelo da árvore para cifose (b) Modelo da árvore para lordose . .	41
Figura 18 – Modelo da <i>mlp</i> com uma camada escondida	42
Figura 19 – Diagrama de casos de uso do sistema para a análise da curvatura da coluna vertebral humana	43
Figura 20 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao criar um novo projeto	44
Figura 21 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao atualizar um projeto	44
Figura 22 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao fazer uma execução independente de projeto	45
Figura 23 – Diagrama de classes	46
Figura 24 – (a) Imagem original (b) Resultado após tratamento e segmentação da região de interesse do tronco do corpo humano.	47

Figura 25 – (a) Diferenças das curvas baseando-se nos pontos do contorno e no MMQ (b) Comparação do resultado da função da curvatura pelo <i>Calc</i> (mais claro) e do sistema (mais escuro).	48
Figura 26 – Ângulo do arco definido pelo Geogebra ao informar 3 pontos, o resultado foi 21.78° (área circulada).	49
Figura 27 – Comparação gráfica dos ângulos em posições e dias diferentes para (a) Cifose torácica (b) Lordose lombar.	53

Lista de tabelas

Tabela 1 – Medidas normais de lordose e as vértebras utilizadas	19
Tabela 2 – Medidas normais de cifose	19
Tabela 3 – Sistemas de análise da curvatura da coluna vertebral	24
Tabela 4 – Amostragem	48
Tabela 5 – Análise de variância nas 3 medidas de cifose para o primeiro dia	50
Tabela 6 – Análise de variância nas 3 medidas de cifose para o segundo dia	50
Tabela 7 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para o primeiro dia	50
Tabela 8 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para o segundo dia	50
Tabela 9 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para ambos os dias	51
Tabela 10 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para ambos os dias	52
Tabela 11 – Desempenho da classificação pelas faixas definidas por autores para a lordose lombar	52
Tabela 12 – Desempenho da classificação pelas faixas definidas por autores para a cifose torácica	54
Tabela 13 – Desempenho da classificação pelos classificadores MLP e J48 com diferentes proporções de instâncias para treino e teste para lordose	54
Tabela 14 – Desempenho da classificação pelos classificadores MLP e J48 com diferentes proporções de instâncias para treino e teste para cifose	54
Tabela 15 – Resultados com nova faixa de valores normais para lordose	55
Tabela 16 – Resultados com nova faixa de valores normais para cifose	55
Tabela 17 – Comparativo geral entre o diagnóstico do profissional com as faixas de normalidade da lordose lombar e a nova faixa do classificador	56
Tabela 18 – Comparativo geral entre o diagnóstico do profissional com as faixas de normalidade da cifose torácica e a nova faixa do classificador	57
Tabela 19 – Caso de Uso 1: Criar projeto	67
Tabela 20 – Caso de Uso 2: Carregar projeto	67
Tabela 21 – Caso de Uso 3: Capturar imagem	67
Tabela 22 – Caso de Uso 4: Salvar dados	68
Tabela 23 – Caso de Uso 5: Alterar imagem	68
Tabela 24 – Caso de Uso 6: Inserir dados Paciente	68
Tabela 25 – Caso de Uso 7: Identificar Localização da coluna	69
Tabela 26 – Caso de Uso 8: Verificação do resultado	69

Sumário

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	Objetivos	14
1.1.1	Objetivo geral	14
1.1.2	Objetivos Específicos	14
1.2	Estrutura do trabalho	14
2	REFERÊNCIAL TEÓRICO	16
2.1	Coluna Vertebral	16
2.2	Anormalidades presentes na coluna vertebral	18
2.2.1	Hiperlordose e retificação da lordose	18
2.2.2	Hipercifose e retificação da cifose	19
2.3	Metodologias Invasivas	20
2.4	Metodologias não invasivas	20
2.5	Trabalhos Relacionados	22
2.6	Processamento de Imagem	25
2.7	Operações sobre pontos	27
2.7.1	Mínimos Quadrados	27
2.7.2	Identificação dos ângulos por Arcos Tangentes	27
2.8	Classificadores	28
2.8.1	Multilayer Perceptron	28
2.8.2	Árvores de decisão (algoritmo <i>J48</i>)	29
3	METODOLOGIA	30
3.1	Aquisição	31
3.1.1	Protocolo de Aquisição	31
3.1.2	Coleta de Dados	31
3.2	Extração da coluna vertebral	32
3.2.1	Alteração do sistema de cores	32
3.2.2	Binarização	33
3.2.3	Contorno	34
3.2.4	Centroide e Pontos desejados	35
3.2.5	Entrada manual	35
3.2.6	Quantificação das curvas	35
3.3	Classificação	40
3.3.1	Árvore de decisão	40
3.3.2	<i>Multilayer perceptron</i>	41

3.4	Validação dos resultados	41
3.5	Modelagem do projeto	43
3.5.1	Diagrama Caso de Uso	43
3.5.2	Diagrama de Atividades	44
3.5.3	Diagrama de classes	44
4	RESULTADO E DISCUSSÕES	47
4.1	Validação das funcionalidades	47
4.2	Resultados	48
4.2.1	Resultado da Integridade do Sistema	49
4.2.2	Resultados da classificação de anomalias	52
4.3	Discussão	56
5	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	60
	APÊNDICES	63
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO	64
	APÊNDICE B – DESCRIÇÃO DOS CASOS DE USO	67

1 Introdução

A coluna vertebral é de suma importância para sustentação e locomoção do corpo humano (DEPRÁ *et al.*, 2012). Problemas de saúde podem ser acarretados por um mal alinhamento das vértebras da coluna vertebral, sendo este mal alinhamento presente desde o nascimento ou ocasionado por uma frequente má postura (MORAES *et al.*, 2016).

A coluna é composta por vértebras articuladas e conectadas entre si, também tem a função de proteger a medula espinhal, uma porção alongada do sistema nervoso central, que leva todas as ramificações nervosas ao resto do corpo (TYAGI, 2012), sendo que a disposição errônea das vértebras podem danificá-la, uma vez que a medula espinhal passa por dentro da coluna vertebral. E se danificada a probabilidade de haver disfunções motoras é alta.

Dores na coluna afetam a economia direta e indiretamente em termos de custos associados, uma vez que representa uma significativa parte em problemas públicos de saúde, grande parte dos atendimentos dos consultórios médicos e de fisioterapia são relacionados à coluna, ocasionando uma despesa para empregadores e aos trabalhadores (TYAGI, 2012) (COMERLATO, 2007). Segundo Alexandre e Moraes (2001) sugere-se que a avaliação leve em conta condições de trabalho como possíveis causas de dores nas costas. Os sintomas de problemas na coluna vertebral tendem a piorar por causa da perda da força dos ossos, elasticidade dos músculos e deterioração dos discos cartilagosos.

Por todos os motivos citados, é importante que se dê atenção ao posicionamento da coluna vertebral. Para isto, existem diferentes tipos de métodos que auxiliam os profissionais de saúde na identificação de anormalidades na coluna, como por exemplo: raio-x, ciflodômetro, arcômetro, flexicurva entre outros. Onde, uma vez detectado um problema e a sua progressão, são realizadas intervenções comportamentais e até cirúrgicas para minimizar o problema (SUAIDE, 2008).

Novas abordagens utilizando captação de imagens estão sendo utilizadas para a identificação de tais anormalidades. Porém, para estes métodos é preciso a colocação de identificadores ao longo das vértebras, então o dispositivo de captação registra a imagem e métodos de processamento de imagem são aplicados com o intuito de obter os dados referentes à disposição da coluna vertebral.

Apesar da existência de métodos de captação de dados, os profissionais da saúde enfrentam problemas ao quantificar os dados com resultados objetivos com confiabilidade. A classificação dos dados torna-se subjetiva para cada especialista (COMERLATO, 2007).

Devido aos métodos invasivos e/ou de alto custo para medição da curvatura da

coluna vertebral humana, este trabalho tem como objetivo possibilitar a obtenção dos dados de forma automática e prática. Pretende-se propor um método de captura de imagens dos pacientes, sem a necessidade da localização manual das vértebras.

Sendo assim, o tema abordado trata-se da "Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana no Plano Sagital", onde pretende-se, a partir de imagens digitais de pessoas em perfil, extrair a curva relacionada à coluna vertebral, e desta curva analisar a provável existência de alguma anormalidade.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

O principal objetivo deste trabalho é construir uma metodologia de medição da curvatura da coluna vertebral em humanos no plano sagital. A metodologia proposta deverá executar, com eficácia, procedimentos que ajudem a analisar quantitativamente a curvatura da coluna sem o uso de marcadores de forma rápida, fácil manuseio e baixo custo.

1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Utilizar técnicas de processamento de imagens para identificação da localização da curva da coluna vertebral humana.
- b) Definir modelos matemáticos para o conjunto de pontos relacionados à coluna vertebral humana que serão utilizados para os cálculos de quantificação do grau de curvatura da coluna.
- c) Criar um banco de imagens que irá conter as imagens dos pacientes seguindo um protocolo de captura das imagens.
- d) Manter a integridade do sistema ao avaliar quantitativamente as curvaturas em posições diferentes e dias diferentes para validar esta pesquisa.
- e) Desenvolver um instrumento de medição para avaliação da curvatura da coluna vertebral humana no plano sagital em humanos.

1.2 Estrutura do trabalho

Este documento está estruturado de forma a apresentar gradativamente todos os passos tomados para obter uma solução computacional que consiga mensurar a curvatura da coluna vertebral humana com a menor intervenção humana possível.

No [Capítulo 2](#) será discorrido sobre o objeto de estudo deste trabalho, a coluna vertebral humana e a sua composição, importância, funções e as anormalidades, que nela podem vir a existir. Também será apresentado diferentes tipos de metodologias utilizadas para a captura de dados referentes a coluna vertebral e o referencial teórico das técnicas a serem utilizadas pra a construção da metodologia deste trabalho, assim como os processos de validação da metodologia. Em seguida, no [Capítulo 3](#) será focado no aprofundamento das funcionalidades apresentadas no capítulo anterior que será utilizada para alcançar os objetivos já mencionados. A construção do sistema que será utilizado para dar suporte ao trabalho será apresentado agregando todas as funcionalidades desenvolvidas nele.

Em seguida será feita a validação independente das funcionalidades e apresentação dos resultados no [Capítulo 4](#), checando a integridade dos dados em posições diferentes e em dias diferentes assim como a eficácia do uso de um classificador. E por fim, uma discussão será feita dos resultados obtidos e o potencial do sistema em trabalhos futuros.

2 Referencial Teórico

Este capítulo irá apresentar o referencial teórico utilizado para construir a metodologia deste trabalho. Desta forma, será mostrado informações sobre a coluna vertebral, que é o objeto de estudo deste trabalho, assim como os tipos de anomalias que podem ocorrer e os métodos invasivos e não invasivos utilizados para fazer as medições atualmente. Realiza-se um levantamento de softwares que utilizam métodos de medição que possuem relação com a nova metodologia proposta neste trabalho. E então, as técnicas desta nova metodologia são apresentadas.

2.1 Coluna Vertebral

A coluna vertebral é o objeto de estudo deste trabalho. Sendo ela de extrema importância para a sustentação e locomoção do corpo humano (DEPRÁ et al., 2012).

Compreendendo todo o dimensionamento do pescoço até a pélvis, a coluna é composta por vértebras, discos e a medula espinhal (TYAGI, 2012). As vértebras estão conectadas entre si por uma estrutura cartilaginosa, que além de funcionar como uma liga também possibilitam a sua flexibilidade. Estas articulações também são importantes para evitar que haja atrito entre as vértebras, ocasionando deterioramento das mesmas e/ou inflamações.

A medula espinhal é uma extensão do sistema nervoso central que sai da região do cérebro e se alonga por toda a extensão da coluna por um canal dentro da coluna vertebral. Logo, a coluna tem uma outra importância, que é a de proteção da medula espinhal e também de condutor dos sinais de comunicação entre o cérebro e o corpo (TYAGI, 2012). A partir deste filamento principal, existem ramificações que chegam em todas as partes do corpo, fornecendo assim sensação e reação do ambiente externo em que o corpo se encontra. A medula espinhal é extremamente sensível, problemas ocorridos nela podem causar disfunções motoras em uma pessoa.

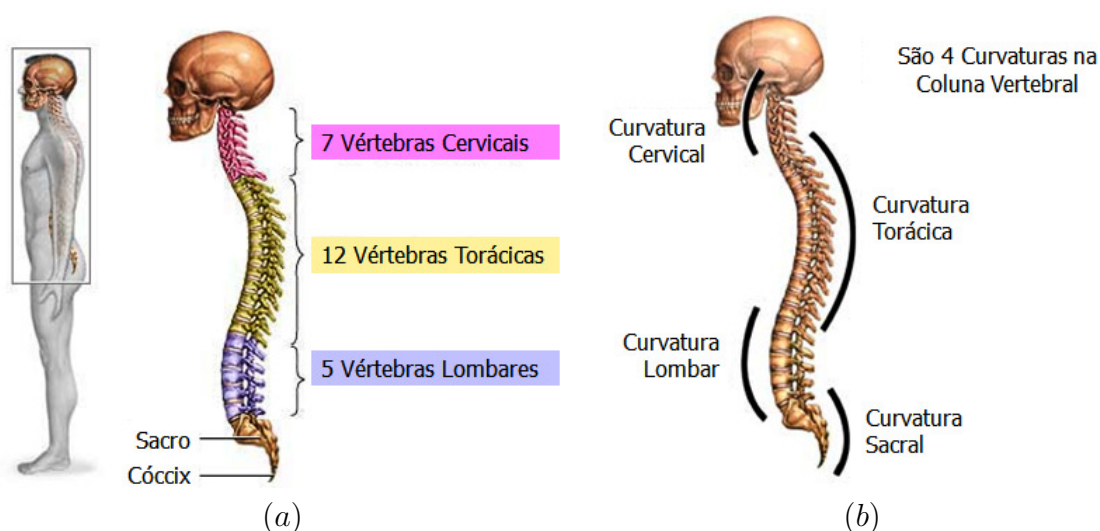
A coluna vertebral humana possui um total de 33 vértebras (DEPRÁ et al., 2012) divididas em 4 áreas ao longo do tronco.

- **Cervicais:** Ao todo são 7 vértebras cervicais que compreendem a extensão do crânio até a altura dos ombros(C1-C7).
- **Torácicas:** 12 vértebras compõe a região torácica onde têm-se as vértebras que conectam-se às costelas, ocasionando a diferenciação do formato destas para com as cervicais e lombares(T1-T12).
- **Lombares:** Abaixo das torácicas, as vértebras lombares somam um total de 5(L1-L5).

- **Sacrais:** As sacrais são compostas por 5 vértebras(S1-S5).
- **Coccigeas:** 4 vértebras coccígeas que são ligadas por um disco intervertebral.

Cada grupo de vértebras compõem quatro tipos de curvas na coluna, que levam o mesmo nome dos grupos: curvatura cervical, curvatura torácica, curvatura lombar e curvatura sacral. A localização dos grupos de vértebras e suas respectivas curvaturas estão representadas na [Figura 1](#).

Figura 1 – (a) Vértebras que compõem a coluna vertebral dividida em respectivos grupos: cervical, torácica, lombar, sacral e (b) Curvas da coluna vertebral: cervical, torácica, lombar, sacral.



Fonte: (a) <http://www.auladeanatomia.com/novosite/wp-content/uploads/2015/11/colunas.bmp?x73185>
 (b) <http://www.auladeanatomia.com/novosite/wp-content/uploads/2015/11/colina.bmp?x73185>

O corpo humano pode ser dividido em três planos, que ajudam na identificação e estudo das estruturas anatômicas com relação espacial: plano coronal, sagital e transversal ([ANATOMIA, 2017](#)) ([ONLINE, 2017](#))

O plano sagital determina os lados direito e esquerdo do corpo, passando este na sutura sagital do crânio; Já o plano coronal, passa pela sutura coronal do crânio, ou seja, um plano que passa de uma orelha a outra. Por fim, temos o plano transversal que define a estrutura superior e inferior com um plano que passa transversalmente ao corpo.

No plano sagital há 4 curvas, como já mostrado na [Figura 1](#) (b) sendo 2 curvas côncavas anteriormente (torácica e sacral) compreendendo à cifose e 2 côncavas posteriormente (cervical e lombar) compreendendo à lordose, sendo as primeiras com menor grau de liberdade ocasionado pelas limitações das costelas ligadas às vértebras torácicas e pelas vértebras fundidas nas vértebras sacrais.

A cifose e lordose estão presentes em todos os indivíduos, porém o aumento ou

diminuição da curvatura nestes locais provocam anormalidades no plano sagital como hipercifose, hiperlordose, retificação da cifose e retificação da lordose.

2.2 Anormalidades presentes na coluna vertebral

As anormalidades que podem existir na coluna vertebral são ocasionadas por diversos fatores como: maus hábitos posturais prolongados, problemas genéticos, idade, acidentes, entre outros, causando desequilíbrios musculares, perda de flexibilidade e perda de força nos ossos e/ou deterioração (MORAES et al., 2016) (COMERLATO, 2007). Por mais que as anormalidades sejam pequenas, com o tempo, elas podem se tornar alterações mais graves.

A utilização de referências ósseas (vértebras) ajudam na identificação destas anormalidades. Para mensuração das curvas da coluna, um conjunto de vértebras são utilizadas. Diferentes combinações de vértebras são utilizadas dependendo de autor para autor, porém o esquema de captação destes referências é em geral baseado na identificação das vértebras início e fim da curva e a vértebra de maior protuberância dentro deste intervalo (COMERLATO, 2007).

2.2.1 Hiperlordose e retificação da lordose

A hiperlordose, refere-se ao aumento da curvatura da região da lordose, também pode ser chamada de aumento da lordose. Podendo compreender tanto as curvas cervical ou lombar, o tipo de hiperlordose mais comum ocorre na região lombar, região que serve de amortecedor à parte superior do corpo e dá mais liberdade de movimento. Com uma aparência menos simétrica, o corpo superior fica desalinhado com a pélvis, região do quadril.

Já na retificação ocorre o contrário da hiperlordose. Há a diminuição da curva, ocasionando o achatamento da coluna na região. Por ficar retificada, a região perde a capacidade de amortecer os impactos ocasionados ao andar, o movimento mais básico (DEPRÁ et al., 2012).

Diversos autores divergem quanto à medição das curvas, principalmente para a coluna lombar em repouso, sendo justificado pela falta de estudos mais profundos no assunto. Os trabalhos de Suaide (2008) e Moraes et al. (2016) citam diversas faixas de valores para os ângulos de lordose normais. A Tabela 1 apresenta a compilação dos valores referentes às faixas dos ângulos normais de lordose definidas por diferentes autores. Como exemplo, alguns especialistas utilizam a curva limitada pelas vértebras C1 até a C7 para a verificação, se o valor do ângulo de curvatura obtido está dentro da faixa de ângulos delimitados pelos valores nas colunas mínimo e máximo, então o paciente está com a curvatura de lordose normal, se maior hiperlordose, do contrário retificação.

Tabela 1 – Medidas normais de lordose e as vértebras utilizadas

Faixa de vértebras	Mínimo	Máximo	Autor
C1-C7	30°	40°	Cailliet (1979 apud MORAES et al., 2016)
L1-S1	33°	79°	Bradford et al. (1994 apud SUAIDE, 2008)
L1-L5	18°	69°	Bradford et al. (1994 apud SUAIDE, 2008)
L1-L5	35°	45°	Cailliet (1979 apud MORAES et al., 2016)
Sem definição	22°	54°	Propst-Proctor e Bleck (1983 apud SUAIDE, 2008)
Sem definição	14°	69°	Bernhardt e Bridwell (1989 apud SUAIDE, 2008)
Sem definição	52°	52°	Leroux et al. (2000 apud SUAIDE, 2008)
Sem definição	60°	60°	Vialle et al. (2005 apud SUAIDE, 2008)

Estes valores são encontrados utilizando o método mais tradicional para medição do ângulo de curvatura que utiliza duas vértebras de referência, o *Método de Cobb* (VRTOVEC et al., 2009). Porém este método consegue obter resultados mais precisos quando se utiliza imagens obtidas de raio-x.

2.2.2 Hipercifose e retificação da cifose

A hipercifose refere-se ao aumento da curvatura na região torácica ou sacral. Quando torácica, tem-se uma aparência mais corcunda com o encurvamento da coluna vertebral posteriormente. Segundo Suaide (2008) as causas mais comuns são danificações nas vértebras seguidas de fratura, de um episódio infeccioso ou má formação congênita.

A retificação, ao contrário da hipercifose, é a diminuição da curvatura da região torácica ou sacral.

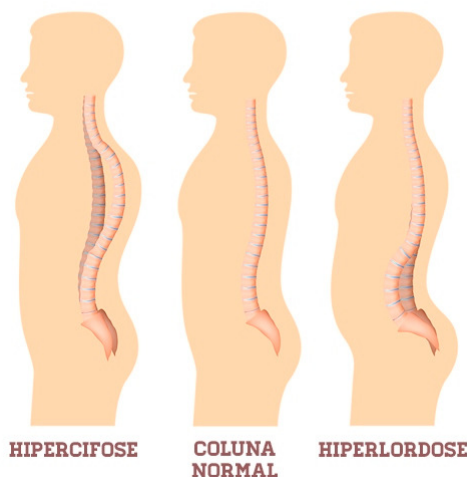
Os mesmos métodos usados para encontrar o valor dos ângulos entre as vértebras na lordose, podem ser utilizados para encontrar os ângulos da cifose dentro da região de vértebras. Desta forma, os valores da cifose foram agrupados pela faixa de vértebras e a faixa do valor do menor ângulo e do maior para valores normais de cifose, representado na Tabela 2.

Tabela 2 – Medidas normais de cifose

Faixa de vértebras	Mínimo	Máximo	Autor
T1-T9	20°	40°	Cailliet (1979 apud MORAES et al., 2016)
Sem definição	37°	37°	Loubresse et al. (2005 apud SUAIDE, 2008)
Sem definição	20°	60°	Fon et al. (1980 apud SUAIDE, 2008)

A Figura 2 representa como fica a curvatura da coluna vertebral em pessoas que apresentam as anormalidades descritas anteriormente. A hipercifose e hiperlordose são comparadas com uma coluna vertebral, possibilitando visualizar o aumento da curvatura para ambos os casos.

Figura 2 – Representação do estado normal da coluna em comparação com as anormalidades hiperlordose e hipercifose



Fonte: alterada <http://www.institutopilates.com.br/wp-content/uploads/desvios-posturais-1.jpg>

2.3 Metodologias Invasivas

Radiografia

A radiografia é o método de captação de dados invasivo por submeter o paciente a um exame de raio-x. Apesar do exame conseguir informar com maior precisão o real alinhamento das vértebras na coluna vertebral, este exame é prejudicial à saúde quando submetido repetidas vezes em um curto espaço de tempo podendo haver alterações a nível celular, causando alterações no comportamento das células ou a morte celular assim como efeitos somáticos como câncer, leucemia entre outros (SOUZA et al., 2009).

Além de prejudicial à saúde humana, a execução deste exame é de alto custo. Segundo Comerlato (2007), não se captura toda a extensão da coluna vertebral no plano sagital no exames de raio-x, ele captura apenas segmentos de cada curva, pois cada uma possui características próprias e exigem técnicas radiológicas próprias.

2.4 Metodologias não invasivas

Suaide (2008) cita diferentes tipos de técnicas que já são utilizadas pelos agentes de saúde para conseguir fazer a identificação da existência de anormalidades. Dentre elas temos:

Cifolordometro

O cifolordometro, apresentado na [Figura 3](#), é um equipamento com diversas hastes horizontais móveis e uma única haste vertical. O paciente é colocado de costas para estas hastes. As hastes móveis são alocadas seguindo a curvatura da coluna do paciente. Ao ser finalizado, as hastes móveis ficam com o formato da curva da coluna vertebral. Por meio de apalpação é encontrado os processos espinhosos desejados e a haste à vértebra escolhida é utilizada como referencial para o cálculo dos ângulos. Em comparação à radiografia este método apresenta alta confiabilidade dos resultados ([SOUZA et al., 2009](#)).

Figura 3 – Cifolordômetro

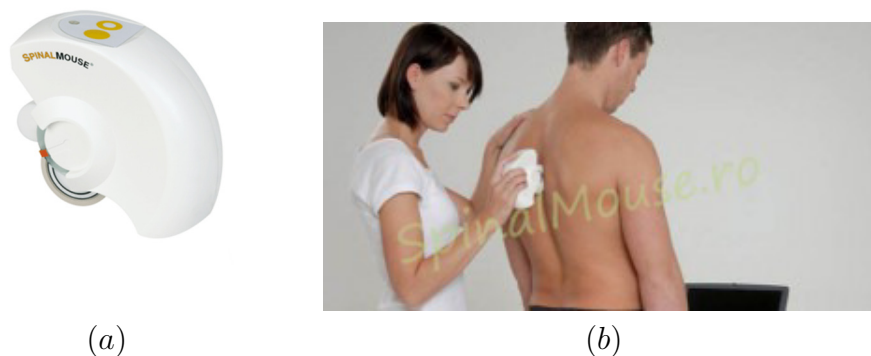


Fonte: https://www.researchgate.net/figure/285778346_fig1_Figura-2-Posicionamento-do-voluntario-no-cifolordometro

Spinal Mouse

O *spinal mouse*, mostrado na [Figura 4](#) é um dispositivo que possui duas rodas na parte inferior. Ele é utilizado pelo fisioterapeuta percorrendo a curvatura. Enquanto se move, o dispositivo verifica a mudança de posição e inclinação. Com a coleta da posição e inclinação é possível reconstruir o formato da coluna vertebral do paciente. Demonstrado em [Livanelioglou et al. \(2016\)](#) os resultados foram satisfatórios, não apresentando diferenças quando comparados com radiografias.

Figura 4 – Spinal Mouse



Fonte: (a) <http://somedai.it/wpcontent/uploads/2016/04/SPINALDEF.jpg> (b) <http://spinalmouse.ro/wp-content/uploads/Picture01300x154.jpg>

Flexicurva

Flexicurva é uma régua flexível com o objetivo de identificar a curva da coluna vertebral quando ajustada passando por todas as vértebras entre C7 e S1, mostrado na [Figura 5](#). De fácil acesso e manuseio, permite uma avaliação rápida dos processos espinhosos em ambiente clínico ou em campo.

Com ela conseguiu-se desenvolver medições baseadas na função da curva da coluna vertebral obtida a partir do formato que o dispositivo ficava depois de colocado sobre a coluna vertebral do paciente ([TEIXEIRA; CARVALHO, 2007](#)).

Cinemetria

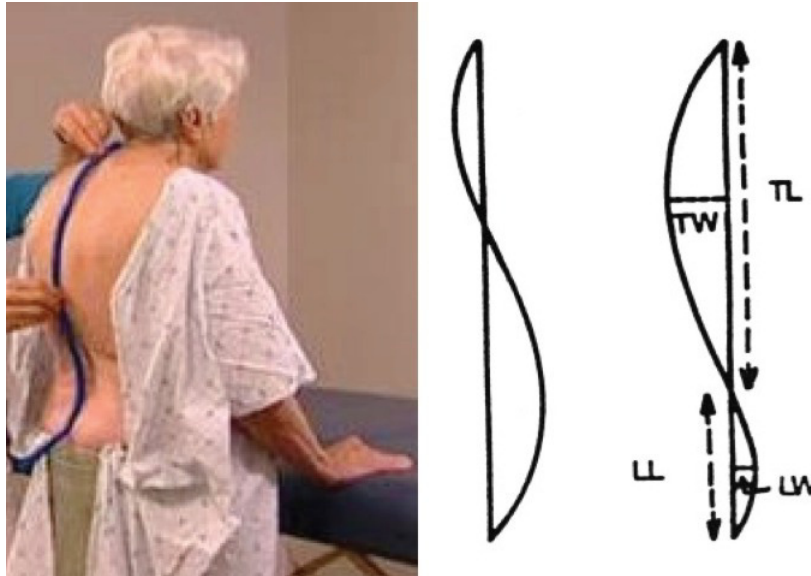
A cinemetria é uma metodologia biomecânica para obtenção de dados sobre posição, movimentação e orientação do objeto de estudo no espaço. Utiliza-se de sensores para fazer a captação dos dados como imagens ou pontos de marcação.

Comumente utiliza-se marcadores em cada vértebra, ([DEPRÁ et al., 2012; SUAIDE, 2008](#)) mostrado na [Figura 6\(a\)](#) ou marcadores no ambiente ([MORAES et al., 2016](#)), como mostra a [Figura 6\(b\)](#), para a identificação do corpo. A partir destes identificadores os cálculos são realizadas.

2.5 Trabalhos Relacionados

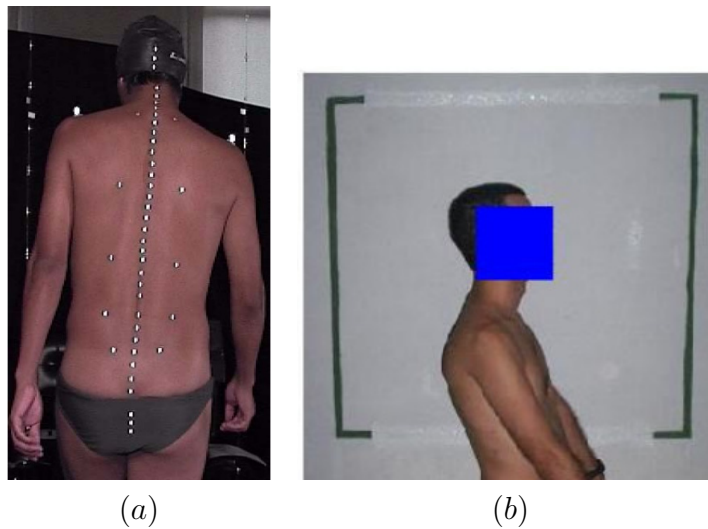
No âmbito da cinemetria já existem trabalhos que utilizam a mensuração por captação de dados por imagens ou vídeos.

Figura 5 – Flexicurva



Fonte: <https://www.terapiamanual.com.br/site/cifose2%282%29.jpg>

Figura 6 – (a) Marcadores ao longo da coluna vertebral (b) marcadores no ambiente



Fonte: (a) [Deprá et al. \(2012\)](#) (b) [Moraes et al. \(2016\)](#)

Marcadores são colocados nos pacientes ou no ambiente para serem identificados quando a aquisição da imagem for realizada. Assim, excluí-se da imagem qualquer coisa diferente de do marcador.

A avaliação não é realizada somente em 2 dimensões, dependendo da técnica de captação dos dados também é possível de aquisição dos marcadores em 3 dimensões, triangularização ou infravermelhos.

Suaide (2008) cita que o custo para um aparelho de infravermelho é alto, além de limitação do número de marcadores identificados quando feita a avaliação. Os marcadores refletem o infravermelho e então sabe-se as coordenadas de cada um.

Câmeras fotográficas são uma saída mais barata ao infravermelho. Com uma limitação que a análise é feita em 2 dimensões, a imagem registra todo o ambiente de onde foi feita a aquisição do dado. Para trabalhos com 3 dimensões, trabalha-se com 2 ou mais câmeras triangularizando a imagem, ou seja, co-relação da imagem em diferentes ângulos em um mesmo período de tempo. Ou com a utilização de um espelho descrito no trabalho de Suaide (2008).

Em Moraes et al. (2016) foi realizada uma análise das características de diversos sistemas que utilizam a extração de imagens para avaliação dos casos. Junto a análise realizada pelo artigo, foi inserido dois novos casos *LoB Analytics* de Suaide (2008) e a metodologia de DEPRÁ et al.(2012) que podem ser vistos na Tabela 3.

Tabela 3 – Sistemas de análise da curvatura da coluna vertebral

Software	Marcações na Imagem	Fonte	Cálculo	Interpretação da Postura e atividades corretivas	Serviço Pago
<i>PostureSoft</i>	Via software	Foto	Marcações	Não	Não
<i>SAPO</i>	No corpo do paciente	Foto	Marcações	Não	Não
<i>Avaliador Postural</i>	No corpo do paciente	Foto	Marcações	Sim	Não
<i>Lob Analytics</i>	No corpo do paciente	Foto	Marcações	Não	Não
Metodologia de análise geométrica da curva neutra	No corpo do paciente	Vídeo	Marcações	Não	Não informado

Diferente da tabela encontrada no artigo, alguns dos *softwares* utilizados não foram encontrados, desta forma, eles foram removidos.

A Tabela 3 apresenta alguns sistemas que foram desenvolvidos para a mensuração da coluna vertebral e as suas características. É perceptível a quantidade de sistemas que utilizam marcadores no corpo do paciente para conseguir fazer a análise das curvaturas. No restante, as marcações são feitas diretamente no sistema desenvolvido.

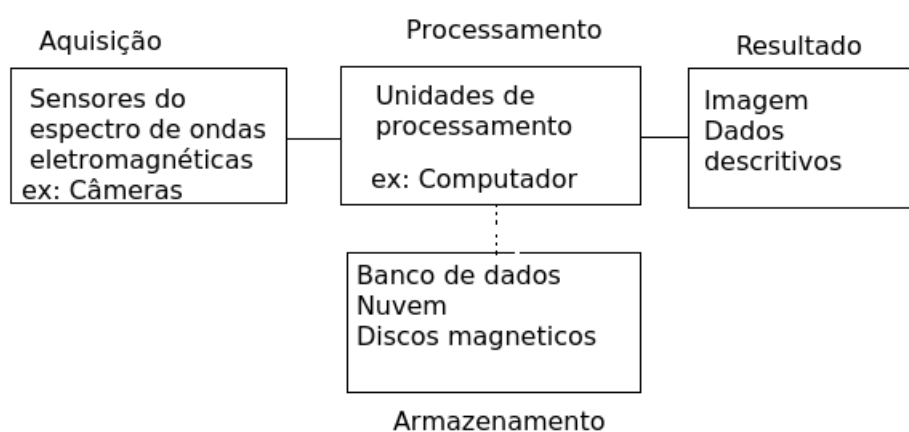
2.6 Processamento de Imagem

Processamento de imagem é a área da computação que executa o processamento de dados sobre imagens. Assim, imagens são utilizadas como entrada e têm uma imagem como saída ou valores descritivos, características referentes à imagem fornecida.

O processamento de imagens está sendo utilizado de maneira crescente em diversas tipos de aplicações, tanto em aprimoramento de informações pictóricas, quanto para análises automáticas pelo computador a partir das informações extraídas (MARQUES FILHO; VIEIRA NETO, 1999). Medicina, biologia, geografia, automação e segurança são alguns exemplos de áreas com aplicabilidade do processamento de imagens.

Para que uma aplicação consiga utilizar o processamento de imagens, é necessário que esta possua no mínimo a seguinte arquitetura da Figura 7. Em que, a aquisição refere-se aos métodos de captação das imagens, podendo acontecer em qualquer faixa do espectro de luz desde os raios x até o infravermelho; o processamento executará as operações sobre as imagens existentes; a saída terá o resultado final das operações realizadas, como uma imagem ou como dados descritivos; e o armazenamento, opcional, responsável por salvar as imagens para poder ser reutilizadas novamente.

Figura 7 – Arquitetura mínima para um sistema que utilize o processamento de imagem



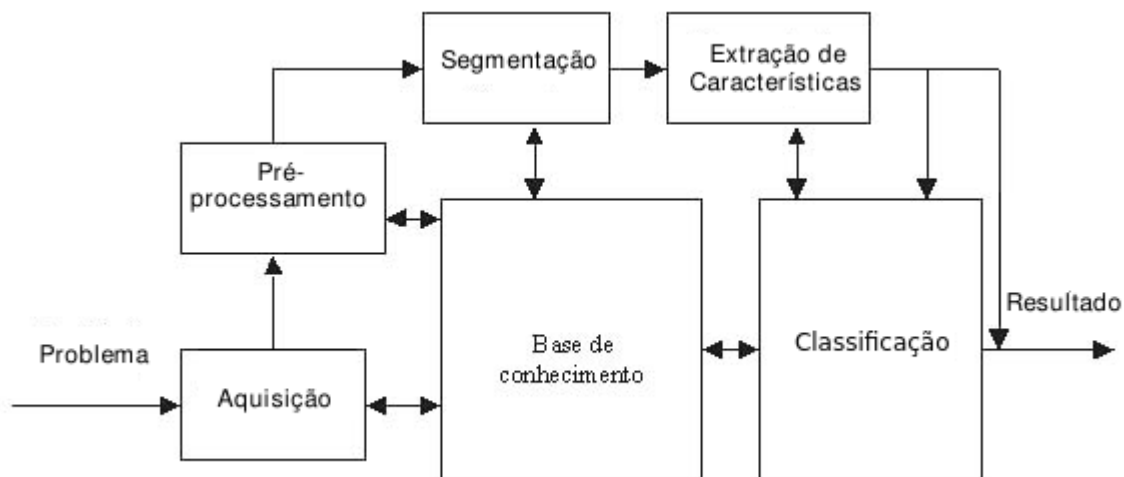
Fonte: adaptação de MARQUES FILHO; VIEIRA NETO(1999)

A aplicação define o modo como as imagens serão utilizadas. O sistema procurará por características distintas nas imagens, aplicando diversos tipos de técnicas que ou realcem a cor da imagem, ou extraia o contorno dos objetos, ou procure por pontos específicos da imagem, tudo baseado no que se deseja descobrir.

Aquisição, pré-processamento, segmentação, extração de características e classificação são os passos para a realização do processamento de imagens, como representado na Figura 8 em que mostra de forma mais detalhada o sistema básico mostrando na Figura 7,

em que a escolha de quais passos a serem utilizados e quando utilizados dependerá da metodologia de resolução do problema.

Figura 8 – Processo de resolução de um problema utilizando o processamento de imagens



Fonte: alterado de [MARQUES FILHO; VIEIRA NETO\(1999\)](#)

Etapas do fluxo de processamento de imagens

A aquisição compreende à captação dos dados a serem processados. De grande importância, deve ser analisado quais os sensores que melhor proverão recursos ao sistema. Recursos incompatíveis podem causar complicações nas fases seguintes podendo interferir no resultado final.

A base de conhecimento guarda informações (imagens, áudios, textos entre outros) sobre um determinado assunto. Bastante utilizada quando há necessidade da coleta de dados para identificação de características de grupos de objetos.

Após a aquisição dos dados, é preferível que as imagens passem por um tratamento melhorando a qualidade da imagem de acordo com a necessidade da aplicação. Melhorar a imagem, não necessariamente é deixá-la com boa qualidade na visão humana. O melhoramento é utilizado para permitir que no momento da segmentação, esta não esteja com ruídos, brilho inadequado, ou seja, elementos que atrapalham a identificação das características da imagem.

Uma vez que a imagem esteja pronta para ser utilizada, é nesta etapa que será feito a separação do que o sistema precisa e do que não precisa. Com a entrada da imagem, procura-se por padrões de acordo com a necessidade da aplicação. Uma vez que estes padrões são encontrados, os elementos da imagem tornam-se objetos de interesse. Estes objetos de interesse serão necessários para os próximos passos.

Sobre os objetos encontrados são realizados procedimentos que tem como objetivo obter mensurações. Com esta extração de características, por meio de descritores, é possível categorizar os objetos.

Com a identificação dos objetos realizada e as características extraídas, estes valores são utilizados para a classificação. Assim, define-se o significado do objeto correlacionando-o com o mundo real.

2.7 Operações sobre pontos

2.7.1 Mínimos Quadrados

Técnica matemática que auxilia no fornecimento da função da curva de um determinado grupo de pontos é a técnica de mínimos quadrados. A mesma técnica é utilizada em [Deprá et al. \(2012\)](#) para manter a continuidade da curva da coluna vertebral e assim ser possível cálculos diretamente na função, como derivadas.

Utilizando-se de uma função polinomial de n-grau base, este método tenta otimizar a função fazendo com que todos os pontos façam parte do domínio da função minimizando o quadrado da distância da função para cada ponto. Esta técnica foi descrita no trabalho de [Aguiar e Júnior \(\)](#) e será utilizada assim que for obtido os pontos referentes à coluna vertebral humana na Seção *Quantificação das curvas*.

2.7.2 Identificação dos ângulos por Arcos Tangentes

Por mais que o *método de Cobb* seja o padrão de ouro para classificação de ângulos para curvatura da coluna vertebral humana ([VRTOVEC et al., 2009](#)), ele é mais utilizado em radiografias pela precisão da localização das vértebras.

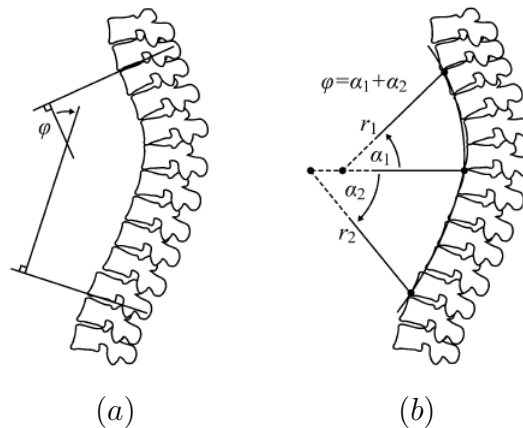
Outra limitação do método de Cobb é que ele considera a inclinação das vértebras de referência, desconsiderando a curvatura formada pelas vértebras entre elas.

Para isso, dentre as metodologias para o cálculo de ângulo das curvaturas e que também considera os processos espinhosos locais, foi selecionado o arco tangente.

Divide-se a curvatura de uma determinada região em duas, utilizando a vértebra que define o ponto máximo da curvatura. Para cada curva é obtido o valor do arco tangente à cada uma. O somatório destes valores define o ângulo da curvatura total da região determinada.

O comparativo entre o *método de Cobb* (necessita de 2 pontos de vértebras de referência) e dos arcos tangentes (necessita de 3 pontos de vértebras de referência) podem ser visualizados na [Figura 9](#), sendo que os pontos de referências são obtidos na Seção *Quantificação das curvas*.

Figura 9 – (a) Método de Cobb (b) Método dos arcos tangentes



Fonte: Vrtovec et al. (2009)

2.8 Classificadores

Os classificadores são modelos matemáticos com a função de identificar classes dos dados. Aprendizagem de máquina é a área da computação especializada em criação de metodologias de criação destes modelos matemáticos.

A aprendizagem de máquina utiliza um conjunto de dados como treinamento para calibrar o modelo. Assim, pretende-se que qualquer conjunto de característica posteriormente utilizado no modelo possa ser classificado de maneira correta.

Os classificadores serão utilizados na última etapa da metodologia na Seção 3.3 para a classificação dos valores das medidas das curvaturas encontradas, apenas 2 classificadores serão utilizados: o classificador Multilayer Perceptron (*MLP*) e o classificador de árvore de decisão *J48*.

2.8.1 Multilayer Perceptron

As redes neurais artificiais são modelos matemáticos criados a partir do comportamento da rede neural humana. Assim, abstrai-se o conceito de neurônios e sinapses.

A *multilayer perceptron* (*MLP*) é um tipo de rede neural que é constituída por nós, também denominado neurônios. Cada neurônio possui uma unidade de processamento, em que recebe como entrada os dados dos neurônios anteriores, processa a entrada e a saída é conectada ao neurônio posterior. Cada neurônio possui um peso em cada conexão para com o próximo neurônio. E estes pesos que definem o quão necessário um valor de saída do neurônio é.

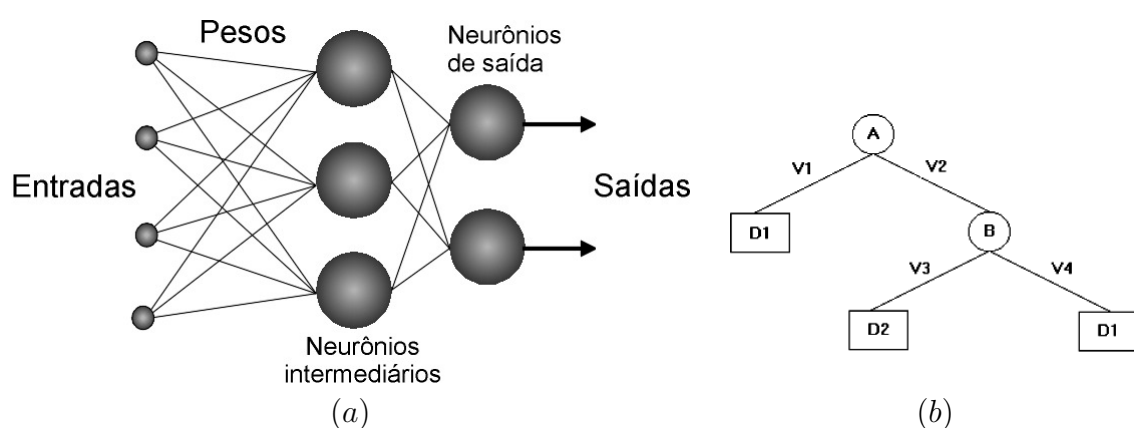
Assim, atualizar os pesos é necessário para permitir que a *MLP* consiga resultados

mais precisos. *Forward propagation* é o método para encontrar o valor relacionado a um determinado conjunto de características, em que os dados de entrada são submetidos à rede neural implicados pelos pesos das conexões de cada neurônio e por função de ativação, que delimita a alteração de estado do neurônio. *Backward propagation* é o método para atualizar os pesos, utilizado no treinamento da rede neural. De acordo com o resultado obtido no final da rede e comparado o quão distante está de obter o resultado desejado, este erro é propagado para a rede para atualizar os pesos de acordo, e assim tentar encontrar o melhor resultado das próximas classificações [Castro e Castro \(2013\)](#). Na [Figura 10 \(a\)](#) está a configuração de uma *MLP* em que cada entrada corresponde a uma característica do objeto que se deseja checar a classificação, a saída e todos os neurônios dentro da rede são unidades de processamento que correlacionam os dados.

2.8.2 Árvores de decisão (algoritmo *J48*)

Outro método de classificação são as árvores de decisão. Modelo construído com base em decisões, é criada uma árvore, estrutura de dados, em que os nós das árvores são operadores de decisões e cada folha é uma classificação. A [Figura 10 \(b\)](#) apresenta o modelo de uma árvore de decisão, em que D1 e D2 são as tipos de classificação; V1, V2, V3 e V4 são os tipos de decisão (ex.: Se A atender a condição V1 então a classificação do objeto é D1, caso A atender a condição de V2, uma nova decisão será realizada em B e por fim a classificação.); e A e B são as decisões. O algoritmo *J48* define como a árvore é construída, e como ocorre a classificação, sendo ela uma adaptação do algoritmo *C4.5*.

Figura 10 – (a) Arquitetura de uma *MLP* (b) Arquitetura de uma árvore de decisão



Fonte: (a)<http://www.cerebromente.org.br/n05/tecnologia/image11.gif>
 (b)<http://www.scielo.br/img/fbpe/anp/v58n1/1258f1.gif>

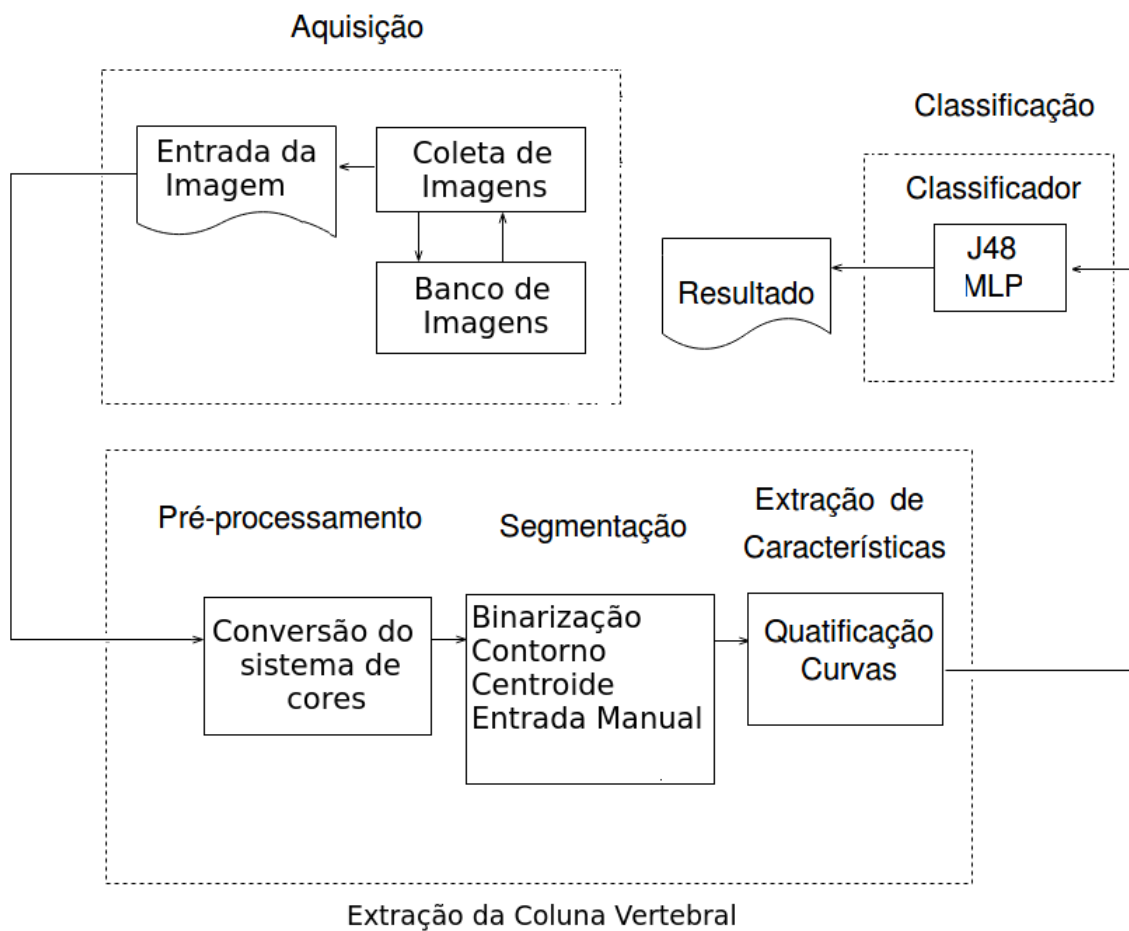
3 Metodologia

Este capítulo irá descrever detalhadamente as técnicas descritas no capítulo anterior, e como estas técnicas estão associadas compondo a metodologia proposta neste trabalho, também será apresentado como será realizada a validação desta metodologia.

A Figura 11 apresenta O diagrama com a modelagem geral da metodologia definida para a análise de curvatura da coluna vertebral humana no plano sagital.

Como fundamentado na Seção 2.6, esta arquitetura foi desenvolvida inserindo os passos de processamento de imagens, executando atividades específicas, à uma arquitetura mínima para o processamento de imagens.

Figura 11 – Esquema geral da metodologia



3.1 Aquisição

Por não haver um banco de imagens com o conteúdo necessário para validação desta metodologia, a criação de uma base tornou-se necessária.

3.1.1 Protocolo de Aquisição

Para a criação do banco de imagens foi criado um padrão para a captura das imagens dos pacientes a fim de identificação da coluna vertebral humana no plano sagital. Assim, deve-se:

- a) Sensor fotográfico a 170 cm de distância do plano de fundo e 80 cm de altura.
- b) Cor do fundo deve-se conter contraste com a cor da pele humana, de preferência branco.
- c) Posição ereta de perfil em relação ao sensor fotográfico.
- d) Braços devem estar cruzados, a fim de não obstruir a curvatura da coluna vertebral quando houver a captura da imagem.
- e) A posição de perfil do paciente deve sempre estar no sentido em que os olhos estejam direcionados para a direita do sensor e a coluna para a esquerda.
- f) Deve ser retirado qualquer roupa que oculte o tronco do paciente, em formato e/ou cor, exceto mulheres que podem utilizar roupas que cubram somente a região dos seios.
- g) Captura das imagens em 3 posições
 - Posição 1: Paciente na melhor posição possível e pés juntos.
 - Posição 2: Paciente na melhor posição possível e pés separados na largura do quadril.
 - Posição 3: Paciente relaxado.

3.1.2 Coleta de Dados

Um grupo de pessoas foi selecionado para ter imagens de perfil capturadas para análise. Todos os participantes tiveram acesso ao termo de compromisso, que pode ser verificado no [Apêndice A](#), em que apresenta informações sobre o que é o trabalho, o objetivo e como será feito o processo de captura dos dados, assim como também garante que a imagem do rosto e o nome do participante será preservada, podendo ser utilizada apenas em reuniões. Depois de realizada a assinatura do termo, realizou-se a captação de dados pessoais como nome, idade, peso e altura e logo após a captura da imagem de perfil do participante.

A coleta das imagens foi feita em dois dias distintos com uma semana de diferença entre eles. Com exceção de alguns participantes que não compareceram ao segundo dia, foi utilizado o mesmo grupo do primeiro dia, ou seja, não houve adições de novos participantes.

No segundo dia foi realizado a avaliação¹ do profissional de saúde logo após a aquisição das imagens, sendo estes dados salvos na ficha do participante. A captura das imagens foram realizadas de acordo com a Seção 3.1.2.

Não houve a definição dos ângulos no momento da captura das imagens, foi apenas coletado para alimentação do banco de imagens. O processo para cada participante levava cerca de 2 a 3 minutos já que nenhum tipo de marcador foi utilizado no participante, apenas era pedido que a camisa ou blusa fosse retirada e que os braços ficassem cruzados em todas as poses para não obstruir a curvatura da coluna vertebral com os ombros ou escápula.

Um total de 22 pessoas compareceram no primeiro dia sendo 16 homens e 6 mulheres. Entretanto, no segundo dia, apenas 16 compareceram sendo 11 homens e 5 mulheres. Porém, dentre os projetos dos participantes masculinos, houve erro de captura de um deles, inviabilizando o uso das imagens deste participante, resultado assim em 15 participantes, 10 homens e 5 mulheres.

A captura dos dados em dois dias diferentes serve para validar o sistema quanto a coleta de dados, sendo que os dados obtidos em dias diferentes mantenham o mesmo resultado, provando a integridade do sistema. Esta coleta de dados em dois dias diferentes é realizada devido à pesquisas que mostram que há alteração na postura das pessoas de acordo com o estado emocional delas (ROSÁRIO, 2010). Assim, a captura das imagens em dias diferentes possibilita a verificação se a metodologia consegue manter a integridade dos valores.

A captura de diferentes posições de um mesmo participante possibilita verificar se há diferença de resultados quando muda-se de posição. Mantendo a integridade do sistema para uma pessoa quanto a modificação de posições.

As imagens coletadas são agrupadas no banco de imagens por participantes, junto aos dados pessoais e diagnóstico.

3.2 Extração da coluna vertebral

3.2.1 Alteração do sistema de cores

Para a identificação de pessoas, são utilizadas técnicas que possam detectar as tonalidades da cor da pele. Para isso, como definido em Zabulis et al. (2009), em que o autor,

¹ A avaliação foi realizada sem o uso de nenhum aparelho de medição. Foi apenas utilizado a experiência do profissional em identificar a presença ou não de anomalias

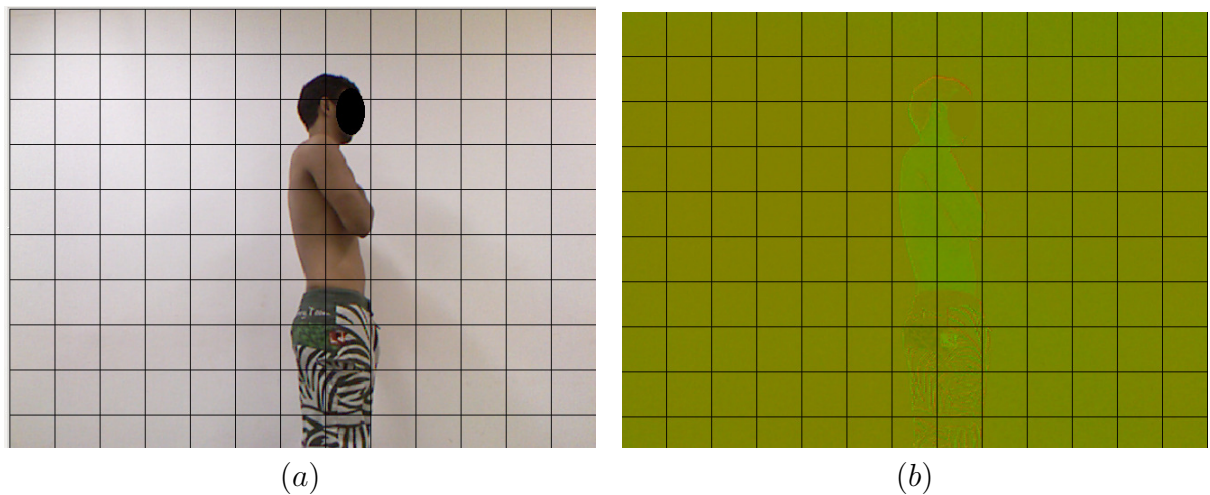
em uma de suas etapas, precisou detectar mãos para conseguir fazer o reconhecimento de gestos, uma imagem que se encontra no sistema de cores RGB (Vermelho, Verde e Azul) conseguiria melhor resultado de identificação pelas cores se os efeitos da iluminação fossem removidos da imagem. Diante disto, foi escolhido o modelo de cores YCbCr (Luminância, cromaticidade azul e cromaticidade vermelha). O motivo da remoção da iluminação é que ela afeta a tonalidade das cores, assim as cores ficam suscetível ao grau de incidência de luz.

O ponto mais importante é definir a faixa de cores que definem a cor da pele humana. Por isso foi inicialmente definido a faixa como descrita para YCbCr no trabalho de Barros (2015). A faixa definida pelo autor ($77 \leq Cb \leq 127$ e $133 \leq Cr \leq 173$) não foi viável, exigindo assim uma análise empírica de novos valores. Desta forma, chegou-se aos valores apresentados na subseção 3.2.1:

$$82 \leq Cb \leq 138 \text{ e } 117 \leq Cr \leq 163$$

A Figura 12 (a) é a imagem original salva no banco de imagens. Após a remoção do canal de luminância obtêm-se o resultado apresentado na Figura 12 (b).

Figura 12 – (a) Imagem Original (b) Imagem sem luminância

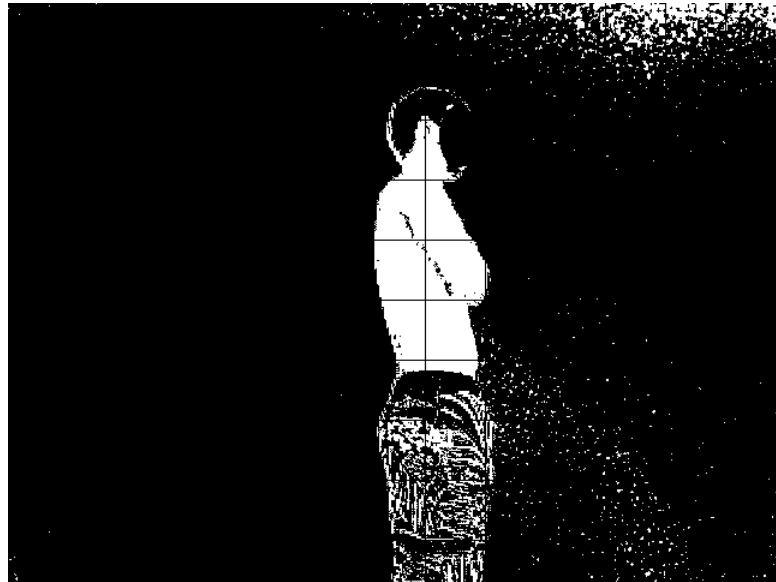


3.2.2 Binarização

Imagens binárias são imagens que possuem apenas duas cores, geralmente preto e branco. Para a representação utiliza-se um limiar que define o que é útil e o que não é útil para a aplicação. Elas funcionam como máscaras, removendo tudo o que é desnecessário da imagem.

Neste trabalho, imagens binárias representam onde possui tonalidades com a cor da pele e onde não tem. Para isso, utiliza-se a [subseção 3.2.1](#) como limiar nos dois canais existentes, em que estiver entre as faixas será branco e tudo que não estiver será preto. A [Figura 13](#) apresenta o resultado da binarização da [Figura 12 \(b\)](#).

Figura 13 – Imagem binarizada



3.2.3 Contorno

As bordas são regiões de fronteira de um objeto à outro. Os contornos são um conjunto de bordas correlacionadas a um único objeto representando a forma. Sem os contornos não seria possível distinguir objetos em uma cena.

Os contornos são obtidos pelo fazendo a análise do agrupamento dos pixels brancos adjacentes na imagem binária. Supõe-se que a pele da pessoa ocupará a maior parte da imagem (terá o maior agrupamento de pontos brancos adjacente), desta forma, calcula-se a área para cada contorno e então é escolhido o contorno com a maior área, seguindo a [Equação 3.1](#), definido em [Madeira \(2009\)](#).

$$A = \sum_{k=0}^{n-1} \frac{(x_k y_{k+1} - x_{k+1} y_k)}{2}$$

$$\max_{1 \leq i \leq c} A_i \quad (3.1)$$

Em que n é o número de vértices de um contorno e k é o k -ésimo ponto a ser analisado; x e y os valores que formam a coordenada de um ponto; c número de contornos encontrados e i o i -ésimo contorno. Para cada ponto de cada contorno é realizado a

subtração do produto das coordenadas do ponto atual com o próximo ponto (trocando o valor de y em cada produto). Entre as áreas, será escolhida a maior.

3.2.4 Centroide e Pontos desejados

Com a identificação do contorno desejado, obtém-se uma lista de pontos que fazem parte do contorno. Entretanto esta quantidade de pontos não é necessária, somente é preciso que os pontos que estão na curva da coluna vertebral sejam obtidos.

O centroide é uma coordenada interior de uma figura geométrica, tornando-se o centro geométrico. Obtêm-se a coordenada do centroide $C(c_x, c_y)$ pela [Equação 3.2](#), em que A é a área do contorno; x e y são as coordenadas de um ponto; n número de pontos de um contorno; k é o k -ésimo ponto, mostrado em [Madeira \(2009\)](#).

$$c_x = \frac{1}{6A} \sum_{k=0}^{n-1} (x_k + x_{k+1}) (x_k y_{k+1} - x_{k+1} y_k)$$

$$c_y = \frac{1}{6A} \sum_{k=0}^{n-1} (y_k + y_{k+1}) (x_k y_{k+1} - x_{k+1} y_k) \quad (3.2)$$

Sabendo que as imagens estão padronizadas com as costas sempre a esquerda da imagem e que o centroide é o ponto interno no contorno, pode-se considerar que os pontos que definem o contorno que estejam à esquerda do centroide contenham os pontos referentes à curvatura da coluna vertebral. Com isso, tem-se uma redução da quantidade de pontos encontrados.

3.2.5 Entrada manual

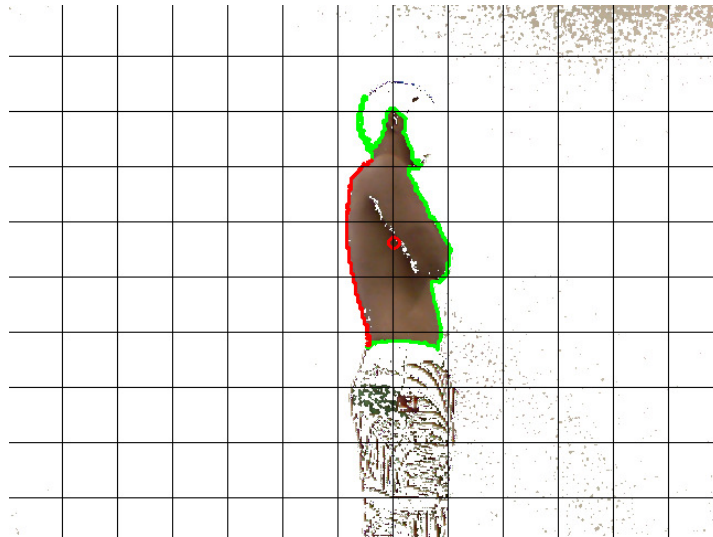
Para finalizar o processo de identificação da coluna vertebral, é preciso a entrada manual dos pontos que indicam o início e o fim das costas. Então será possível a obtenção de todos os pontos do contorno dentro desta faixa.

Na [Figura 14](#) está o resultado do contorno obtido, identificando o ponto do centroide e possibilitando o encontro dos pontos da curvatura da coluna vertebral.

3.2.6 Quantificação das curvas

A fim de encontrar os valores dos ângulos das curvas, apenas os pontos do contorno não são suficientes, por dois motivos: quantidade baixa de pontos e ruídos que ainda poderiam existir na imagem e que podem criar pontos errôneos.

Figura 14 – Imagem segmentada: verde todos os pontos do contorno e vermelho pontos do contorno nas costas do participante



Mínimos Quadrados

Para evitar o problema da quantidade baixa de pontos e ruídos nas curvas, é preferível encontrar o modelo matemático que melhor se adapta à distribuição dos pontos. Assim as curvas podem ser definidas por polinômios de grau n , como representado na [Equação 3.3](#)

$$f(x) = a_0 + a_1x + a_1x^2 + \dots + a_nx^n \quad (3.3)$$

Para que uma curva consiga se aproximar dos pontos, a distância do ponto para a curva deve ser a menor possível. Como as distâncias podem ser positivas e negativas, afim de evitar a anulação de valores, minimiza-se o quadrado das distâncias. A soma do quadrado das diferenças para um determinado grupo de pontos p indica o quão próximo uma determinada curva se aproxima do conjunto de pontos, assim quanto menor for o resultado melhor. Este cálculo das diferenças é realizado com a [Equação 3.4](#).

$$S(a_0, a_1, \dots, a_n) = \sum_{i=1}^p (y_i - (a_0 + a_1x_i + a_1x_i^2 + \dots + a_nx_i^n))^2 \quad (3.4)$$

Desta forma, pretende-se minimizar o quadrado da soma das diferenças entre os valores de $f(x)$ com os valores da curva de ajuste $a_0x^0 + a_1x^1 + a_2x^2 + \dots + a_nx^n$ dado um conjunto de pontos, como segue na [Equação 3.5](#), encontrando os valores dos coeficientes

de cada variável.

$$\min_{1 \leq i \leq n} S_i \quad (3.5)$$

Assim, procura-se identificar quais são os melhores coeficientes do polinômio que tem o menor somatório do quadrado da diferença.

Representando este processo em forma matricial temos em [Equação 3.2.6](#), onde X representa a matriz coluna dos coeficientes; Y a matriz dos pontos na coordenada y ; R valor da equação do resíduo das funções polinomiais e A sendo a lista das variáveis para cada polinômio.

$$X = \begin{bmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_p \end{bmatrix}; Y = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \\ \vdots \\ y_p \end{bmatrix}; R = \begin{bmatrix} r_0 \\ r_1 \\ \vdots \\ r_p \end{bmatrix}; A = \begin{bmatrix} 1 & x_0 & x_0^2 & \dots & x_0^n \\ 1 & x_1 & x_1^2 & \dots & x_1^n \\ 1 & x_2 & x_2^2 & \dots & x_2^n \\ \vdots & \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_p & x_p^2 & \dots & x_p^n \end{bmatrix}$$

A [Equação 3.4](#) pode ser representada como [Equação 3.6](#) e a solução deste sistema linear é o valor dos coeficientes para o polinômio que melhor se ajusta em um determinado conjunto de pontos.

$$\sum_{i=1}^p R^T R \quad \text{onde,} \quad R = Y - AX \quad (3.6)$$

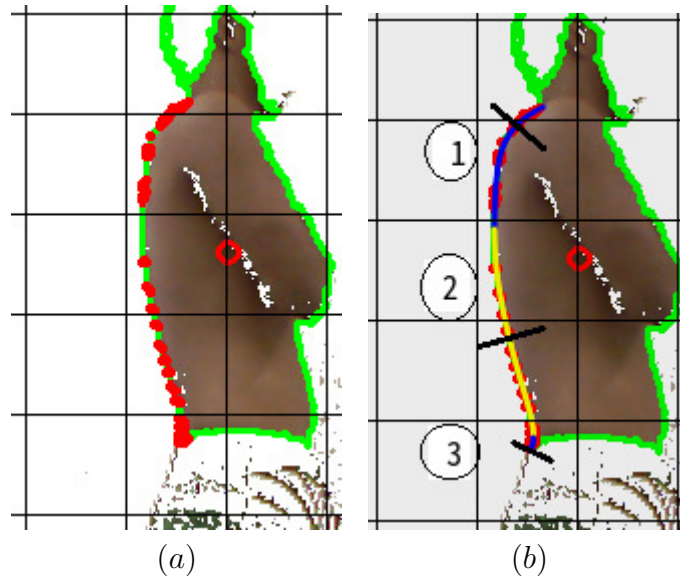
Substituindo na [Equação 3.3](#) os coeficientes encontrados e dado um valor de x obtêm-se o valor da função $f(x)$, resultando na coordenada de um ponto. Deste modo, a quantidade de pontos obtidas é inversamente proporcional ao tamanho dos espaçamentos entre os valores de x .

Na [Figura 15](#), têm-se os passos para a geração de pontos sobre a função da curvatura da coluna vertebral humana. Em (a), os pontos obtidos diretamente do contorno apenas com a inserção do ponto de início e fim da coluna. E em (b), é executado o algoritmo de mínimos quadrados (*MMQ*) para encontrar a função da curva e então gerar todos os pontos sobre a curva e a presença de subcurvas.

Agrupamento de pontos pela direção da curva

Tendo a construção de n -pontos sobre a curva da coluna vertebral tenta-se identificar quais curvas formam à cifose torácica e quais formam a lordose lombar. Se um determinado ponto em y satisfaz a [Equação 3.7](#), se sim todos os pontos anteriores são salvos em grupos de subcurva.

Figura 15 – (a) Pontos do contorno em vermelho (b) Pontos gerados por *MMQ* em azul e amarelo.



A equação agrupa os pontos encontrados pela direção deles, assim se os pontos em y tendem a crescer, estes fazem parte de um grupo. Caso os pontos de y tendem a decrescer, outro grupo é formado.

Para cada ponto, verifica-se o ponto anterior e o ponto posterior ao ponto atual. Em vez de verificar se há o crescimento e de y ou a diminuição dos valores de y , verifica-se onde há um ponto de transição entre os pontos, e todos os pontos anteriores à este ponto de transição serão agrupados. Os pontos de transição são definidos quando o ponto anterior é maior que o ponto atual e o ponto atual é menor que o ponto posterior; ou o ponto anterior é menor que o ponto atual e o ponto atual é maior que o ponto posterior.

$$P = \{(x_i, y_i) | (y_i - y_{i-1} > 0 \wedge y_{i+1} - y_i < 0) \vee (y_i - y_{i-1} < 0 \wedge y_{i+1} - y_i > 0)\} \quad (3.7)$$

Assim, a curvatura da coluna vertebral é dividido em subcurvas, em que cada uma compreende à direção que da curvatura. Para melhor visualização, a [Figura 15 \(b\)](#) apresenta grupos de pontos com cores diferentes. Cada agrupamento corresponde a uma subcurva numeradas na imagem. A união de 2 subcurvas, corresponde a uma curva para cifose ou para lordose.

Dito isso, as subcurvas 1 e 2 referenciam à curva da cifose torácica e subcurvas 2 e 3 à lordose lombar.

Os pontos de início e fim de cada curva são definidos pelo ponto na mediana de cada curva, representado na posição das retas perpendiculares à curva [Figura 15 \(b\)](#),

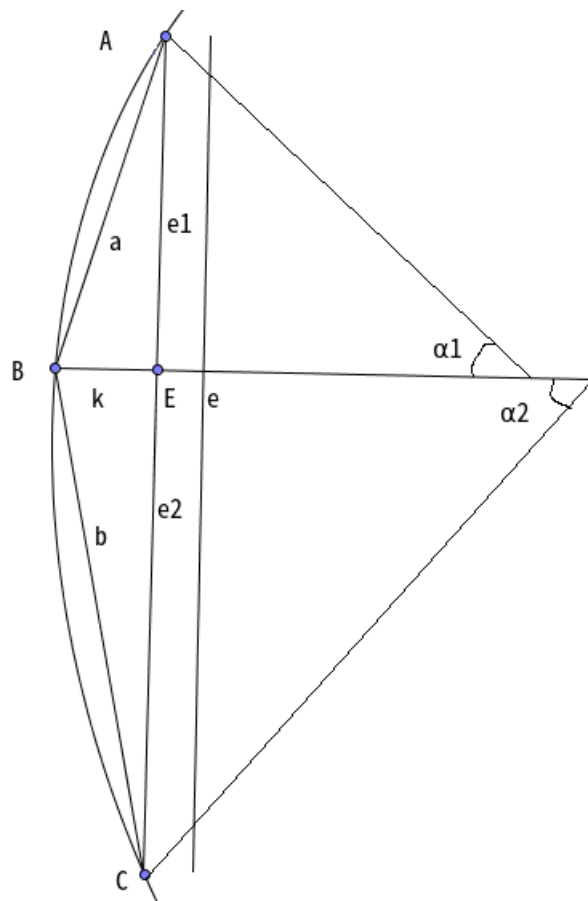
realizando uma aproximação dos vértices de referência. Para o terceiro ponto, usa-se o ponto que separa as duas subcurvas.

Arcos tangentes

Para o cálculo do ângulo formado pelos vértices de referência, representados pelos três pontos de cada curva, utiliza-se arcos tangentes.

Antes do cálculo dos arcos tangentes, é preciso definir os ângulos dos arcos de cada subcurva. A [Figura 16](#) representa o triângulo formado pelos pontos obtidos de cada curva, é preciso saber os valores de e_1 , e_2 e k para o cálculo dos arco tangentes. As equações adiante irão solucionar as variáveis

Figura 16 – Triângulo formado pelos três pontos de interesse em cada curva



As variáveis a , b e e são encontradas por meio da distância euclidiana em [Equação 3.8](#), em que x e y são as coordenadas dos pontos.

$$D = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (3.8)$$

Para k (altura) temos que:

$$k = \frac{2A}{e}, \text{ onde } A = \text{área do triângulo} \quad (3.9)$$

Só então e_1 e e_2 são definidos por teorema de pitágoras para achar o valor de um dos catetos, segundo a [Equação 3.10](#)

$$c^2 = -k^2 + d^2, \text{ onde } c, d = \text{catetos} \quad (3.10)$$

Por fim, os ângulo da curvatura são definidos na [Equação 3.11](#)

$$\alpha = \sum_{i=1}^2 180 - 2 \operatorname{atan}\left(\frac{e_i}{k}\right) \quad (3.11)$$

3.3 Classificação

Para a construção dos modelos de classificadores utilizou-se o *Weka* ([WITTEN et al., 2016](#)), também foi utilizado a técnica de *Smote* ([AL., 2002](#)) para gerar novas instâncias baseadas no dados existentes. Isto foi realizado pela quantidade pequena de avaliações realizadas e desbalanceamento entre as classes, sendo a classe aumentada impossível de balancear pela incidência baixa entre os casos analisados.

Por este motivo definiu-se que a classificação seria feita utilizando os termos *normal* e *anomalia* como os tipos de resultados de classificações. E como dados de entrada, características, é utilizado o valor das medidas.

3.3.1 Árvore de decisão

Utilizou-se a configuração padrão do *weka* para a execução da árvore de decisão *J48* e também não foi utilizado a redução de árvore pela importância dos resultados.

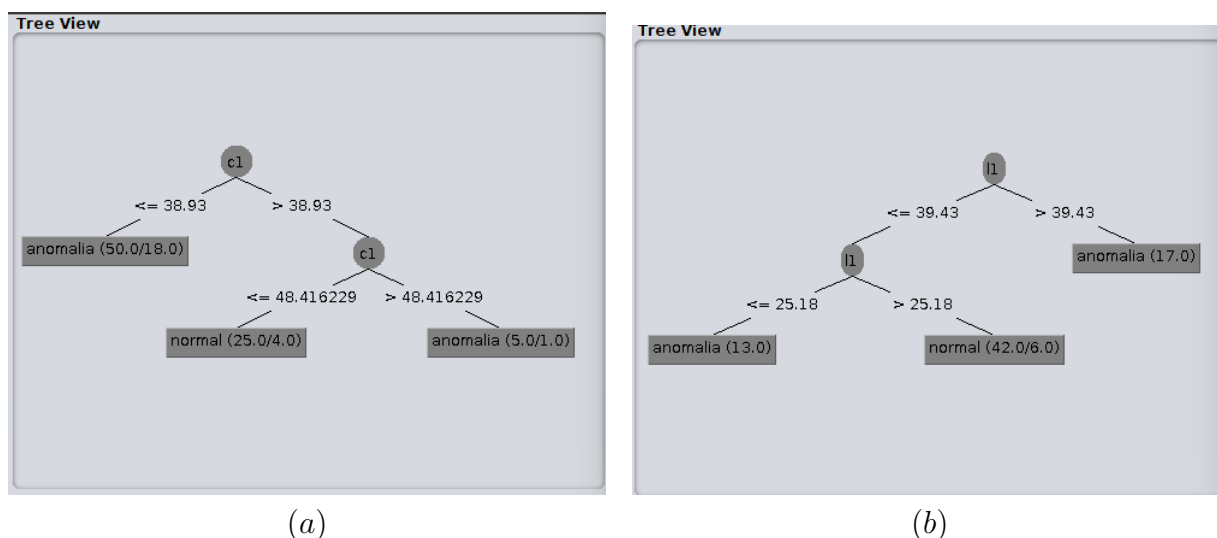
A classificação da cifose torácica e da lordose lombar são feitas separadamente, em que cada instância é composta por: Classe (anomalia ou normal) e um Atributo (uma das medidas, ou da cifose, ou da lordose).

A escolha da medida para cada instância foi a referente à postura ereta e pés juntos, já que foi nesta posição que o especialista fez a análise manual.

O modelo da árvore para cada execução é apresentado na [Figura 17](#).

Como pode ser visto, os modelos das árvores conseguem apresentar a faixa dos ângulos para as classes que são normais de acordo com o conjunto de dados.

Figura 17 – (a) Modelo da árvore para cifose (b) Modelo da árvore para lordose

Fonte: *weka*

3.3.2 Multilayer perceptron

As *MLP* constroem um outro modelo de classificação em que os valores dos atributos são correlacionados a uma função gerando um resultado único, que vão se adaptando com o tempo de execução.

Também foi utilizado a configuração padrão para *MLP* do *weka*, sendo eles: 0.2 de taxa de aprendizado; 0.3 de momentum; 2 neurônios na camada escondida $(na + nc)/2$ em que na = número de atributos e nc = número de classes. Caso valor decimal, arredondado para baixo. Segue o modelo na [Figura 18](#) para ambas as curvas.

Cada instância é definida por: Classe(anormalia ou normal) e 3 medidas, uma para cada valor de ângulo encontrado para cada posição, que serão as entradas da rede.

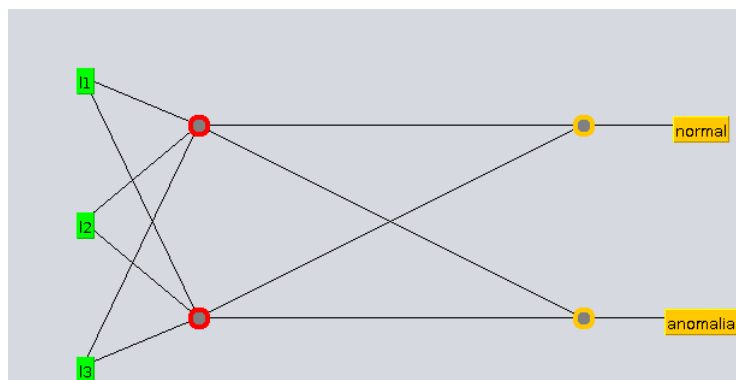
Entre os dois modelos, apenas os pesos das conexões se alteram.

3.4 Validação dos resultados

Antes de ser feita a validação dos dados obtidos com a metodologia geral, primeiramente será feito a validação das funcionalidades de forma independente. Desta forma, pretende-se confirmar que todas as funcionalidades estão conseguindo resultados satisfatórios aumentando a confiabilidade da metodologia quando aplicados de forma conjunta.

Esta validação ocorrerá com a comparação dos resultados de cada funcionalidade

Figura 18 – Modelo da mlp com uma camada escondida

Fonte: *weka*

com os resultados em outros sistemas ou ferramentas especializadas, como: *Geogebra*², *libreoffice calc*³.

A validação dos dados dos ângulos obtidos pela metodologia deve ser realizada com o objetivo de provar a integridade do sistema. Para isso, é necessário avaliar se entre as medidas retiradas houve uma diferença estatística significante. O nível de significância é o limite que se toma como base para afirmar que um certo desvio é decorrente do acaso. Este nível de significância é descrito como satisfatório se o limite de erro é de 5% ($p \leq 0,05$). Como se deseja provar que o sistema é íntegro entre as medidas, as medidas não podem apresentar diferença estatística significante entre as medidas.

A validação da classificação será realizada por meio da matriz de confusão de cada classificador. A matriz de confusão é um método que valida os resultados baseando-se na taxa de acerto das classificações. Nesta matriz quadrada, de dimensões definidas pelo número de classes que o classificador utiliza, é possível extrair quatro variáveis: Verdadeiro positivo (VP, quando o classificador prediz corretamente um caso positivo), Verdadeiro negativo (VN, quando o classificador prediz corretamente um caso negativo), Falso positivo (FP, quando o classificador prediz como positivo um caso que na realidade é negativo) e Falso negativo (FN, quando o classificador prediz como negativo um caso que na realidade é positivo).

Acurácia, Especificidade e sensibilidade são utilizados para mensurar os valores das variáveis em relação ao número de objetos classificados, em que a sensibilidade verifica a taxa de acertos em relação a classificações com que representam casos positivos, enquanto a especificidade verifica os acertos em relação aos casos que eram negativos. Já a acurácia, analisa todos os acertos com todos os objetos.

² Programa matemático para problemas geométricos, algébricos <<https://www.geogebra.org/>>

³ Programa do pacote de produtividade do Libreoffice para trabalhos com planilhas <<https://pt-br.libreoffice.org/descubra/calc/>>

3.5 Modelagem do projeto

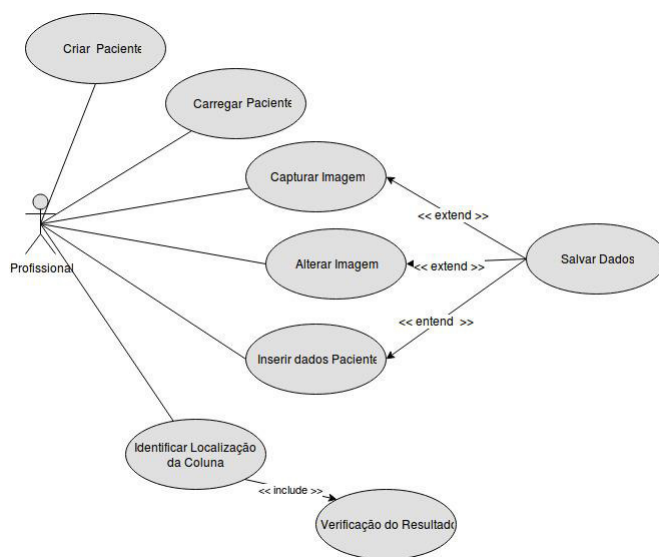
Para a utilização desta metodologia, foi desenvolvido um sistema que será utilizado por fisioterapeutas na detecção de anormalidades na coluna vertebral humana. Para isso, além de conversas sobre as necessidades que a metodologia deveria suprir, também foi discutido sobre a construção de um sistema rápido, de fácil acesso, custo relativamente baixo e não invasivo para medir as curvaturas da coluna vertebral no plano sagital. Assim, todo o processo de construção da metodologia e sistema foi realizado em parceria com um profissional especialista na área.

Para o desenvolvimento do sistema e para a manutenção do mesmo posteriormente foram feitos planejamentos e criação de documentação por meio de diagramas UML (BOOCH et al., 2006). Posteriormente, nesta seção serão mostrados os diferentes tipos de diagramas produzidos para representar as funcionalidades, estrutura e comportamento do sistema

3.5.1 Diagrama Caso de Uso

Foi desenvolvido um diagrama que apresenta todas as funcionalidades mais importantes dos sistema de fácil entendimento tanto para o desenvolvedor quanto para o usuário final, todos os interessados no sistema projetado no diagrama são inseridos e associados às funcionalidades representando os níveis de utilização do sistema. O diagrama desenvolvido utilizando *UML* pode ser visualizado na [Figura 19](#). A descrição para cada caso de uso está no [Apêndice B](#).

Figura 19 – Diagrama de casos de uso do sistema para a análise da curvatura da coluna vertebral humana



3.5.2 Diagrama de Atividades

O diagrama de atividade é um diagrama comportamental, ou seja, nele é representado o fluxo dos processos que uma determinada atividade pode ter. Cada diagrama possui um ponto de inicialização e um ponto de finalização da atividade e variados tipos de processos e controladores de fluxo. Os diagramas desenvolvidos referem-se às atividades dos profissionais ao criar um novo projeto [Figura 20](#); atualizar um projeto já existente [Figura 21](#), quando necessário alterar os dados do paciente ou dados da avaliação e utilizar para fazer as medições quando não se precisa criar um projeto [Figura 22](#).

Figura 20 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao criar um novo projeto

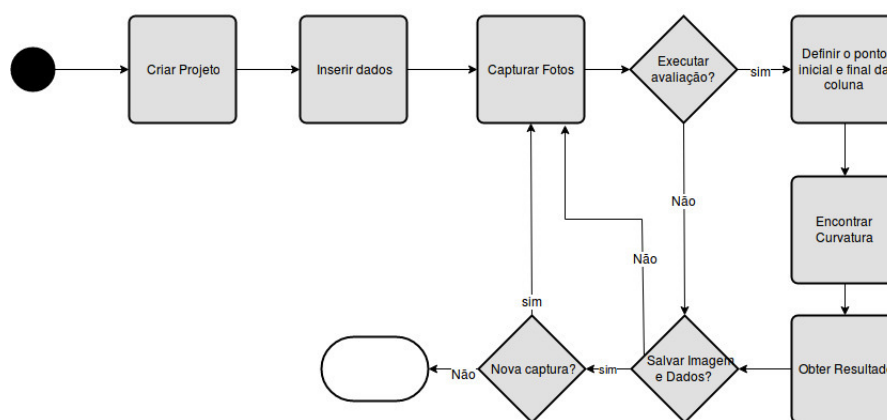
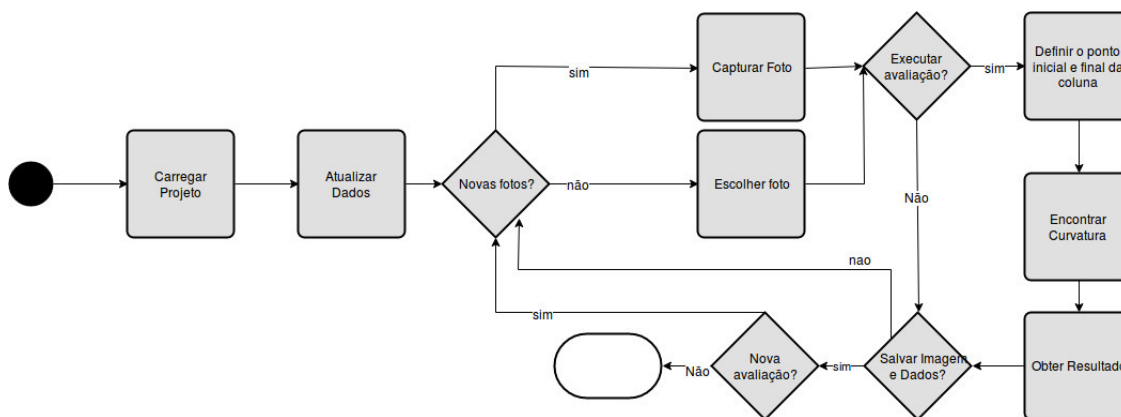


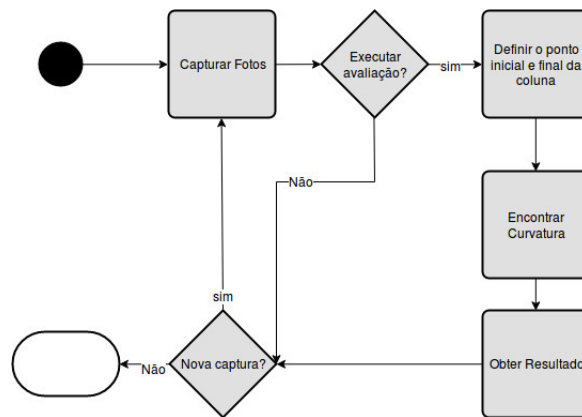
Figura 21 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao atualizar um projeto



3.5.3 Diagrama de classes

A composição mostrada na [Figura 23](#) representa a estrutura e o relacionamento entre as classes do sistema, não se atendo à uma descrição dos métodos e propriedades de cada classe. Com este diagrama pretende-se mostrar como o sistema está subdividido e a comunicação entre cada classe.

Figura 22 – Diagrama de atividade: Comportamento do sistema ao fazer uma execução independente de projeto



A sessão de comunicação é responsável por facilitar a comunicação da interface do sistema com as funcionalidades, assim como ela é importante para realizar a comunicação com o sensor de captura. Ela também é responsável por criar e carregar os projetos com as funcionalidades de arquivos. Estas funcionalidades são todas utilizadas por eventos que ocorrem quando há interação do usuário com a interface do sistema.

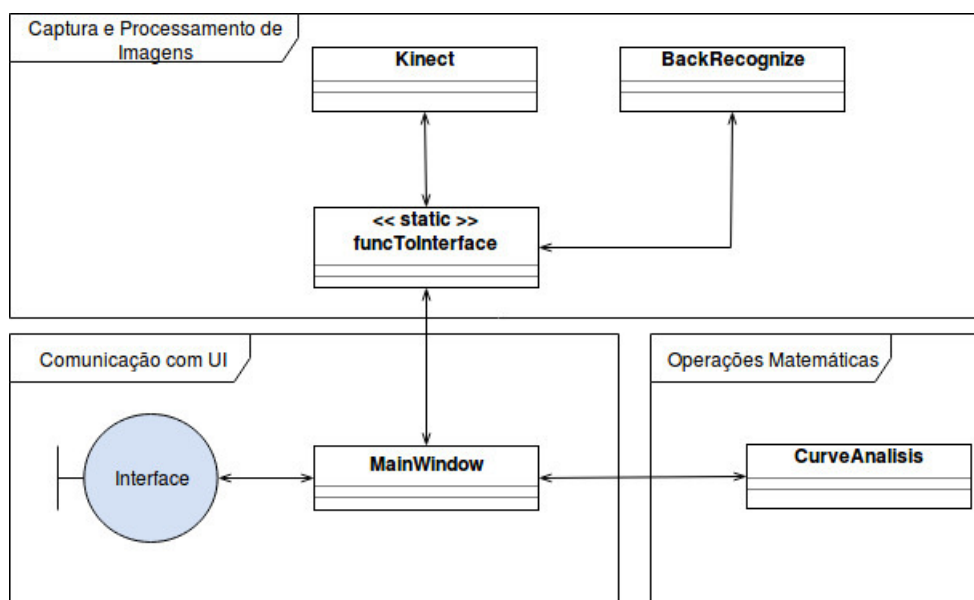
Depois de obtido a imagem, utiliza-se uma classe intermediária para fazer a conversão das imagens para que a classe responsável pela comunicação consiga ler e enviar os dados.

Para a sessão de captura e processamento de imagens têm-se as funcionalidades que utilizam o sensor de captura (experimentalmente utilizou-se o *kinect*⁴), assim como as funcionalidades responsáveis por encontrar os pontos sobre a curvatura da coluna vertebral. Apesar de possuir outros tipos de funcionalidades como captura de imagens por profundidade, foi utilizado apenas o sensor fotográfico do dispositivo. Assim, qualquer outro dispositivo fotográfico para esta metodologia pode ser utilizado.

Por último, a sessão operações matemáticas é responsável por recriar a curvatura da coluna através de uma curva analítica.

⁴ dispositivo desenvolvido pela empresa *Microsoft* para a captura de gestos <<https://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>>

Figura 23 – Diagrama de classes



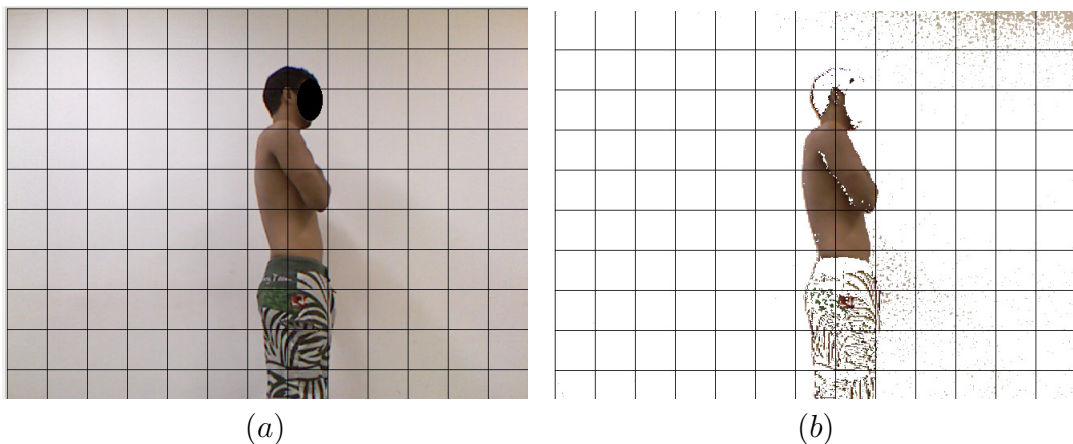
4 Resultado e Discussões

4.1 Validação das funcionalidades

Cada funcionalidade foi validada independentemente, para que assim o grau de confiança dos resultados da metodologia sejam maiores. A seguir, é apresentado os resultados para cada funcionalidade descrita na [seção 3.2](#) comparando-os com os resultados de outras ferramentas que possuem como foco principal estes tipos de funcionalidades.

Para a segmentação do objeto de interesse, utilizou-se uma validação visual sobre as imagens. Assim, na [Figura 24](#) apresenta o resultado dos processos aplicados para a remoção, em que as regiões em branco são tudo aquilo que foi removido da imagem original.

Figura 24 – (a) Imagem original (b) Resultado após tratamento e segmentação da região de interesse do tronco do corpo humano.



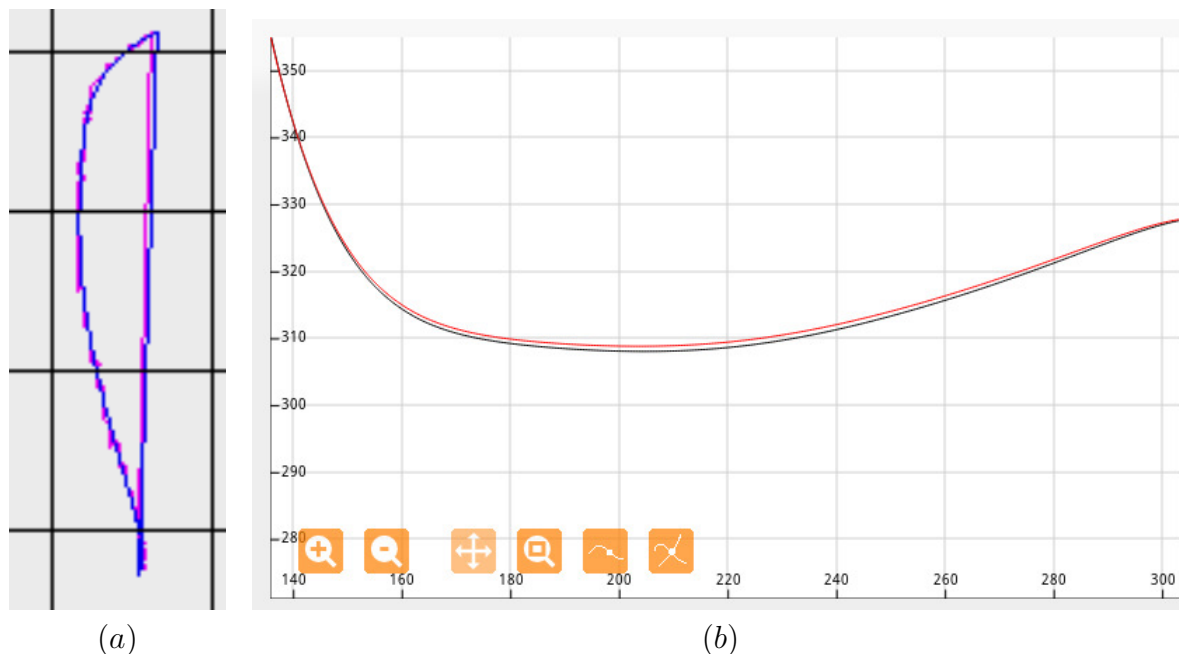
A [Figura 25](#) (a) apresenta a comparação das curvas geradas pelos pontos diretamente do contorno e pelo *MMQ*, este último com uma curva mais suave. Na (b), compara-se o formato da curva gerada pelo *LibreOffice Calc*¹ com a curva gerada pelo sistema.

Com a curva definida, avaliou-se o ângulo calculado. O resultado obtido para a imagem de exemplo pelo sistema desenvolvido foi de $21,71^\circ$, enquanto que o valor obtido pelo software matemático *Geogebra*², foi de $21,78^\circ$, como apresentado na [Figura 26](#).

¹ Programa do pacote de produtividade do Libreoffice para trabalhos com planilhas <<https://pt-br.libreoffice.org/descubra/calc/>>

² Programa matemático para problemas geométricos, algébricos <<https://www.geogebra.org/>>

Figura 25 – (a) Diferenças das curvas baseando-se nos pontos do contorno e no MMQ (b) Comparação do resultado da função da curvatura pelo *Calc* (mais claro) e do sistema (mais escuro).



4.2 Resultados

Antes da apresentação dos resultados obtidos das análises realizadas nas imagens coletadas em dias diferentes como definido na [subseção 3.1.2](#), identificou-se as características da amostragem, podendo ser visto na [Tabela 4](#).

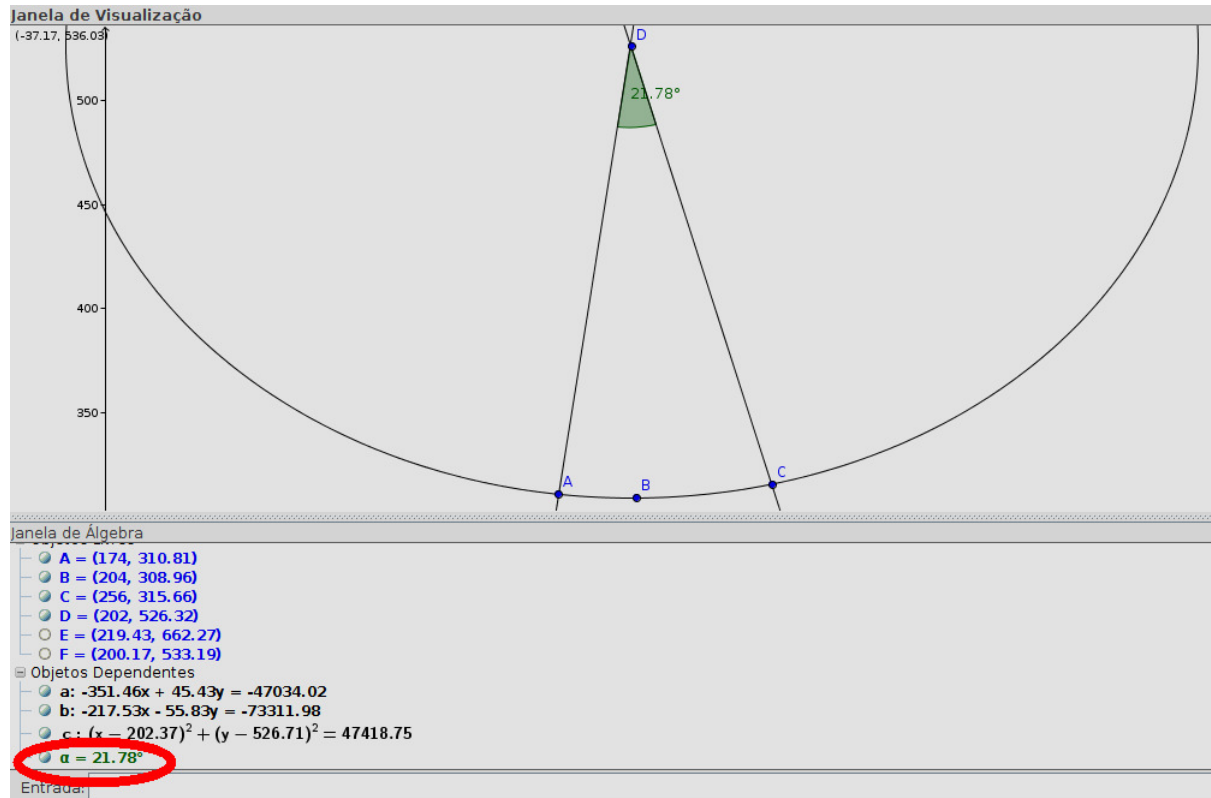
Tabela 4 – Amostragem

Amostra	15			
	Idade	Peso	Altura	IMC
Média	22,40	68,57	1,71	23,29
Mediana	21,00	70,70	1,71	23,68
Desvio Padrão	3,89	11,53	0,10	3,05
Mínimo	18	50,25	1,55	19,09
Máximo	28	87,30	1,92	28,83

Pela ausência de participantes no segundo dia, os dados relacionados à eles obtidos no primeiro dia não foram utilizados para validação. Com um total de 15 participantes, têm-se um grupo jovem entre os 18 e 28 anos e com a média do índice de massa corporal ($massa/altura^2$) saudável.

Não haverá distinção por gênero dos grupos pois o número de participantes é baixo e não equivalentes em quantidade por gênero.

Figura 26 – Ângulo do arco definido pelo Geogebra ao informar 3 pontos, o resultado foi 21.78° (área circulada).



4.2.1 Resultado da Integridade do Sistema

A integridade é conferida calculando-se o valor da diferença de significância entre um conjunto de dados. Sendo assim, na área da saúde utiliza-se como valor de corte a probabilidade de 5% de aparição de um caso que irá apresentar uma diferença nos dados, ou seja, qualquer valor encontrado que esteja abaixo de 5% apresentará uma diferença estatística enquanto que valores maiores que 5% não apresentará esta diferença. Ou seja, com a taxa de erro deve ser menor que 5%, o *p-value* obtido em todos os casos devem ser maiores que 0.05 (valor de *alpha*) para que haja integridade entre os valores. Como hipótese nula (H_0) temos que não há diferença estatística entre as medições e como hipótese alternativa (H_1) têm-se a existência de diferença estatística significativa na obtenção dos dados. Quando *p-value* obtido for maior que *alpha*, então a hipótese nula é aceita.

Esta medida informa o quão o conjunto de dados de um determinado grupo diferenciou-se de outro. Para o sistema desenvolvido conseguir manter a integridade dos dados em diferentes capturas de posições e em dias diferentes, é necessário que não haja diferença estatística. A seguir, serão apresentados os dados para cada grupo sobre a média, o desvio padrão (relação da variação das medidas de todo o conjunto para com o valor

médio).

Integridade entre posições

A importância da integridade dos dados entre as diferentes posições está em manter a consistência dos resultados. As Tabelas 5, 6, 7 e 8 apresentam os dados obtidos pela função *Analysis of Variance* (ANOVA) do *LibreOffice Calc*, obtendo assim a média, a variação dos ângulos em relação à média e o principal da função, o cálculo da significância entre os grupos de cada posição. As posições, como mencionadas na [subseção 3.1.2](#), são definidas por: Posição 1, posição ereta com os pés juntos; Posição 2, posição ereta e com os pés separados na largura do quadril; Posição 3, posição relaxada.

Tabela 5 – Análise de variância nas 3 medidas de cifose para o primeiro dia

Cifose dia 1					
Alpha	0,05	P-value	0,46		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1	15	31,91°	8,65°	20,21°	46,31°
Posicao 2	15	31,52°	8,38°	16,21°	41,00°
Posicao 3	15	35,31°	10,12°	21,63°	61,96°

Tabela 6 – Análise de variância nas 3 medidas de cifose para o segundo dia

Cifose dia 2					
Alpha	0,05	P-value	0,51		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1	15	36,64°	11,97°	10,50	53,45
Posicao 2	15	32,47°	10,41°	9,68°	46,70°
Posicao 3	15	35,67°	7,83°	18,31°	45,36°

Tabela 7 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para o primeiro dia

Lordose dia 1					
Alpha	0,05	P-value	0,88		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1	15	36,05°	11,06°	19,49°	52,44°
Posicao 2	15	33,99°	10,19°	20,37°	49,61°
Posicao 3	15	35,00°	11,76°	16,96°	55,33°

Tabela 8 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para o segundo dia

Lordose dia 2					
Alpha	0,05	P-value	0,93		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1	15	33,27°	8,60°	20,82°	48,71°
Posicao 2	15	34,31°	8,31°	21,21°	49,39°
Posicao 3	15	34,47°	11,35°	16,89°	59,91°

Para todas as tabelas é perceptível que o valor da diferença estatística significativa (*p-value*) estão bem acima do valor considerado de 5%, desta forma é possível afirmar que

entre as posições para cada dia não houve diferença que chegasse a invalidar a metodologia.

Dentre estes, os valores da significância na lordose são melhores em comparação com a cifose (já que estão mais próximos a 1). O motivo desta baixa significância em relação à lordose pode ser explicada analisando os valores de menor e maior valor de ângulo dos grupos em dias diferentes.

A variação da significância entre a cifose do dia 1 e dia 2 é a mesma com a variação da significância entre a lordose do dia 1 para com a lordose do dia 2.

Integridade entre dias

Mais importante do que a análise entre as posições de um determinado dia, é a análise entre os dias. Desta forma, pode-se precisar que o sistema não é instável sob as mesmas configurações.

Para analisar se um tratamento está surtindo efeito ou não em um paciente, analise os valores das medidas entre os dias. Caso o valor da diferença de significância fique abaixo do limiar definido pela precisão desejada, o tratamento está surtindo efeito (positivos ou negativos); entretanto se não existe um valor de diferença estatística significativa, acredita-se que a técnica não tem efeito.

Como os participantes não passaram por tratamento nenhum, o tempo da captura das imagens de um dia para outro foi pequeno (uma semana) e não tenha havido nenhum acidente que afetasse a coluna, espera-se que a aparição de uma anomalia não tenha ocorrido, apenas pequenas variações nas medidas devido ao estado emocional do participante. Dito isso, às capturas entre os dias não devem apresentar uma significância acima de 5%.

Tabela 9 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para ambos os dias

Cifose dias 1 e 2					
Alpha	0,05	P-value	0,57		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1 Dia 1	15	31,91°	8,65°	20,21°	46,31°
Posicao 2 Dia 1	15	31,52°	8,38°	16,21°	41,00°
Posicao 3 Dia 1	15	35,31°	10,12°	21,63°	61,96°
Posicao 1 Dia 2	15	36,64°	11,97°	10,50°	53,45°
Posicao 2 Dia 2	15	32,47°	10,41°	9,68°	46,70°
Posicao 3 Dia 2	15	35,67°	7,83°	18,31°	45,36°

Tabela 10 – Análise de variância nas 3 medidas de lordose para ambos os dias

Lordose dias 1 e 2					
Alpha	0,05	P-value	0,99		
Grupos	Amostra	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Posicao 1 Dia 1	15	33,27°	8,60°	20,82°	48,71°
Posicao 2 Dia 1	15	34,31°	8,31°	21,21°	49,39°
Posicao 3 Dia 1	15	34,47°	11,35°	16,89°	59,91°
Posicao 1 Dia 2	15	36,05°	11,06°	19,49°	52,44°
Posicao 2 Dia 2	15	33,99°	10,19°	20,37°	49,61°
Posicao 3 Dia 2	15	35,00°	11,76°	16,96°	55,33°

Como pode ser visto, o mesmo comportamento acontece com a análise de variância entre os dias. Desta forma, a captura dos dados sob a mesma configuração da metodologia está consistente, já que ambas estão acima do limiar estabelecido. Novamente os valores para cifose encontram-se abaixo da lordose. Estes valores também podem ser visualizada na [Figura 27](#), em que mostra a comparação dos valores de cada pessoa em uma determinada posição em dias diferentes. Enquanto o gráfico para as 3 posições da lordose é mais comportado, a cifose não possui a mesma eficácia.

4.2.2 Resultados da classificação de anomalias

Primeiramente, será comparado os valores das curvaturas dos participantes com as faixas de ângulos definidas por diferentes autores apresentados na [subseção 2.2.1](#) para lordose lombar e [subseção 2.2.2](#) para cifose torácica.

Será utilizado o método da matriz de confusão para comparar o resultados utilizando as faixas dos autores com os dados obtidos das medições desta metodologia, a matriz não será apresentada, apenas os resultados do desempenho como mostrado na [Tabela 11](#) e [12](#), em que os valores de cada coluna são referentes a uma faixa para curvaturas normais.

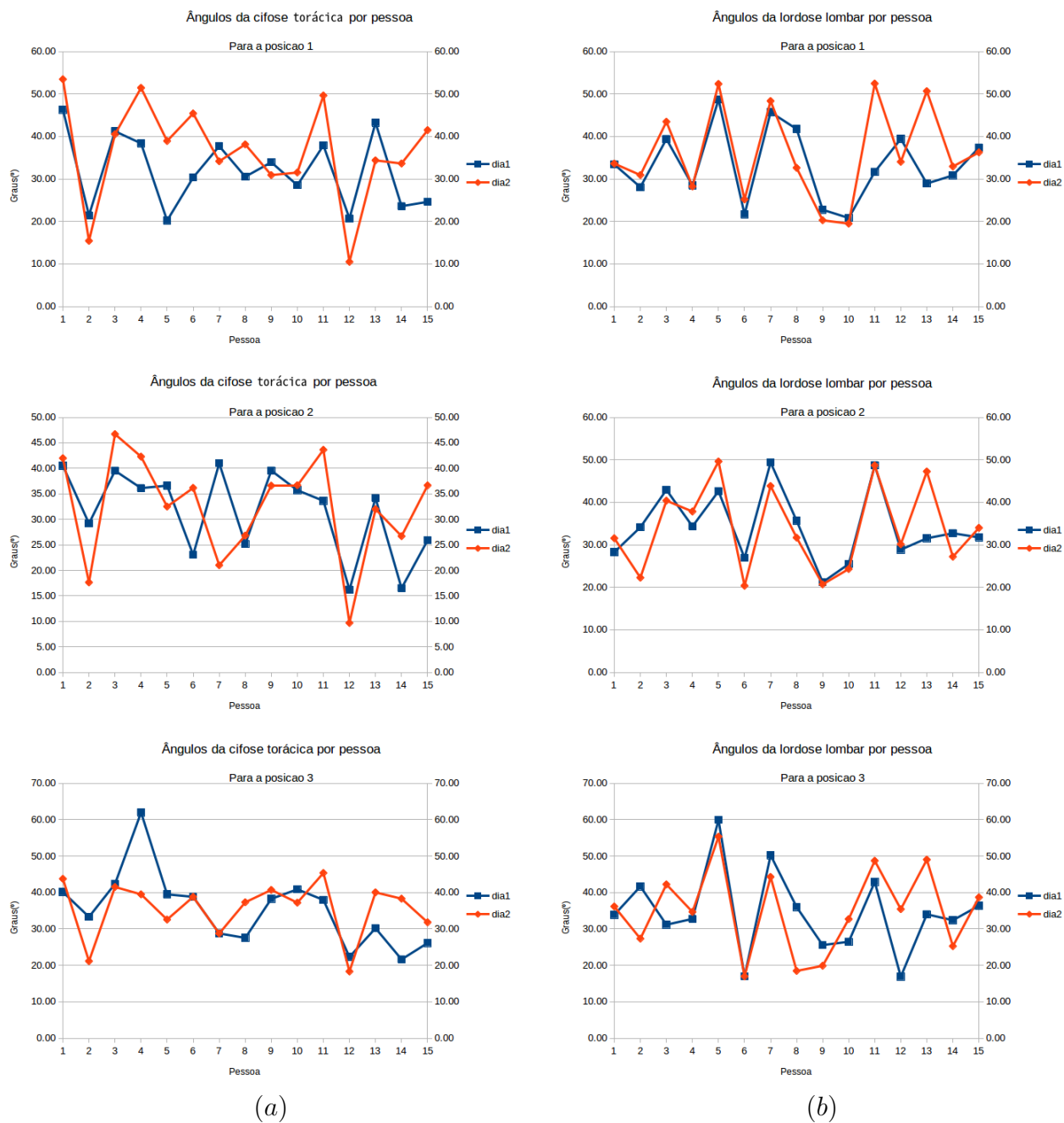
Tabela 11 – Desempenho da classificação pelas faixas definidas por autores para a lordose lombar

LORDOSE	30° - 40°	33° - 79°	18° - 69°	35° - 45°
Acurácia	0.73	0.53	0.40	0.60
Sensibilidade	0.67	0.50	1.00	0.33
Especificidade	0.78	0.56	0.00	0.78
Eficiência	0.72	0.53	0.50	0.56

Como já definido, as faixas de normalidade dos graus de curvatura para cada curva fisiológica são muito divergentes, além de que algumas faixas sejam grandes, com casos de mais de 40°.

Essas tabelas mostram a capacidade dos dados obtidos dos participantes de serem classificados como normais, parâmetro definidos pelo valor das respectivas colunas, com a

Figura 27 – Comparação gráfica dos ângulos em posições e dias diferentes para (a) Cifose torácica (b) Lordose lombar.



classificação realizada pelo profissional do dia da aquisição dos dados. Desta forma, na Tabela 11 temos que a faixa de ângulos entre 30° e 40° apresentou a maior taxa de acertos comparando com a opinião do profissional da saúde. Já na Tabela 12, a faixa 20° até 60° teve a melhor acurácia, porém ambas as faixas não obtiveram resultados bons quando comparados a opinião do profissional.

Testando com outros métodos de classificação, foi utilizado uma árvore de decisão

Tabela 12 – Desempenho da classificação pelas faixas definidas por autores para a cifose torácica

CIFOSE	20° - 40°	20° - 60°
Acurácia	0.27	0.33
Sensibilidade	0.60	1.00
Especificidade	0.10	0.00
Eficiência	0.35	0.50

e também uma MLP, como descritos na [seção 3.3](#).

Para cada um dos classificadores foram geradas instâncias sintéticas para aumentar e balancear a base. A classificação das instâncias sintéticas junto com as coletadas é apresentada na [Tabela 13](#) para lordose e [Tabela 14](#) cifose. Nelas estão contidas as classificações feitas pelos 2 classificadores com configurações de 70%/30% e 80%/20% instâncias para treino/teste, respectivamente.

Tabela 13 – Desempenho da classificação pelos classificadores MLP e J48 com diferentes proporções de instâncias para treino e teste para lordose

LORDOSE	J48 70/30	J48 80/20	MLP 70/30	MLP 80/20
Acurácia	0.82	0.86	0.77	0.93
Sensibilidade	1.00	1.00	1.00	1.00
Especificidade	0.69	0.75	0.58	0.83
Eficiência	0.85	0.88	0.79	0.92

Tabela 14 – Desempenho da classificação pelos classificadores MLP e J48 com diferentes proporções de instâncias para treino e teste para cifose

CIFOSE	J48 70/30	J48 80/20	MLP 70/30	MLP 80/20
Acurácia	0.38	0.64	0.48	0.64
Sensibilidade	1.00	0.75	1.00	0.75
Especificidade	0.00	0.60	0.15	0.60
Eficiência	0.50	0.68	0.58	0.68

Utilizando os classificadores, consegue-se obter uma melhor classificação dos dados em relação as divergências entre autores. Entretanto, a base de dados é pequena para que se possa chegar em um resultado mais preciso. Comparando os classificadores entre os tipos de configurações de treino e teste, é percebido que os casos em que se utilizou um percentual maior no treinamento, obtiveram melhores resultados.

Mais uma vez, os resultados para a curvatura da cifose torácica estão mais baixos em comparação com a lordose lombar, sendo que não houve diferença entre ambos classificadores para a configuração 80/20.

Para finalizar, a faixa de ângulos normais para a cifose e lordose gerados pela árvore de decisão foram utilizados somente nos valores coletados. Desta forma as [Tabela 15](#) e [16](#) mostram o resultado deste teste.

Tabela 15 – Resultados com nova faixa de valores normais para lordose

Lordose - Faixa Normal 25°-39°					
Matriz de Confusão				Desempenho	
	normal	anomalia	total		
normal	5	1	6	Acurácia	0.80
anomalia	2	7	9	Sensibilidade	0.83
total	7	8	15	Especificidade	0.78
				Eficiência	0.81

Tabela 16 – Resultados com nova faixa de valores normais para cifose

Cifose - Faixa Normal 39°-48°					
Matriz de Confusão				Desempenho	
	normal	anomalia	total		
normal	2	3	5	Acurácia	0.73
anomalia	1	9	10	Sensibilidade	0.40
total	3	12	15	Especificidade	0.90
				Eficiência	0.65

Em que na matriz de confusão, as linhas normal e anomalia são os casos em que as curvaturas são de fato normal ou uma anomalia, enquanto as colunas são os casos em que os casos foram classificados como normal ou anomalia pelo classificador. Para o desempenho, analisa-se a relação dos valores obtidos pela matriz de confusão, em que a taxa de acerto total (acurácia) é a razão entre o somatório de um caso ser classificado corretamente pela quantidade de casos.

Observa-se um acerto maior ao utilizar a faixa adquirida no método da árvore de decisão do que pela faixa dos autores. Entretanto, como já afirmado, a quantidade de pessoas analisadas é pequena para que se possa criar um modelo mais abrangente. Esta solução, satisfaz a base de dados locais.

De modo geral, as [Tabela 17](#) e [18](#) apresentam os dados das medidas de todos os participantes obtidas pela metodologia para a lordose e cifose respectivamente, e como estas medidas seriam classificadas pelas faixas de normalidade dos ângulos dos autores já citados neste trabalho. Além de apresentar o valor para todas os participantes, estas tabelas também mostram a relação de acerto destes autores quando comparado ao diagnóstico do profissional no dia da aquisição dos dados. Por fim, também é apresentado os valores da nova faixa, encontrada pelos classificadores.

Para cada pessoa na primeira coluna, há a classificação das medida da cifose ou lordose, que se encontra na segunda coluna de cada tabela, baseando-se na classificação realizada pelo profissional (terceira coluna). A presença de x significa que aquela medida foi classificada como uma medida normal para a cifose, na [Tabela 18](#), e medida normal para a lordose, na [Tabela 17](#); os campos em branco são as classificações como anormais. As colunas posteriores à do profissional são as faixas de outros autores ([subseção 2.2.1](#) e [subseção 2.2.2](#)) e por fim, a última coluna é a faixa encontrada pelo classificador. Na

ultima linha de cada tabela, têm-se os valores da taxa de acerto das faixas para com a classificação do profissional.

Tabela 17 – Comparativo geral entre o diagnóstico do profissional com as faixas de normalidade da lordose lombar e a nova faixa do classificador

	Valor da Lordose lombar	Profissional	30°-40 ^a	33°-79°	18°-69°	35°-45°	25°-39°
Pessoa 1	33,42°	x	x	x	x		x
Pessoa 2	28,07°	x			x		x
Pessoa 3	39,40°		x	x	x	x	
Pessoa 4	28,48°	x			x		x
Pessoa 5	48,71°			x	x		
Pessoa 6	21,67°				x		
Pessoa 7	45,72°			x	x		
Pessoa 8	41,75°			x	x	x	
Pessoa 9	22,76°				x		
Pessoa 10	20,82°				x		
Pessoa 11	31,68°		x		x		x
Pessoa 12	39,43°	x	x	x	x	x	
Pessoa 13	28,93°				x		x
Pessoa 14	30,84°	x	x		x		x
Pessoa 15	37,38°	x	x	x	x	x	x
Acurácia			0,73	0,53	0,40	0,60	0,80

4.3 Discussão

Os resultados, para esta metodologia de análise computacional da curvatura da coluna vertebral humana no plano sagital para cifose torácica e lordose lombar, apresentaram-se satisfatórios quanto à validade e classificação dos resultados.

Na [seção 2.5](#), encontra-se uma tabela contendo um resumo dos sistemas e metodologias desenvolvidas relacionadas à temática deste trabalho. Desta forma, seguindo a sua estrutura, esta metodologia, em seu estado atual, classificaria-se como:

- a) Software: Metodologia
- b) Marcações na Imagem: Semiautomática
- c) Fonte: Fotografia
- d) Cálculo: Curvatura da coluna vertebral e ângulos da lordose e cifose.
- e) Interpretação da postura e atividades corretivas: não
- f) Serviço pago: não

Tabela 18 – Comparativo geral entre o diagnóstico do profissional com as faixas de normalidade da cifose torácica e a nova faixa do classificador

	Valor da Cifose torácica	Profissional	20°-40 ^a	20°-60°	39°-48°
Pessoa 1	46,31	x		x	x
Pessoa 2	21,44	x	x	x	
Pessoa 3	41,22	x		x	x
Pessoa 4	38,38		x	x	
Pessoa 5	20,21		x	x	
Pessoa 6	30,35		x	x	
Pessoa 7	37,73		x	x	
Pessoa 8	30,53	x	x	x	
Pessoa 9	33,94		x	x	
Pessoa 10	28,53		x	x	
Pessoa 11	37,90		x	x	
Pessoa 12	20,71		x	x	
Pessoa 13	43,25			x	x
Pessoa 14	23,59		x	x	
Pessoa 15	24,62	x	x	x	
Acurácia			0,27	0,33	0,73

Apesar dos resultados apresentarem-se satisfatórios, muito ainda pode ser explorado a fim de melhorar a metodologia e o sistema.

Quanto à validação das funcionalidades, as técnicas desenvolvidas para todo o processamento de imagens e quantificação das curvas mostraram-se efetivas, contendo valores bem próximos às ferramentas especializadas. Entretanto, é preciso buscar o melhoramento das técnicas, pois quanto melhor a qualidade da segmentação da imagem, melhor será a descrição dos objetos de interesse.

Principalmente quanto ao pré-processamento, que possui uma faixa de cores de forma empírica, conseguindo suprir as necessidades, porém precisa-se saber se a aplicabilidade é universal. Talvez, o uso de técnicas que estão a fim da extração das bordas de imagem, como *Sobel*, em conjunto com sistema de cores *YCbCr* consigam trazer resultados, utilizando a técnica de bordas para "conectar" as partes descontinuadas em algumas imagens.

O motivo do sistema ser semiautomático, está no fato da intervenção humana na localização do início e fim da coluna vertebral. Estudos anatômicos são interessantes a fim de encontrar pontos semelhantes que consigam identificar com mais precisão o início e o fim da coluna vertebral. Uma vez concluído, o sistema deixará de ser híbrido para totalmente automático.

A metodologia funciona como um descritor de características, existe uma imagem

de entrada e um conjunto de informações sobre a imagem, muitas outras características podem ser utilizadas ao final do processamento, como: o valor dos coeficientes das funções de cada função. Mas estes dados devem ser estudados para a validação de sua usabilidade. Assim, ao se classificar uma determinada curva, não se analisaria apenas os ângulos das curvaturas. Entretanto, a classificação dos resultados por classificadores foi um tema pouco abordado neste trabalho, não se atendo muito aos seus conceitos e desempenho sob diversos modelos.

Deve-se atentar que é importante a aquisição de mais casos para que seja possível aumentar a precisão dos resultados. Quanto maior for a base de dados, mais fácil será generalizar esta metodologia. Atualmente, existe um modelo de classificação melhor aos valores apresentados por diversos autores para as imagens deste projeto.

Os resultados de integridade do sistema conseguiram estar acima do limiar pré-definido para validar o sistema, quanto à consistência dos dados entre posições e entre dias para o grupo de participantes.

O sensor fotográfico permaneceu a uma distância de 170 cm do fundo e 80 cm de altura, as diferenças ocorridas do primeiro dia para o segundo dia deve ter sido afetado pela perspectiva do sensor nos dias diferentes. É perceptível em algumas imagens, que os participantes, estavam um pouco mais próximos do sensor (já que o sensor estava a uma distância específica do fundo, e não do local em que a pessoa se localizaria). Mesmo com essa proximidade do sensor entre o primeiro e segundo dia, não afetou a integridade dos dados, apesar de ter reduzido o valor.

O motivo de ter afetado mais para os ângulos da curvatura da cifose do que os ângulos da lordose se dá pelo posicionamento na altura do dispositivo. Por estar em uma altura fixa, o dispositivo enfrentava problemas de perspectiva. Desta forma, é preferível que a altura do sensor esteja proporcional ao participante.

A escolha do dispositivo *kinect* como sensor fotográfico deu-se por sua versatilidade possibilitada pela composição do hardware e interface do software, além de ser um dispositivo de baixo custo. Quanto a composição de hardware, o *kinect* possui um sensor de infravermelho possibilitando a criação de modelos em três dimensões. Já em relação a software, o *kinect* possui funcionalidades que detectam pessoas, gestos e consegue recriar um modelo tridimensional das partes do corpo humano, podendo ser utilizado futuramente na identificação automática do início e fim da coluna vertebral. No estado atual, qualquer outro tipo de sensor fotográfico que possa ser acoplado a um computador pode ser utilizado.

5 Conclusão

O objetivo principal desta metodologia foi alcançado quanto à identificação, quantificação e classificação da coluna vertebral (tendo como referência a classificação realizada pelo profissional de saúde) de forma eficaz, mantendo a integridade perante diversas posições e em dias de captura de imagens diferentes. Entretanto, o processamento de imagens não foi completamente concluído por ainda ser preciso a intervenção humana pelo sistema para a identificação do ponto de início e fim da coluna vertebral humana. As técnicas de quantificação tornaram-se promissoras, apresentando resultados muito bons, permitindo a identificação do grau de curvatura dos pacientes confiáveis. Tudo isso, possibilitado pela capacidade de se utilizar um banco de imagens com as imagens capturadas dos voluntários em posições e dias diferentes. Todas as funcionalidades foram acopladas a um sistema que permite o uso de um fisioterapeuta para suas avaliações.

Apesar dos resultados promissores, muito ainda tem que se fazer para o melhoramento dos mesmos. Assim, mesmo contendo mais funcionalidades automatizadas que os trabalhos relacionados, esta metodologia ainda é jovem, outros sistemas disponíveis no mercado executam funcionalidades extras. Esta metodologia somente foi testada no presente estudo e demanda da necessidade de pesquisas que utilizem desta ferramenta.

Por isso, como trabalhos a serem executados futuramente, pretende-se melhorar as funcionalidades e a remoção dos limites do sistema.

Como, foco principal, a remoção da remover a intervenção humana na escolha dos pontos de início e fim da coluna vertebral humana. Por isso, o aprimoramento do uso do *kinect* e de um estudo nas relações anatômicas dos seres humanos deve ser realizado para suprir estas demandas.

Os métodos invasivos e não invasivos apresentados na [seção 2.5](#) têm a sua eficiência comparando-se ao método de ouro, o método de Cobb, em que verifica-se os valores obtidos diretamente do raio-x. Assim, faz-se necessário a comparação dos dados obtidos por imagens com os valores obtidos de raio-x para uma mesma pessoa, e então validar a metodologia por completo.

Referências

- AGUIAR, F. L. d.; JÚNIOR, W. I. M. *Ajuste de curvas por quadrados mínimos lineares*. Disponível em: <http://www.mat.ufmg.br/gaal/aplicacoes/quadrados_minimos.pdf>. Citado na página 27.
- AL., N. V. C. et. Synthetic minority over-sampling technique. *Journal of Artificial Intelligence Research*, v. 16, p. 321–357, 2002. Citado na página 40.
- ALEXANDRE, N. M. C.; MORAES, M. A. A. de. Modelo de avaliação físico-funcional da coluna vertebral. *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, v. 9, n. 2, p. 67–75, 2001. Citado na página 13.
- ANATOMIA, A. de. *Planos Anatômicos*. 2017. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/novosite/generalidades/planos-anatomicos/>>. Citado na página 17.
- BARROS, R. A. A. *Detecção automática de acne e manchas em imagens de face*. 2015. Citado na página 33.
- BERNHARDT, M.; BRIDWELL, K. H. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*, LWW, v. 14, n. 7, p. 717–721, 1989. Citado na página 19.
- BOOCH, G.; RUMBAUGH, J.; JACOBSON, I. *UML: guia do usuário*. [S.l.]: Elsevier Brasil, 2006. Citado na página 43.
- BRADFORD, D. S. et al. Escoliose e outras deformidades da coluna: o livro de moe. *São Paulo: Santos*, v. 1, 1994. Citado na página 19.
- CAILLIET, R. *Escoliose*. [S.l.]: São Paulo: Manole, 1979. 193 p. Citado na página 19.
- CASTRO, F. C. C. d.; CASTRO, M. C. F. d. *Multilayer Perceptrons*. 2013. Disponível em: <http://www.feng.pucrs.br/~decastro/pdf/RNA_C4.pdf>. Citado na página 29.
- COMERLATO, T. *Avaliação da postura corporal estática no plano frontal a partir de imagem digital*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física, 2007. Citado 3 vezes nas páginas 13, 18 e 20.
- DEPRÁ, P.; CAMPOS, M.; BRENZIKOFER, R. Método para quantificar e discriminar a curva neutra da coluna vertebral e seu movimento oscilatório na marcha e na corrida. *Modelos Matemáticos Nas Ciências Não Exatas*, v. 2, p. 115–128, 2012. Citado 7 vezes nas páginas 13, 16, 18, 22, 23, 24 e 27.
- FON, G. T.; PITT, M. J.; JR, A. T. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, Am Roentgen Ray Soc, v. 134, n. 5, p. 979–983, 1980. Citado na página 19.
- LEROUX, M. A. et al. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine*, LWW, v. 25, n. 13, p. 1689–1694, 2000. Citado na página 19.

- LIVANELIOGLU, A. et al. The validity and reliability of “spinal mouse” assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *European Spine Journal*, Springer, v. 25, n. 2, p. 476–482, 2016. Citado na página 21.
- LOUBRESSE, C. G. de; VIALLE, R.; WOLFF, S. Cyphoses pathologiques. *EMC-Rhumatologie-Orthopédie*, Elsevier, v. 2, n. 3, p. 294–334, 2005. Citado na página 19.
- MADEIRA, D. *A centróide de um polígono*. 2009. Disponível em: <<http://dan-scientia.blogspot.com.br/2009/10/centroide-de-um-poligono.html>>. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 35.
- MARQUES FILHO, O.; VIEIRA NETO, H. *Processamento digital de imagens*. [S.l.]: Brasport, 1999. Citado 2 vezes nas páginas 25 e 26.
- MORAES, J. R. R. de et al. Postura scanner-mapeamento e interpretação da postura humana. *Revista Eletrônica TECCEN*, v. 1, n. 1, 2016. Citado 6 vezes nas páginas 13, 18, 19, 22, 23 e 24.
- ONLINE, A. *Introdução à Anatomia*. 2017. Disponível em: <<http://anatomiaonline.com/introducao-anatomia/>>. Citado na página 17.
- PROPST-PROCTOR, S.; BLECK, E. E. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, LWW, v. 3, n. 3, p. 344–346, 1983. Citado na página 19.
- ROSÁRIO, J. L. P. d. Estudo da relação entre postura corporal e expressão subjetiva de emoções em mulheres saudáveis. Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), 2010. Citado na página 32.
- SOUZA, F. d. et al. Avaliação da concavidade lombar pelo método radiográfico e pela cifolordometria. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia, v. 13, n. 2, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 21.
- SUAIDE, A. L. A. d. P. *Desenvolvimento e validação de uma ferramenta computacional para mensuração das curvaturas da coluna vertebral*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2008. Citado 6 vezes nas páginas 13, 18, 19, 20, 22 e 24.
- TEIXEIRA, F.; CARVALHO, G. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do método flexicurva. *Rev. bras. fisioter., São Carlos*, SciELO Brasil, v. 11, n. 3, p. 199–204, 2007. Citado na página 22.
- TYAGI, P. Modeling and simulation of thoracic region of spine. In: SPRINGER. *Proceedings of the International Conference on Soft Computing for Problem Solving (SocProS 2011) December 20-22, 2011*. [S.l.], 2012. p. 649–657. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 16.
- VIALLE, R. et al. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *JBJS*, LWW, v. 87, n. 2, p. 260–267, 2005. Citado na página 19.

VRTOVEC, T.; PERNUŠ, F.; LIKAR, B. A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European Spine Journal*, Springer, v. 18, n. 5, p. 593–607, 2009. Citado 3 vezes nas páginas 19, 27 e 28.

WITTEN, I. H. et al. *Data Mining: Practical machine learning tools and techniques*. [S.l.]: Morgan Kaufmann, 2016. Citado na página 40.

ZABULIS, X.; BALTZAKIS, H.; ARGYROS, A. Vision-based hand gesture recognition for human-computer interaction. In: *The universal access handbook*. [S.l.]: CRC Press, 2009. p. 1–30. Citado na página 32.

Apêndices

APÊNDICE A – Termo de consentimento



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO

Fundação Instituída nos termos da Lei nº 5.152, de 21/10/1966 – São Luís - Maranhão.

DEPARTAMENTO DE
EDUCAÇÃO FÍSICA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

Projeto de Pesquisa: Análise Computacional da Curvatura da Coluna Vertebral Humana.

Você está convidado a participar como voluntário (a) desta pesquisa que tem o objetivo de realizar análises computacionais da coluna vertebral em humanos, sendo importante a leitura deste termo, e se necessário, a leitura será realizada pela equipe pesquisadora, para que **você** possa ter conhecimento dos objetivos, benefícios e riscos da pesquisa. Caso **você** concorde em participar da pesquisa, será necessário assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) pós-informação conforme os termos da Resolução: nº 466/12 e rubricar todas as páginas deste documento. **Você** receberá uma via deste documento. Se **você** não souber assinar, este termo poderá ser assinado e rubricado pelo seu representante legal, ou então será destinado um espaço para impressão do dedo polegar. **Você** poderá sair do estudo a qualquer momento e sua participação não é obrigatória. Sua recusa ou retirada não acarretará prejuízos para **você**.

A pesquisa será realizada em três etapas, abrangendo: a primeira etapa que será a mensuração da altura dos indivíduos. No mesmo dia será realizada a segunda etapa que constará de fotografias digitais através de um dispositivo *kinect* (dispositivo desenvolvido pela *Microsoft* para captação de movimentos por meio de imagens fotográficas e infravermelho). Esta etapa será realizada por dois avaliadores (um fisioterapeuta com experiência em avaliação postural e o desenvolvedor dos sistema). Após uma semana no máximo, será realizada a terceira etapa que constará dos mesmos procedimentos da segunda etapa que também será com os dois avaliadores para verificar a confiabilidade das medidas de avaliação.

Para obtenção das imagens da coluna, no momento das fotos, e assim que solicitado os voluntários (as) deverão ficar descalços, com trajes de roupas de ginástica, sendo homens com shorts e sem camisas, e mulheres com shorts e tops. Para evitar qualquer tipo de constrangimento e manter sua privacidade, **você** ficará isolado (a) por 5 minutos em uma sala com a porta e janelas fechadas. As janelas ainda estarão com insulfilm (película para não visualização do interior do ambiente) de forma que não **você** não seja exposto (a) a outras pessoas além do pesquisador. Ainda para manter sua privacidade durante o momento da aquisição das imagens, apenas um dos pesquisadores responsáveis por esta avaliação ficará na sala. Por se tratar de um procedimento não invasivo e não radioativo não haverá riscos inerentes ao procedimento de obtenção das imagens. Os benefícios esperados desta pesquisa para **você** são: sua avaliação de possíveis alterações posturais observadas no plano sagital e orientações posturais por um fisioterapeuta pertencente a equipe pesquisadora.

"A Universidade que Cresce com

Inovação e Inclusão Social"

Campus Universitário do Bacanga – Núcleo de Esporte - Av. dos Portugueses, s/n - São Luís-MA - CEP: 65085-580



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO

Fundação Instituída nos termos da Lei nº 5.152, de 21/10/1966 – São Luís - Maranhão.

DEPARTAMENTO DE
EDUCAÇÃO FÍSICA

Qualquer incômodo ou constrangimento, **você** deverá relatar à equipe pesquisadora e poderá abandonar a pesquisa sem qualquer prejuízo financeiro, físico, emocional ou comprometa sua integridade pessoal.

Os resultados desta pesquisa serão apresentados em reuniões, congressos e/ou publicações (revistas, jornais científicos e de circulação), contudo, será garantida que sua identidade não será revelada durante essas apresentações, assim como, as fotos obtidas de seus rostos serão tampadas com tarjas pretas para não identificação dos mesmos. **Você** não terá gasto com sua participação. **Você** também não receberá nenhum pagamento com a sua participação.

O pesquisador estará disponível, em todas as etapas da pesquisa, para oferecer a **você** maiores informações, prestar os devidos esclarecimentos e intervir sobre os procedimentos que estão sendo realizados com **você** para assegurar sua integridade física. **Você** poderá solicitar informações durante todas as fases da pesquisa, inclusive após a publicação da mesma.

Caso tenha alguma pergunta a respeito dos seus direitos ou queixas, **você** deverá entrar em contato com o coordenador do projeto, professor Flávio de Oliveira Pires do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Maranhão pelo telefone: (98) 98168-8230 ou com Gleidson Mendes Costa, estudante de Ciência da Computação, da Universidade Federal do Maranhão, localizado Avenida dos Portugueses, s/Nº, Cidade Universitária do Bacanga, Prédio do CCET, LABMINT, Bloco: , Sala: , telefone: (98) 98276-0474, e-mail: gmendes.costa13@gmail.com, Bairro: Bacanga, Estado: MA, 65085-580, Brasil, São Luís - MA.



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO

Fundação Instituída nos termos da Lei nº 5.152, de 21/10/1966 – São Luís - Maranhão.

DEPARTAMENTO DE
EDUCAÇÃO FÍSICA

Declaro estar ciente do inteiro teor deste TERMO DE CONSENTIMENTO e estou de acordo em participar do estudo proposto, sabendo que dele poderei desistir a qualquer momento, sem sofrer qualquer punição ou constrangimento.

Nome do Avaliado: _____

Assinatura do Avaliado: _____

Responsável Legal pelo Avaliado: _____

Assinatura do Responsável Legal pelo Avaliado: _____

Endereço: _____

Assinatura do Responsável pela pesquisa: _____

Professor Mestre Flávio de Oliveira Pires

Espaço para impressão do polegar	
--	--

"A Universidade que Cresce com

Inovação e Inclusão Social"

Campus Universitário do Bacanga – Núcleo de Esporte - Av. dos Portugueses, s/n - São Luís-MA - CEP: 65085-580
Fone: (98) 3301-8170 Fax: (98) 3301-8170 - Site: www.ufma.br - E-mail: deufma@gmail.com

APÊNDICE B – Descrição dos casos de uso

Tabela 19 – Caso de Uso 1: Criar projeto

Caso de Uso 1: Criar projeto	
Objetivo	Permitir ao profissional criar um inventário para diferentes pacientes
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	-
Pós-condições	Permissão para inserir as imagens e dados do paciente
Cenário principal	Clicar no botão “Criar Projeto” Projeto criado
Cenário opcional	-

Tabela 20 – Caso de Uso 2: Carregar projeto

Caso de Uso 2: Carregar projeto	
Objetivo	Permitir ao profissional o uso de projetos criados anteriormente
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Projetos devem existir
Pós-condições	Tomadas das imagens e dados serão carregados na tela
Cenário principal	Abrir pelo sistema o seletor de arquivos Escolher o projeto desejado Será carregado no sistema as imagens e os dados do projeto
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizada gerará um erro

Tabela 21 – Caso de Uso 3: Capturar imagem

Caso de Uso 3: Capturar imagem	
Objetivo	Fazer a aquisição das imagens
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Sensor fotográfico conectado e compatível ao sistema
Pós-condições	Imagem capturada
Cenário principal	Clicar no botão “capturar a imagem” Se sensor estiver disponível carregará a imagem no sistema
Cenário opcional	Caso sensor não esteja disponível, apresentará um erro
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizada gerará um erro

Tabela 22 – Caso de Uso 4: Salvar dados

Caso de Uso 4: Salvar dados	
Objetivo	Salvar modificações feitas ao projeto
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Estar com um projeto aberto
Pós-condições	Dados atualizados
Cenário principal	Ao clicar no botão “Salvar” o conteúdo da imagem e dados, assim como nome do arquivo serão salvos
Cenário opcional	Não estar com um projeto aberto ou não ter imagem não será possível salvar
Cenário opcional	Caso sensor não esteja disponível, apresentará um erro
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizado gerará um erro

Tabela 23 – Caso de Uso 5: Alterar imagem

Caso de Uso 5: Alterar imagem	
Objetivo	Visualizar todas as imagens carregadas na tela principal
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Projeto estar aberto
Pós-condições	Mudança das imagens
Cenário principal	Clicar no botão “Avançar” ou “Retroceder” das imagens A tela principal muda para outra foto
Cenário opcional	Não haver nenhuma foto do projeto, desativa os botões
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizado irá gerar um erro

Tabela 24 – Caso de Uso 6: Inserir dados Paciente

Caso de Uso 6: Inserir dados	
Paciente	
Objetivo	Inserir informações do paciente
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Projeto aberto
Pós-condições	Disponibilidade dos dados
Cenário principal	Escrever os dados
Cenário opcional	-
Cenário opcional	Não haver nenhuma foto do projeto, desativa os botões
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizado gerará um erro

Tabela 25 – Caso de Uso 7: Identificar Localização da coluna

Caso de Uso 7: Identificar	
Localização da coluna	
Objetivo	Limitantes da coluna vertebral
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	-
Pós-condições	Localização específica do início e fim da coluna vertebral
Cenário principal	Inserir os pontos do limite superior da coluna
	Inserir os pontos do limite inferior da coluna
Cenário opcional	-
Cenário opcional	Escolher uma pasta que não esteja padronizado gerará um erro

Tabela 26 – Caso de Uso 8: Verificação do resultado

Caso de Uso 8: Verificação do resultado	
Objetivo	Adquirir o valor quantitativo das curvaturas
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	Imagem estar carregada e pontos definidos
Pós-condições	Resultado quantitativo
Cenário principal	Clicar no botão “Calcular”
	Visualização dos dados
Cenário opcional	Os pontos limitantes não bem definidos gerará erros
	Precisão para Cifose torácica e lordose lombar, curvas além destas não foram definidas