

ANGÉLICA DE ANDRADE PALIS

**AVALIAÇÃO DOS FATORES QUE AFETAM A
ANÁLISE DE IMAGENS DE RAIO-X PARA
DIAGNÓSTICO DE CIFOSE, ESCOLIOSE E
OSTEOPOROSE**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2017

ANGÉLICA DE ANDRADE PALIS

**AVALIAÇÃO DOS FATORES QUE AFETAM A ANÁLISE DE
IMAGENS DE RAO-X PARA
DIAGNÓSTICO DE CIFOSE, ESCOLIOSE E OSTEOPOROSE**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação.

Orientadora: Profa. Dra. Rosenda Valdés Arencibia
Coorientadora: Profa. Dra. Selma Terezinha Milagre

UBERLÂNDIA - MG

2017

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

P163a
2017 Palis, Angélica de Andrade, 1991-
Avaliação dos fatores que afetam a análise de imagens de raio-X
para diagnóstico de cifose, escoliose e osteoporose / Angélica de
Andrade Palis. - 2017.
95 f. : il.

Orientadora: Rosenda Valdés Arencibia.

Coorientadora: Selma Terezinha Milagre.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.41>

Inclui bibliografia.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Escoliose - Teses. 3. Osteoporose
- Teses. 4. Raios X - Teses. I. Valdés Arencibia, Rosenda. II. Milagre,
Selma Terezinha. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de
Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

Maria Salete de Freitas Pinheiro – CRB6 - 1262

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus e a espiritualidade que se fizeram presentes em todos os momentos.

Agradeço a minha família Andrade e Palis, em especial a meu pai Ricardo por toda força que foi me dada para nunca desistir, a minha tia Geisa por toda luz e por sempre me fazer acreditar que tudo há de melhorar e a minha avó Eva por toda preocupação e por toda oração direcionada a mim.

Agradeço a equipe Engmed, ao Hospital e maternidade Dom Orione, em especial a Antônio Ferreira Nunes, e a Clínica AKC Diagnósticos por todo apoio e disponibilidade que me foram dados.

Agradeço aos amigos Livia Miranda, Marco Tullio Alves e Walter Motta por sempre estarem presentes e dispostos a ajudar no que fosse preciso.

A Regina Maria Figueiredo, Tiago Souza, Eryck Kaique e Remilson Carlos pela colaboração.

A professora e co-orientadora Selma Terezinha Milagre pela disponibilidade, atenção e confiança.

A professora e orientadora Rosenda Valdés Arencibia por aceitar o desafio de aceitar uma orientanda proveniente da engenharia biomédica e enfrentar comigo todos os percalços que ocorreram durante a escrita desta dissertação. Obrigada por todo cuidado.

PALIS, A. A. **Avaliação dos fatores que afetam a análise de imagens de raio-X para diagnóstico de cifose, escoliose e osteoporose**. 2017. 111 f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo avaliar o efeito do fator Operador nos valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X de pacientes que foram diagnosticados com escoliose, cifose e osteoporose, bem como propor procedimentos para avaliação da incerteza de medição deste mensurando levando em conta cada sistema de medição utilizado. Para tanto o ângulo de Cobb foi medido por três Operadores em imagens analógicas, digitais e computadorizadas no diagnóstico de escoliose e cifose. Dois sistemas de medição foram utilizados para efetuar as medições, o transferidor analógico (imagens analógicas) e o *software* Kinovea (imagens digitais e computadorizadas). Para o diagnóstico de osteoporose foi efetuada a medição apenas em imagens digitais utilizando os *softwares* Prodigy Lunar – BMD e Kinovea. A análise dos resultados foi efetuada aplicando análise de variância (ANOVA) por meio do *software* Statistica R. A incerteza de medição foi estimada seguindo as recomendações do método GUM proposto no JCGM 101. Os resultados indicaram que o Operador 1 “Experiente” apresentou a melhor repetibilidade dos resultados e consequentemente a menor incerteza expandida. As imagens com maior curvatura na coluna vertebral apresentaram pior repetibilidade dos valores médios de ângulo de Cobb e consequentemente valores maiores de incerteza expandida, o que demonstra a dificuldade de identificar as vértebras limites por parte dos Operadores quando os ângulos são maiores. Os valores de incerteza expandida (95 %) associados ao ângulo de Cobb para diagnóstico de osteoporose podem ser da mesma ordem do valor do mensurando em alguns casos.

Palavras Chave: Escoliose, Cifose, Osteoporose, Imagens de raio-X, ANOVA.

PALIS, A. A. **Evaluation of the factors that affect the analysis of X-ray images for the diagnosis of kyphosis, scoliosis and osteoporosis.** 2017. 111 f. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlândia.

ABSTRACT

The present study aims to evaluate the effect of the factor Operator on Cobb angle values obtained on X-ray images of patients who were diagnosed with scoliosis, kyphosis and osteoporosis, as well as to propose procedures to evaluate the measurement uncertainty of this measurand taking into account each measuring system used. For this, the Cobb angle was measured by three Operators in analog, digital and computerized images in the diagnosis of scoliosis and kyphosis. Two measurement systems were used to carry out the measurements, the analog transponder (analogue images) and the Kinovea software (digital and computerized images). For the diagnosis of osteoporosis, measurements were made only on digital images using Prodigy Lunar software - BMD and Kinovea. The analysis of the results was carried out by applying analysis of variance (ANOVA) using Statistica R. The measurement uncertainty was estimated following the recommendations of the GUM method proposed in JCGM 101. The results indicated that Operator 1 "Experienced" presented the best repeatability of the results and consequently the lower uncertainty. The images with greater curvature in the vertebral column presented worse repeatability of the average values of Cobb angle and consequently higher values of expanded uncertainty, which demonstrates the difficulty to identify the vertebrae limits by the Operators when the angles are larger. The expanded uncertainty values (95 %) associated with the Cobb angle for diagnosis of osteoporosis may be of the same order as the value of the measurand in some cases.

Keywords: Scoliosis, Kyphosis, Osteoporosis, X-ray images, ANOVA.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Primeira imagem impressa de uma estrutura do corpo humano (MARTINS,2005)	7
Figura 2.2 - Componentes do gerador e do tubo de raio-X (SEIBERT, com modificações,2004)	9
Figura 2.3 - Alongamento da imagem devido à angulação vertical incorreta do projetor (a); imagem com alta densidade devido ao erro de exposição (b); imagem com eletricidade estática(c) (SALEM,2011)	12
Figura 2.4 – Erro devido à combinação de duas imagens distintas (a) Retrodispersão de uma radiografia devido à exposição excessiva aos raios-X (b) (WALZ-FLANNIGAN et al., 2012)	15
Figura 2.5 – Diagnóstico de escoliose através do ângulo de Cobb (a) Diagnóstico de cifose através do ângulo de Cobb (b) (DÍAZ; SCHROTER; SCHULZ, 2009)	17
Figura 2.6- Densitometria óssea da coluna vertebral de um paciente com T-score = -2,7 (a) e, com T-score= 0,1 (b) (MOREIRA, 2002)	19
Figura 2.7- Ângulos entre vértebras lombares (DAMASCENO, et al, 2006)	22
Figura 2.8 – Distribuição normal (BIPM, et al., 2008)	26
Figura 2.9 – Distribuição retangular (BIPM, et al., 2008)	27
Figura 2.10 – Distribuição triangular (BIPM, et al., 2008)	28
Figura 3.1. Equipamento de raio-X utilizado para obtenção das imagens para o diagnóstico de escoliose e cifose (AUTORA, 2017)	35
Figura 3.2. Equipamento de densitometria óssea utilizado para obtenção das imagens para o diagnóstico da osteoporose (AUTORA, 2017)	35
Figura 3.3 – Transferidor analógico utilizado nas medições dos ângulos em imagens analógicas (AUTORA, 2017)	37
Figura 3.4- Equivalência entre ângulos na curva escoliótica por meio do Método de Cobb (GREESPAN, 1996)	37
Figura 3.5 – Processo de medição em uma das imagens de raio-X por um dos	

operadores (AUTORA,2017)	38
Figura 3.6 – Interface do software Kinovea (AUTORA, 2017)	39
Figura 3.7 – Diagrama de blocos mostrando a sequência do procedimento de medição a fim de evitar que os Operadores sejam tendenciosos	41
Figura 3.8- Variáveis de influência associadas à medição em imagens de raio-X analógica	43
Figura 3.9- Variáveis de influência associadas à medição em imagens de raio-X digitais e computadorizadas.....	43
Figura 4.1 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de escoliose	49
Figura 4.2 – Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de escoliose	51
Figura 4.3 – Imagens de raio-X computadorizadas com diagnóstico de escoliose	53
Figura 4.4 – Valores médios dos ângulos Cobb, incerteza expandida (95 %) e valores de referência.....	57
Figura 4.5 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose	61
Figura 4.6 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose	61
Figura 4.7 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose	64
Figura 4.8 – Valores médios dos ângulos Cobb, incerteza expandida (95 %) e valores de referência	67
Figura 4.9 – Imagens de raio-X com diagnóstico de osteoporose	69
Figura 4.10 – Valores médios dos ângulos entre vértebras e a incerteza expandida (95 %)	80

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Dados sobre absorção de radiação de alguns materiais (URL 3, 2016).	10
Tabela 2.2 - Critérios da OMS para laudos de Densitometria Óssea (STRINGARI; NG; CANANI, 2003)	18
Tabela 2.3 - Ângulos entre vértebras lombares (DAMASCENO, <i>et al</i> , 2006).	19
Tabela 2.4 - Tabela da Análise de Variância (ANJOS, 2009).....	23
Tabela 3.1 - Matriz de planejamento com um único fator.....	33
Tabela 4.1 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 1)	48
Tabela 4.2 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 2)	48
Tabela 4.3 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 3)	48
Tabela 4.4 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 4).	50
Tabela 4.5 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 5)... ..	50
Tabela 4.6 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 6)	51
Tabela 4.7 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 7)	52
Tabela 4.8 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 8).	52
Tabela 4.9 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 9).....	53
Tabela 4.10 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens analógicas 1, 2 e 3) no diagnóstico de escoliose	54
Tabela 4.11 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens digitais 4, 5 e 6) no diagnóstico de escoliose.	55
Tabela 4.12 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens computadorizadas 7, 8 e 9) no diagnóstico de escoliose	55
Tabela 4.13 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 1)	58
Tabela 4.14 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 2)	59
Tabela 4.15 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 3)	59
Tabela 4.16 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 4).	61
Tabela 4.17 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 5)... ..	61

Tabela 4.18 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 6)	61
Tabela 4.19 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 7)	63
Tabela 4.20 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 8).	63
Tabela 4.21 - Valores dos ângulos Cobb (Imagem 9)	63
Tabela 4.22 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens analógicas 1, 2 e 3) no diagnóstico de cifose	65
Tabela 4.23 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens digitais 4, 5 e 6) no diagnóstico de cifose.....	65
Tabela 4.24 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens computadorizadas 7, 8 e 9) no diagnóstico de cifose	65
Tabela 4.25 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 1)	70
Tabela 4.26 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 1) ..	70
Tabela 4.27 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 2)	71
Tabela 4.28 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 2)	71
Tabela 4.29 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 3)	72
Tabela 4.30 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 3)	72
Tabela 4.31 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 4)	73
Tabela 4.32 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 4)	73
Tabela 4.33 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 5)	74
Tabela 4.34 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 5)	74
Tabela 4.35 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 6)	75
Tabela 4.36 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 6)	75
Tabela 4.37 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 7)	75
Tabela 4.38 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 7)	76
Tabela 4.39 - Valores da densidade mineral óssea entre L1 e L2 (Imagem 8)	76
Tabela 4.40 - Valores dos ângulos entre vértebras (Imagem 8)	76
Tabela 4.41 - ANOVA do ângulo no diagnóstico de osteoporose.....	77

LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

ABNT: Associação Brasileira de Normas Técnicas
ABRASSO: Associação Brasileira de Avaliação Óssea e Osteometabolismo
ANOVA: Análise de Variância
BIPM: Bureau Internacional de Pesos e Medidas
BMD: *bone mineral density*
CIPM: Comitê Internacional de Pesos e Medidas
 c_i : coeficiente de sensibilidade
CR: *computed radiographic*
CS: coeficiente de sensibilidade
DMO: Densidade Mineral Óssea
DOE: *Design of Experiment*
DP: tipo de distribuição de probabilidade
DR: *digital radiographic*
EUA: Estados Unidos da América
F: razão entre QM
GL: grau de liberdade
GUM: Guia para a Expressão da Incerteza de Medição
 H_0 : hipótese nula
 H_1 : hipótese alternativa
IEC: *International Electrotechnical Commission*
IOF: *International Osteoporosis Foundation*
ISO: *International Organization for Standardization*
INMETRO: Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia
INSS: Instituto Nacional do Seguro Social
JCGM: *Joint Committee for Guides in Metrology*
 k : fator de abrangência
kV: *quilovolt*

L: leitura

mA: *miliampere*

mmHg: milímetro de mercúrio

n : número de elementos da amostra

N : quantidade de variáveis de entrada

NBR: Norma brasileira

O : mensurando (osteoporose)

OMS: Organização Mundial da Saúde

p : probabilidade de significância

PSP: *Photostimulable. Phosphor*

QM: quadrado médio

r : coeficiente de correlação

Res: resíduo

s : desvio padrão experimental

SI: Sistema Internacional

SQ: Soma de quadrado

SUS: Sistema Único de Saúde

TA: Tipo de avaliação da incerteza

Trat: tratamento

$u(C)$: Incerteza padrão

U : Incerteza expandida

$u_c(x)$: Incerteza padrão combinada da variável x

UFU: Universidade Federal de Uberlândia

URL: *Uniform resource locator*

ν_{eff} : Grau de liberdade efetivo

VIM: Vocabulário Internacional de Metrologia

VLI: Vértebra Limite Inferior

VLS: Vértebra Limite Superior

x_i : estimativa de X_i

X : mensurando (escoliose ou cifose)

X_i : variável de entrada

\bar{x} : Média aritmética

Y : mensurando ou variável de saída

Δ/C : correção associada à incerteza de calibração do equipamento

ΔR : correção associada à resolução do equipamento

μ : coeficiente de absorção de radiação

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1 Radiologia médica	6
2.1.1 Evolução da radiologia	6
2.2. Produção de raios-X.....	8
2.2.1 Equipamentos de raios-X	10
2.2.1.1 Sistema analógico ou convencional	11
2.2.1.2 Sistema digital.....	13
2.2.2 Densitometria óssea	15
2.3 Diagnóstico de doenças por meio do raio-X	16
2.3.1 Escoliose e Cifose	16
2.3.2 Osteoporose	18
2.4 Planejamento de Experimentos (DOE).....	20
2.4.1 Análise de Variância	22
2.5 Incerteza de Medição	23
2.5.1 Definição do mensurando ou variável de saída	24
2.5.2 Variáveis de entrada ou grandezas de influência	24
2.5.3 Modelo Matemático	25
2.5.4 Avaliação da Incerteza Padrão	25
2.5.5 Avaliação da Incerteza Padrão Combinada.....	28
2.5.6 Cálculos dos coeficientes de sensibilidade.....	29
2.5.7 Avaliação da Incerteza Expandida	29
2.5.7.1 Cálculos dos Graus de Liberdade Efetivos	29
2.5.7.2 Determinação do fator de abrangência	30
2.5.8 Apresentação do Resultado de Medição	30

CAPÍTULO III - METODOLOGIA	31
3.1. Planejamento experimental	31
3.2. Obtenção das imagens	34
3.2.1 Obtenção de imagens para diagnóstico de escoliose e cifose.....	34
3.2.2 Obtenção de imagens para diagnóstico de osteoporose	35
3.2.3 Radiologia e Hospital Dom Orione	35
3.2.4 Radiologia e AKC Diagnósticos	35
3.3. Realização das medições	35
3.3.1 Medição para avaliação de Escoliose e Cifose em imagens analógicas	36
3.3.2 Medição para avaliação de Escoliose e Cifose em imagens digitais e computadorizadas	38
3.3.3 Medição para avaliação de Osteoporose	40
3.4. Análise dos resultados	41
3.5. Cálculo da Incerteza de Medição	41
3.5.1 Definição do mensurando ou Variável de saída	41
3.5.2 Identificação das variáveis de influência na medição com raio-X	41
3.5.3 Definição do modelo matemático na medição em imagens para diagnóstico de Escoliose e Cifose	43
3.5.4 Cálculo da incerteza padrão	44
3.5.5 Cálculo da incerteza padrão combinada.....	45
 CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÕES	 46
4.1 Resultados de medição em imagens para diagnóstico de escoliose	46
4.1.1 Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de escoliose	47
4.1.2 Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de escoliose	49
4.1.3 Imagens de raio-X computacionais com diagnóstico de escoliose	51
4.1.4 Teste ANOVA para os resultados de escoliose.....	53
4.1.5 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de escoliose	55
4.2 Resultados de medição em imagens para diagnóstico de cifose	57
4.2.1 Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose	57
4.2.2 Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de cifose	59
4.2.3 Imagens de raio-X computacionais com diagnóstico de cifose	62
4.2.4 Teste ANOVA para os resultados de cifose.....	63
4.2.5 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de cifose	65
4.3 Resultados de medição em imagens para diagnóstico de osteoporose	66

4.3.1 Imagens para diagnóstico de osteoporose	66
4.3.1.1 Imagem 1 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	67
4.3.1.2 Imagem 2 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	68
4.3.1.3 Imagem 3 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	69
4.3.1.4 Imagem 4 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	70
4.3.1.5 Imagem 5 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	71
4.3.1.6 Imagem 6 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	72
4.3.1.7 Imagem 7 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	73
4.3.1.8 Imagem 8 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose	74
4.3.2 Teste ANOVA para os resultados de osteoporose	75
4.3.3 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de osteoporose	76
 CAPÍTULO V - CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS ...	79
 CAPÍTULO VI - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	83
 ANEXOS	87
ANEXO I - Certificado de Calibração do Termo-higrômetro Digital	87
ANEXO II - Certificado de Calibração do Termômetro Analógico	89
ANEXO III- Laudo radiométrico	90
ANEXO IV- Auto calibração do equipamento de densitometria óssea	94

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

A possibilidade de diagnóstico de doenças a partir de imagens tomadas do interior do corpo humano só foi possível após a descoberta da radiologia em 1895 por W.C. Roentgen (MARTINS, 2005). Desde então, o exame radiográfico vem sendo um valioso auxiliar de diagnóstico, que orienta e controla a terapêutica, permitindo descobrir, confirmar, classificar e localizar possíveis lesões (CHILVARQUER *et al*, 2005). São diversas as doenças que podem ser diagnosticadas por meio de raios-X; neste trabalho, serão abordadas a escoliose, a cifose e a osteoporose.

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS), 85 % da população sofre dores na coluna ou ainda sofrerá desse mal (URL 1, 2015). O Ministério da Previdência Social considera a dor nas costas como um dos principais problemas de saúde, gerando licenças trabalhistas com duração superior a 15 dias, junto com doenças como hérnia, varizes e depressão. Além disso, de acordo com o Instituto Nacional do Seguro Social (INSS), a dor nas costas está entre as principais causas de aposentadoria por invalidez no Brasil. Entre janeiro e novembro de 2012, mais de 116 mil pessoas receberam auxílio-doença por esse motivo. Entre as doenças que ocasionam dores na coluna, a escoliose e a cifose atingem grande parte da população, sendo diagnosticadas por meio de exames radiográficos (URL 2, 2012).

Outra doença diagnosticada por meio de raio-X é a osteoporose. Silenciosa e assintomática, a osteoporose já atinge cerca de 10 milhões de pessoas em todo o país. Idosos principalmente, e mulheres na pós-menopausa são os que mais sofrem com a doença, cujo efeito provoca um enfraquecimento progressivo dos ossos que acaba causando múltiplas fraturas. De acordo com dados da *International Osteoporosis Foundation* (IOF), a doença é responsável por mais de nove milhões de fraturas por ano no país, sendo uma a cada três

segundos (ABRASSO, 2015). Assim, além de prejudicar a qualidade de vida, estas três doenças representam um impacto socioeconômico importante.

Para auxiliar na identificação e acompanhamento dessas doenças, a mensuração e avaliação de ângulos nas radiografias são práticas frequentes na área de ortopedia. O método de Cobb, por exemplo, avalia a intensidade da deformidade angular na coluna vertebral e é o método mais mencionado na literatura para a avaliação da Escoliose. Pode-se mensurar ângulos tanto nas radiografias convencionais como nas radiografias realizadas em equipamentos digitais.

Nas radiografias convencionais a medição é efetuada por meio de transferidores de ângulos. O transferidor figura no cenário atual, como um importante sistema de medição, indispensável na composição de qualquer laboratório metrológico. O mercado coloca à disposição uma grande variedade destes instrumentos, com os mais diversos tamanhos, materiais, formas, resoluções e custo de aquisição. Existem desde simples equipamentos fabricados de acrílico para a utilização em escolas até complexos instrumentos digitais com interface de transmissão de dados para dispositivos externos.

Entretanto, obter resultados válidos com este instrumento exige capacitação, prática e cuidados durante a medição. Dentre as principais fontes de erros na medição de ângulos por meio de transferidores estão os erros de leitura e de posicionamento inadequado das réguas com relação ao mensurando e erros de leitura.

Por sua vez, nas radiografias digitais, os ângulos podem ser medidos por programas computacionais especiais, que normalmente já são adquiridos com o equipamento. Na medição de ângulos via programa computacional também podem ocorrer erros de medição, dentre os quais podem-se citar: o posicionamento incorreto das retas que definem o ângulo em questão, a falta de calibração do programa e consequentemente de sua rastreabilidade e erros de leitura.

Pode-se adicionar ainda que ambos os métodos de medição também estão sujeitos a variações que podem estar relacionadas a diferentes fatores como: dificuldades na seleção das vértebras; diferenças entre os valores obtidos pelo mesmo observador ou por examinadores diferentes; erros intrínsecos dos equipamentos utilizados para a avaliação angular e erros relacionados à qualidade técnica das radiografias (CUNHA *et al*, com alterações, 2009).

No setor da saúde, as medições e os instrumentos de medição desempenham um papel fundamental no cotidiano dos cidadãos. Variadíssimas decisões clínicas são fundamentadas por resultados de medições, e suportadas na evidência dos mesmos. Por razões de diversa índole, os resultados de medição podem apresentar variabilidade que conduzem a erros de

diagnóstico e de tratamento, comprometendo o rigor da medição e os recursos disponíveis (CS/09 – GT1, 2015). Neste contexto, a Metrologia ocupa um lugar de destaque. Esta ciência das medições abrange todos os aspectos teóricos e práticos relacionados com a medição, sendo exequível através da operacionalidade entre instrumentos/sistemas de medição e processos.

Embora os erros de diagnóstico sejam frequentes, eles são um tema pouco estudado. Uma pesquisa encomendada pelo *National Patient Safety Foundation* constatou que uma em cada seis pessoas sofre um erro médico relacionado a erros de diagnóstico (SCHIFF *et al*, 2005). A maioria dos estudos sobre estes erros infere que cerca de 30 % são erros de diagnóstico e estes, já resultaram em morte ou invalidez quase duas vezes mais do que outras categorias de erros (TOKER *et al*, 2013).

Arthur Elstein (2009), um psicólogo cognitivo, estudou a tomada de decisão clínica e concluiu que o diagnóstico está errado em 10 % a 15 % das vezes. Uma pesquisa realizada por (WILNER, 2016) descobriu que os erros de diagnósticos são uma grande preocupação de pacientes e médicos. Graber (2013), relata uma pesquisa de mais de 2000 pacientes onde 55 % classificaram um erro de diagnóstico como sua principal preocupação ao consultarem um médico em um ambulatório. Da mesma forma, pesquisas com médicos constataram consistentemente que aproximadamente metade dos inquiridos encontram erros de diagnóstico pelo menos mensalmente. Além disso, em comparação entre as diferentes preocupações de segurança encontradas na prática, os médicos percebem erros de diagnóstico como sendo mais susceptíveis de causar danos graves ou morte (GRABER, 2013).

Para que o diagnóstico a partir de imagens de raio-X seja adequado, as mesmas devem ser rastreáveis. A rastreabilidade inclui entre outros aspectos, a calibração dos equipamentos utilizados para obtenção das imagens de raio-X, bem como a avaliação e declaração da incerteza em todos os níveis da cadeia de rastreabilidade, incluindo nos resultados da medição. Assim sendo, a aplicação de critérios metrológicos torna-se essencial para assegurar a obtenção de resultados confiáveis, melhorar a qualidade de vida da população e diminuir os altos custos envolvidos no tratamento das doenças citadas. Destaca-se, ainda que o operador deve conhecer o princípio de funcionamento do sistema de medição que opera, as fontes de erros presentes nas medições e as normas técnicas e documentos correlatos publicados pelas agências regulamentadoras. O operador adicionalmente deve ter amplos conhecimentos de estatística básica para evitar a coleta de amostras tendenciosas ou pouco representativas do processo ou fenômeno em estudo.

Nos Estados Unidos da América (EUA), por exemplo, 7 % dos gastos destinados para a saúde são despendidos para a realização de ensaios e calibrações com interesse na rastreabilidade metrológica, assegurando o bom funcionamento e contribuindo para a redução de riscos aos profissionais e pacientes (CÔRREA, 2001).

A norma ABNT NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005), o Vocabulário Internacional de Metrologia - VIM (INMETRO, 2012a), o Sistema Internacional de Unidades - SI (INMETRO, 2012b) e o Guia para expressão da incerteza de medição - GUM (INMETRO, 2012c) devem ser documentos amplamente estudados e dominados por todos aqueles que fazem medições em qualquer área do conhecimento. A consolidação de uma cultura metrológica e a capacitação dos operadores são as formas mais eficazes para resolver os problemas relativos às medições.

Infelizmente, muitos profissionais da área de saúde não contam com uma formação na área de metrologia, mesmo quando as medições fazem parte de suas rotinas diárias. O desconhecimento acerca das fontes de erros presentes em uma medição, bem como dos procedimentos normalizados, especificados em normas técnicas e portarias levam inevitavelmente a diagnósticos errados, e consequentemente a tratamentos inadequados e em alguns casos acarretam o óbito do paciente. Desta forma, um paciente inicialmente doente pode ser diagnosticado como são e vice-versa.

Considerando o amplo espectro de doenças que podem ser diagnosticadas por meio de medições efetuadas em imagens de raio-X e diante do exposto, o presente trabalho tem como objetivo avaliar o efeito do fator Operador nos valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X de pacientes que foram diagnosticados com escoliose, cifose e osteoporose por meio de um planejamento com um único fator, propor procedimentos para avaliação da incerteza de medição deste mensurando levando em conta cada sistema de medição utilizado e avaliar o impacto da incerteza na hora do diagnóstico. Para tanto, o planejamento fatorial com um fator foi proposto de forma a investigar este fator em três níveis. A análise dos resultados foi efetuada aplicando Análise de Variância (ANOVA).

O trabalho justifica-se para expor o quão é importante o uso da metrologia na saúde, onde através do conhecimento da incerteza de medição, os diagnósticos passariam a ser confiáveis e os erros seriam praticamente erradicados, além de mostrar a importância da experiência dos mensuradores na hora de um diagnóstico.

Desta forma a presente dissertação está estruturada como segue:

O Capítulo 2 apresenta a revisão bibliográfica efetuada para o desenvolvimento deste trabalho. O mesmo contém tópicos sobre raio-X, radiologia médica, produção de raio-X,

equipamentos e diagnóstico de doenças; planejamento de experimentos e incerteza de medição.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia proposta para desenvolvimento do trabalho, a qual é composta por planejamento dos experimentos, obtenção das imagens, teste de normalidade e cálculo de incerteza.

O Capítulo 4 apresenta a análise e discussão dos resultados obtidos por meio dos experimentos realizados. Por sua vez, o Capítulo 5 traz as conclusões e considerações finais, bem como, as sugestões para trabalhos futuros.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo aborda os conceitos de radiologia médica, produção de raio-X e erros associados à medição em imagens de raio-X, diagnóstico de doenças por meio do raio-X, planejamento de experimentos e incerteza de medição.

2.1. Radiologia médica

2.1.1 *Evolução da radiologia*

A história da Radiologia teve seu início em oito de novembro de 1895 quando Wilhelm Conrad Roentgen trabalhava em seu laboratório em *Wurzburg*, na Baviera. O ambiente estava escurecido, uma vez que seus experimentos relacionavam-se com fenômenos luminosos e outras emissões geradas por descargas de correntes elétricas em tubos de vidro com vácuo. Estes tubos eram conhecidos como "tubos de *Crookes*" em homenagem ao cientista William Crookes. Roentgen estava interessado nos raios catódicos e na determinação de seu alcance. Para surpresa do cientista, quando o tubo recoberto por um cartão opaco foi submetido a uma descarga elétrica, um objeto em outro canto do laboratório brilhou. Era um écran recoberto por uma emulsão de bário, localizado muito distante do tubo de Crookes (aproximadamente dois metros) para reagir à emissão de raios catódicos, tal como Roentgen imaginava (MARTINS, 2005).

Imediatamente Roentgen iniciou uma série de experimentos, colocando diversos materiais entre o tubo e o écran para testar os novos raios. Sabe-se que ele observou claramente os ossos de sua própria mão, enquanto segurava materiais próximos ao écran. É difícil para observadores atuais, acostumados com a imaginologia sofisticada disponível,

compreender a mistura de incredulidade e maravilha dos sentimentos experimentados pelo cientista naquele dia histórico para a humanidade. Roentgen mergulhou durante sete semanas, mal saindo de seu laboratório, em experimentos para determinar a natureza dos desconhecidos raios. Trabalhou sozinho, dizendo simplesmente a um amigo: "Descobri algo interessante, porém não estou certo se minhas observações estão corretas". Quando imobilizou por alguns momentos a mão de sua mulher na trajetória dos raios, sobre uma placa fotográfica, observou, após o processamento fotográfico da placa, a imagem da mão, revelando a sombra dos ossos e do anel que ela usava (MARTINS, 2005). Esta foi a primeira imagem impressa de uma estrutura interna do corpo humano (Fig. 2.1).

Figura 2.1 – Primeira imagem impressa de uma estrutura do corpo humano.



(Fonte: MARTINS, 2005).

O raio-X para diagnóstico de doenças por meio de imagens tem sido utilizado desde 1895. Mais recentemente, no início de 1970, engenheiros e físicos introduziram a capacidade do fornecimento de uma representação tridimensional da anatomia através da aquisição de múltiplos feixes acoplados em um equipamento de raio-X (SEIBERT, 2004).

A radiologia geral foi a primeira técnica de diagnóstico por imagem e continua sendo hoje uma das mais importantes. Um século após a descoberta dos raios-X, o exame radiográfico representa uma ferramenta fundamental do exame clínico. Pode-se dizer que o exame radiográfico auxilia o diagnóstico, orienta e controla a terapêutica e, a sua grande valia está fundamentada em ter a aptidão de descobrir, confirmar, classificar e localizar possíveis lesões (CHILVARQUER *et al*, 2005). Desta forma, em toda unidade de saúde os

equipamentos de raio-X estão presentes auxiliando a prática médica por serem indispensáveis para o diagnóstico de diversas doenças.

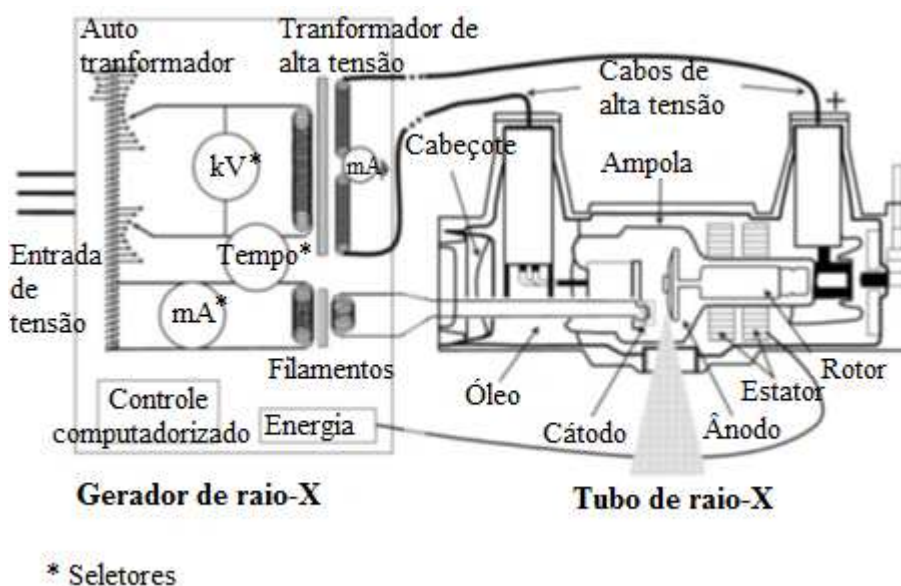
2.2 Produção de raios-X

Por definição, raios-X são radiações eletromagnéticas tal como a luz visível, possuindo menor comprimento de onda, maior frequência e com maior energia dos fótons (CARLSSON; CARLSSON, 1996). Em radiografias médicas o comprimento de onda varia entre 0,01 nm e 0,05 nm (FENELON, 2008).

Os raios-X são resultantes da conversão da energia cinética (devido aos elétrons acelerados sob uma diferença de potencial que é designada com unidades de volts) em radiação eletromagnética (SEIBERT, 2004). Esta diferença de potencial é geralmente da ordem de 104 V e 105 V entre o cátodo e o ânodo (FULLER; CAMPBELL, 1978).

A maneira usual de produzir raios-X envolve o uso dos tubos termiônicos e geradores. O tubo de raio-X fornece os componentes para a produção de raios-X, enquanto o gerador de raios X fornece a fonte de tensão elétrica e controles para que o usuário energize o tubo de raio-X. Os componentes básicos de um sistema de raios-X são ilustrados na Fig. 2.2 (SEIBERT, 2004).

Figura 2.2 – Componentes do gerador e do tubo de raio-X.



(Fonte: SEIBERT, com modificações, 2004).

Um tubo de raio-X consiste de dois eletrodos, um negativo, cátodo, que ao ser aquecido emite elétrons, e um positivo, ânodo (CARLSSON; ALM CARLSSON, 1996). Ânodo e cátodo estão situados próximos um do outro, sendo que a distância entre eles pode variar de 1 cm a 2 cm) (SEIBERT, 2004). O tubo de raios-X usa um filamento aquecido, tipicamente feito de tungstênio, para aumentar a energia dos elétrons atômicos. Esta energia tem que ser alta o suficiente para liberar os elétrons dos seus átomos. Essencialmente, o cátodo expelle elétrons, um processo conhecido como emissão termiônica (SCHUELER, 2000).

Uma fonte de alimentação é conectada ao tubo de raios-X. O filamento é aquecido por intermédio de um transformador e elétrons são gerados no cátodo. Os elétrons são acelerados em direção ao ânodo devido à diferença de potencial entre o cátodo e o ânodo. O choque dos elétrons no ânodo gera calor e raios-X

Quando os elétrons atingem o alvo de tungstênio, sua energia cinética é transformada por meio de três mecanismos diferentes: excitação, ionização e radiação. Na excitação, a energia do elétron acelerado é usada para mover outros elétrons para estados de energia mais altos (orbitais mais externos). Na ionização, a energia do elétron acelerado é suficiente para remover o elétron de um átomo. Na radiação, a desaceleração do elétron é usada para criar um fóton de raio-X. A produção de raios-X por meio de radiação é conhecida como *bremsstrahlung process* (SCHUELER, 2000). Ao penetrar o paciente, os raios-X são absorvidos em diferentes tecidos absorvem quantidades distintas de radiação em diferentes energias. A radiação resultante é registrada por um detector, gerando uma imagem de transmissão das absorções geradas pelos tecidos. Quanto maior for a diferença de absorção entre os tecidos, maior será o contraste da imagem. A diferença de absorção de radiação entre alguns materiais pode ser observada na Tab. 2.1.

Tabela 2.1 – Dados sobre absorção de radiação de alguns materiais.

Material	Coefficiente de absorção de radiação (μ)
Ar	0,000 cm^{-1}
Sangue	0,178 cm^{-1}
Músculo	0,180 cm^{-1}
Osso	0,480 cm^{-1}

Fonte: URL 3, 2016.

2.2.1 Equipamentos de raios-X

Atualmente, o diagnóstico radiológico é dado por meio de uma imagem resultante da interação do feixe de fótons com o corpo do paciente com a modulação de intensidade e processamento de dados recolhidos pelo detector. Dependendo do método de diagnóstico utilizado, os sinais podem ser analógicos (filme de raio-X) ou digitais (CR e DR). Cada um desses métodos de aquisição de imagem, devido às suas próprias soluções tecnológicas, determina uma qualidade diferente de imagem (dados de diagnóstico). Os métodos mais comuns de raios-X em imagens médicas são a radiografia, tomografia computadorizada, mamografia, densitometria, angiografia e fluoroscopia.

Para um procedimento correto, a operação dos equipamentos que utilizam raios-X deve obedecer a critérios especificados na Norma Geral ABNT NBR IEC60601-1 (ABNT, 2010) que incluem temperatura ambiente de 10 °C a 40 °C; umidade relativa de 30 % a 40 % e pressão atmosférica de 525 mmHg a 795 mmHg.

2.2.1.1 Sistema analógico ou convencional

Os detectores de imagem analógica ou convencional de uma unidade de raio-X possuem três componentes: um filme de raio-X ou filme radiográfico, uma tela de intensificação (écran) e o chassi. Um elemento auxiliar do sistema de imagem é um dispositivo de revelação juntamente com reagentes para a transformação fotoquímica do filme de raio-X (OBORSKA-KUMASZYŃSKA; WIŚNIEWSKA-KUBKA, 2010).

Os raios-X disparados da ampola atravessam o corpo do paciente, até o chassi, onde interagem com os haletos de prata do filme radiográfico, produzindo uma imagem latente. A imagem latente surge através dos elétrons (carga elétrica negativa) que atraem os íons de prata carregados positivamente originando um átomo de prata metálica em um lugar particular. Esse lugar particular torna-se uma parte da imagem latente.

As imagens analógicas são caracterizadas por tonalidades de cinza que variam de uma região para outra, dentro de uma escala que vai do preto ao branco. Cada nível de cinza possui uma densidade óptica (grau de escurecimento) relacionada à quantidade de luz que pode passar através da imagem em um ponto específico (OBORSKA-KUMASZYŃSKA; WIŚNIEWSKA-KUBKA, 2010; PARKS; WILLIAMSON, 2002). O objetivo do processamento radiográfico é transformar a imagem latente em imagem visível. Na radiologia convencional, o processamento radiográfico é realizado utilizando substâncias químicas.

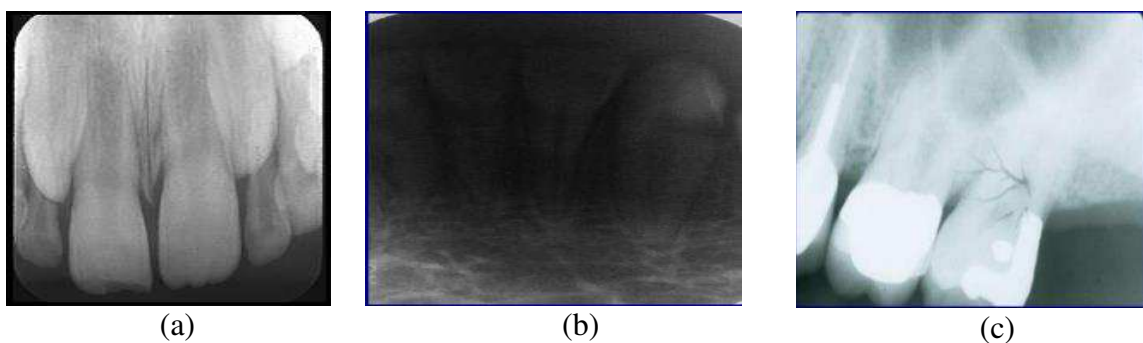
Segundo SALEM (2011), a técnica e a projeção utilizadas podem constituir fontes significativas de erros. Segundo este autor os erros decorrentes podem ser divididos em três grupos: erros relacionados ao paciente, ao filme radiográfico e à projeção.

Entre os erros relacionados ao paciente, podem ser citados: a presença de objetos no corpo do paciente que interfere na visualização da imagem tais como *piercings*, anéis, óculos, próteses, entre outros; a movimentação do paciente durante a realização do exame e as marcas de pressão produzidas pelo paciente quando este tensiona ou pressiona partes do corpo (mais comuns em radiografias odontológicas, onde o paciente pressiona os dentes ocasionando uma distorção na imagem).

Entre os artefatos provenientes do filme radiográfico podem ser citados: a sobreposição de duas imagens ou imagens com ângulos retos devido à reutilização do filme; imagens invertidas devido à colocação do lado contrário do filme; embaçamento da imagem devido ao *stress* do filme (mudança de luz ou mudança brusca de temperatura); e perda de imagens quando o filme não é suficiente para registrar todo objeto desejado.

Por fim, entre os erros de projeção podem ser citados a angulação vertical incorreta que ocasiona alongamento da imagem, como observado na Fig. 2.3(a), ou encurtamento da imagem; desvio de perpendicularidade entre o receptor e o projetor e efeito Corte de Cone que é ocasionado quando o raio-X não está centralizado no filme (o efeito Corte de Cone causa desaparecimento de parte da imagem).

Figura 2.3 - Alongamento da imagem devido à angulação vertical incorreta do projetor (a); imagem com alta densidade devido ao erro de exposição (b); imagem com eletricidade estática (c).



(Fonte: SALEM, 2011).

Os erros de exposição podem ser divididos em quatro categorias, que são: imagem fantasma (quando o filme não recebe nenhuma radiação, fazendo com que a imagem se torne

uma mancha clara); baixa densidade da imagem; alta densidade da imagem, como pode ser visualizado na Fig. 2.4(b); e imagem com alto/baixo contraste.

Os erros de processo são os que estão presentes em maior parte das imagens radiográficas e podem ser de dois tipos, erros químicos e erros de manuseio de filme. Entre os erros químicos podem ser citados: imagem escura; imagem fantasma; reticulação (ou imagem rachada a qual ocorre quando o filme é submetido a mudanças súbitas de temperatura do revelador); mancha negra (quando o revelador está contaminado antes da radiografia ser revelada); linha negra (aparece quando o rolo do revelador encontra-se sujo); mancha branca (devido à contaminação por fixador); e coloração marrom-amarelada (ocorre devido à solução do revelador estar gasta).

Por sua vez, entre os erros de manuseio do filme podem ser mencionados: linhas de escrita (aparece devido à escrita com caneta esferográfica ou lápis de chumbo no pacote contendo as radiografias); efeito de unha (devido à manipulação grosseira do filme); bordas brancas ou negras (devido ao filme não estar totalmente submerso no revelador); filme sobreposto; manchas de dedos; filme arranhado; e eletricidade estática, como pode ser observada na Fig. 2.4(c) (ocorre quando duas superfícies são friccionadas uma contra a outra criando uma carga elétrica. É mais comum em períodos de baixa umidade).

Serman (2000) cita os mesmos erros relacionados à medição em imagens de raio-X analógico mas, ele divide apenas em dois grupos: erros técnicos e erros de processamento.

2.2.1.2 Sistema digital

O sistema digital pode ser computadorizado e digital. A radiografia computadorizada (CR) com base em fotoestimuláveis de fósforo (PSP) e, detectores de imagem (ou seja, placas de imagem) foi introduzida comercialmente em 1983. Tais sistemas são amplamente aceitos em departamentos de radiologia devido ao baixo custo para a mudança de imagem baseado em arquivo convencional para imagem digital (SHETTY *et al.*, 2011).

A radiografia computadorizada utiliza uma placa de imagem reutilizável no lugar da película. Esta placa emprega um revestimento de fósforos de armazenamento fotoestimuláveis para capturar imagens. Quando expostos aos raios-X, os elétrons no interior dos cristais de fósforo estão presos em um estado semiestável de maior energia. O leitor CR verifica a placa por meio de um feixe de laser. A energia do laser libera os elétrons presos, fazendo com que a luz visível passe a ser emitida. Esta luz é capturada e transformada em corrente de bits digital que codifica a imagem (DEPRINS, 2004).

Em comparação com um sistema analógico, um sistema CR tem vantagens como: grande alcance dinâmico, taxas de repetição reduzidas, armazenamento de imagem digital, resposta linear ao longo de quatro ordens de grandeza da radiação e possibilidade de manipulação da imagem. As desvantagens incluem a redução da resolução espacial e maior custo inicial (LU *et al.*, 2003).

Na radiologia digital, o receptor de imagem analógica é substituído por um detector (sensor com base de semicondutores) que converte diretamente a energia no feixe de raios-X em um sinal eletrônico que é então digitalizado e gravado na memória de um computador. Dessa forma é eliminada a etapa da imagem latente e o leitor de placas de imagem. A imagem pode então ser processada, exibida, transmitida ou arquivada, usando um computador padrão e métodos de comunicação digital.

Em um sistema de imagem digital, em algum momento, o padrão de transmissão de raio-X é amostrado tanto nas dimensões espaciais e quanto na intensidade. Na dimensão espacial, amostras são obtidas como médias da intensidade ao longo dos elementos de imagem ou pixels. Estas áreas são geralmente quadradas, as quais são espaçadas a intervalos iguais ao longo do plano da imagem. Na dimensão intensidade, o sinal é finalmente resolvido em um número finito de níveis (BANSAL, 2006; YAFFE; ROWLANDS, 1997).

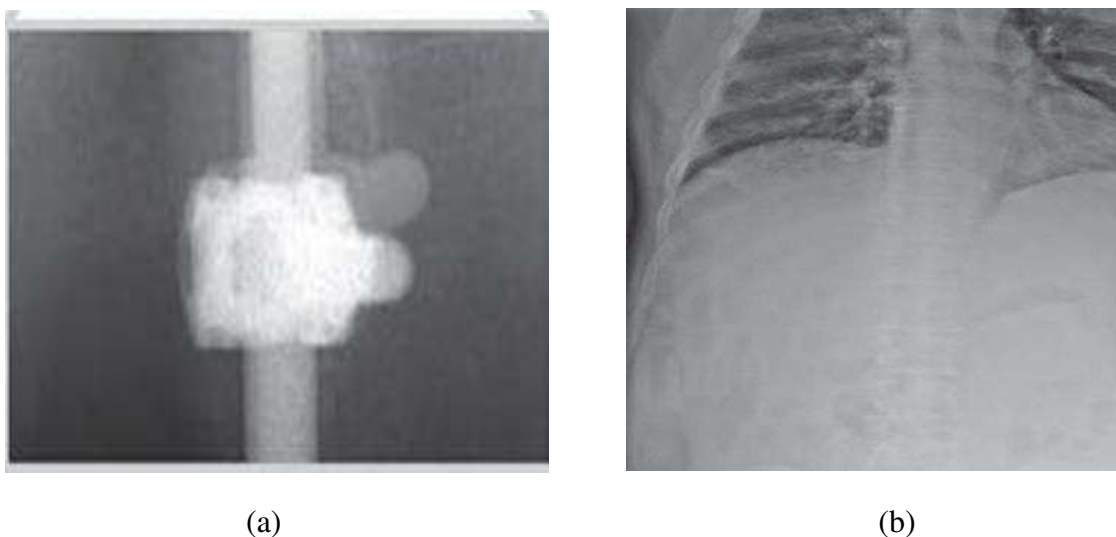
Lau, Mak, Lam, Chau e Lau (2004) classificam os erros em radiografias digitais em sete categorias: exposição, posicionamento do doente, movimento do paciente, artefatos, “configuração”, nível tomográfico incorreto e outros. Os autores referem que os erros de configuração provocam a perda de continuidade das estruturas anatômicas e são, geralmente, devidos a falhas do *software*.

Os erros relacionados ao paciente, exposição e artefatos são em parte, comuns a um sistema de medição analógico. Como erros relacionados ao paciente podem ser citados o posicionamento incorreto, a movimentação durante o exame e presença de objetos metálicos no corpo. Entre os erros de exposição, tem-se as imagens claras ou escuras devido à sub ou sobre-exposição a radiação, respectivamente. Entre os erros devidos a artefatos tem-se: atraso de imagem do detector ou imagens fantasmas e retroespalhamento. No nível tomográfico, tem-se a angulação vertical incorreta que ocasiona alongamento da imagem, ou encurtamento da imagem. Outros são referentes a falhas do equipamento e má-preparação da equipe responsável pelo exame.

Flannigan *et al.*, (2011) apresentam os erros mais comuns em medições com equipamentos de raio-X digital, são eles: composição de imagens (quando duas ou mais imagens que sofreram exposições distintas são combinadas); imagens fantasmas;

retrodispersão (a retrodispersão poder ser ocasionada devido a parte traseira do detector; blindagem reduzida; exposições elevadas; erros devido à calibração incorreta do equipamento, ocasionando distorção na geometria da imagem e, déficit no sinal devido a ruídos por exemplo. Os erros relacionados à composição de imagens e retrodispersão podem ser observados respectivamente nas Fig. 2.4(a) e Fig. 2.4(b).

Figura 2.4 – Erro devido à combinação de duas imagens distintas (a) Retrodispersão de uma radiografia devido à exposição excessiva aos raios-X (b).



(Fonte: WALZ-FLANNIGAN et al., 2012).

2.2.2 Densitometria óssea

Uma imagem de densitometria óssea, é uma imagem de raio-X com quantidade diminuída de radiação. É como se fosse uma radiografia com menor resolução. Nesta, os ossos são comparados com o de uma pessoa jovem e saudável e fornecem a distância da sua massa óssea da média normal. A partir disso é calculado o *T-score*, um padrão de referência internacional desenvolvido pela Organização Mundial de Saúde. É ele que mostra o quanto que o osso de um paciente está próximo ou distante do osso considerado como referência ou ideal. O *T-score* inicia do número zero (que representa a média) e parte para uma escala de números negativos ou positivos - quanto mais negativo é o número, mais longe sua massa óssea está do ideal (ANDRADE, 2016).

O resultado para crianças utiliza o *Z-score* e não o *T-score*. O *Z-score* compara a massa óssea da criança com a média para a mesma idade. O resultado não é de osteopenia ou osteoporose e sim, dentro da média ou abaixo da média para a idade (ANDRADE, 2016).

2.3 Diagnóstico de doenças por meio do raio-X

São diversas as doenças que podem ser diagnosticadas por meio de raios-X. Neste trabalho serão abordadas apenas a escoliose, a cifose e a osteoporose.

A coluna é constituída de 33 ossos individuais e empilhados e, por meio dos ligamentos e músculos mantêm-se juntos e alinhados. A coluna vertebral fornece o principal apoio para o corpo, permitindo que uma pessoa possa ficar de pé, dobrar e torcer. Quando vista de lado, a coluna de um adulto tem uma curva em forma de *S* natural. A parte traseira, regiões baixas (lombar) e pescoço (cervical) têm uma ligeira curva côncava, e as regiões torácica e sacral têm uma curva convexa suave. As curvas funcionam como uma mola para absorver choques, manter o equilíbrio, e permitir a amplitude de movimento ao longo da coluna vertebral. Qualquer alteração nessas curvaturas modificam estes mecanismos e pode levar ao aparecimento de doenças como escoliose e cifose.

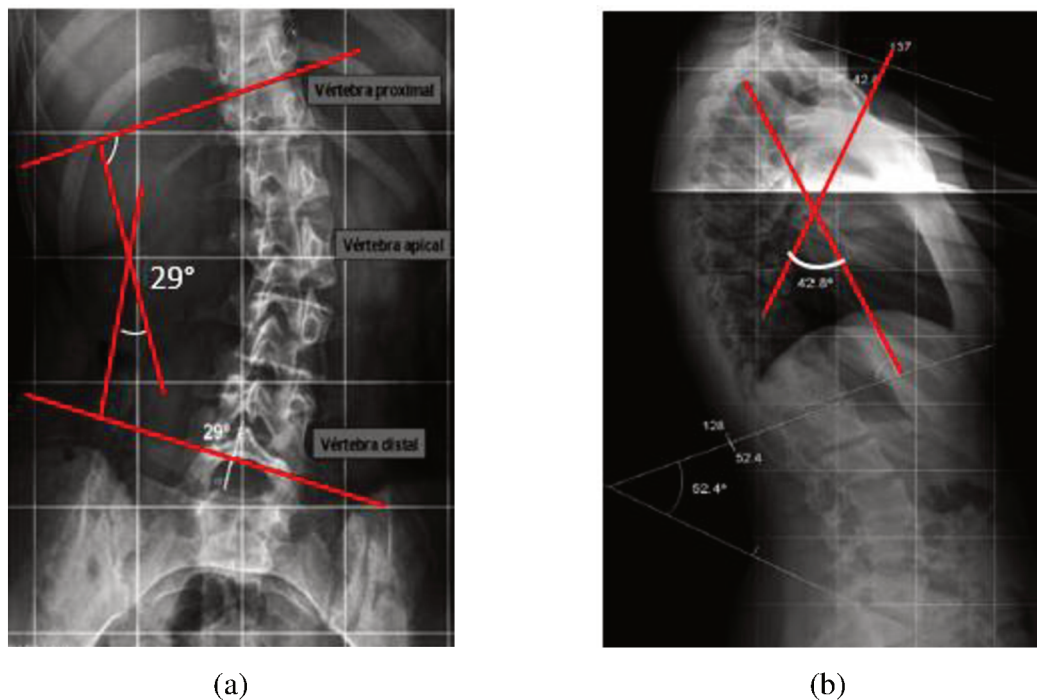
2.3.1 Escoliose e Cifose

Atualmente o raio-X é o método mais viável economicamente para o diagnóstico de escoliose e cifose, sendo o ângulo de Cobb o método utilizado para medir o desvio da coluna vertebral. Em um raio-X da coluna, o examinador determina o ângulo de Cobb a partir de imagens analógicas ou digitais seguindo os seguintes passos:

- Localizar a Vértebra Proximal ou, Vértebra Limite Superior (VLS). Para isso, observar a curva e identificar, de cima para baixo (quando a curva começa a se formar) a vértebra com maior grau de inclinação em relação ao plano horizontal;
- Localizar a Vértebra Distal ou, Vértebra Limite Inferior (VLI). Para isso, observar a curva e identificar, agora de baixo para cima, a vértebra mais inclinada em relação ao plano horizontal;
- Traçar uma linha reta a partir do platô superior da VLS e, traçar uma linha reta a partir do platô inferior da VLI;
- Traçar a intersecção entre as retas da VLS e da VLI. O ângulo formado é o ângulo de Cobb (α).

Na Figura 2.5 pode-se verificar o diagnóstico de escoliose (Fig. 2.5 (a)) e cifose (Fig.2.5 (b)), por meio do ângulo de Cobb.

Figura 2.5 – Diagnóstico de escoliose através do ângulo de Cobb (a)
Diagnóstico de cifose por meio do ângulo de Cobb (b).



(Fonte: DÍAZ; SCHROTER; SCHULZ, 2009).

A escoliose é definida como um desvio na curvatura lateral da coluna vertebral, com rotação das vértebras dentro da curva. Tipicamente, para ser considerado escoliose, este desvio deve ter pelo menos 10° Cobb de angulação da coluna vertebral na radiografia pósterio-anterior associado com rotação vertebral (JANICKI; ALMAN, 2007).

A cifose é definida como um aumento da curvatura no plano sagital da coluna torácica. O ângulo da cifose torácica pode variar normalmente entre 20° e 40° utilizando o método de Cobb (POOLMAN, BEEN & UBAGS, 2002).

2.3.2 Osteoporose

A Osteoporose é um distúrbio osteometabólico caracterizado pela diminuição da densidade mineral óssea (DMO), com deterioração da microarquitetura óssea, levando a um aumento da fragilidade esquelética e do risco de fraturas (NETO, 2002). Por sua vez, a osteopenia não é considerada uma doença, e sim uma condição pré-clínica que sugere a perda gradual de massa óssea que pode levar à osteoporose.

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS) os critérios para diagnóstico da osteoporose de acordo com a DMO estão descritos na Tab.2.2: (STRINGARI; NG; CANANI, 2003).

Tabela 2.2 – Critérios da OMS para laudos de Densitometria Óssea.

Resultado	Desvio padrão
Normal	$\leq 1,00$
Osteopenia	1,00 a 2,50
Osteoporose	$\leq 2,500$

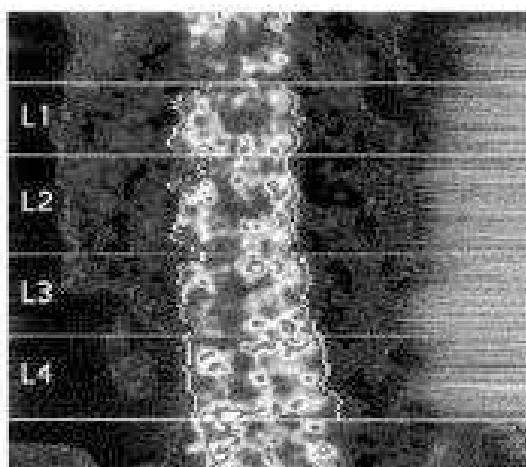
(Fonte: STRINGARI; NG; CANANI, 2003).

Onde:

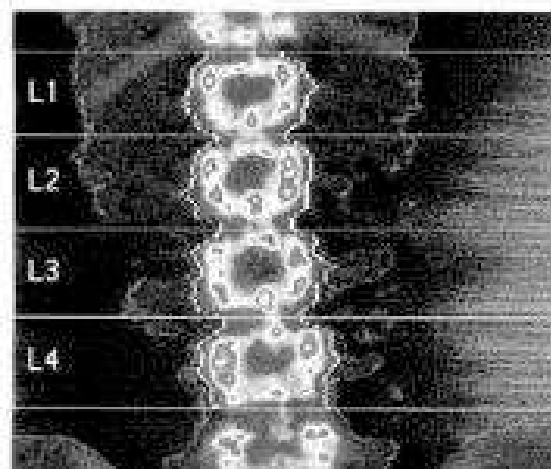
- Normal: o valor da DMO encontra-se dentro de, no máximo, um desvio-padrão, abaixo do encontrado em mulheres adultas jovens. Um exemplo está na (Fig. 2.6 (b));
- Osteopenia: o valor da DMO encontra-se entre -1 e -2,5 desvios-padrão da normalidade;
- Osteoporose: o valor da DMO está abaixo de -2,5 desvios-padrão da normalidade. Um exemplo está presente na (Fig. 2.6 (a));

A DMO nos exames digitais é calculada por meio dos índices *T-score* e *Z-score*. Exemplos de exame de densitometria óssea podem ser visualizados na Fig. 2.6, onde para um T-score = -2,7 há um diagnóstico de osteoporose e para um T-score de 0,1 o paciente é considerado normal.

Figura 2.6- Densitometria óssea da coluna vertebral de um paciente com T-score = -2,7 (a) e, com T-score= 0,1 (b).



(a)



(b)

(Fonte: URL 4, 2017).

Outra forma de se avaliar uma possível osteoporose é por meio dos ângulos entre as vértebras lombares. A osteoporose pode ocasionar o desgaste dos discos intervertebrais entre as vértebras lombares, fazendo com que o ângulo entre elas diminua. A Tabela 2.3 mostra a relação de ângulos entre as vértebras lombares de acordo com o diferentes estudos. O último estudo que foi encontrado a respeito deste assunto, foi de Vialle *et al*, 2005.

Tabela 2.3- Ângulos entre vértebras lombares.

	Damasceno <i>et al</i> , 1996	Stagnara <i>et al</i> , 1982	Wambolt e Spencer, 1987	Guigui <i>et al</i> , 2003	Vialle <i>et al</i> , 2005
Amostra	N=350	N=100	N=50	N=250	N=300
L1	2,15°	5°	3°	4°	9,8°
L2	-0,36°	3°	1°	-1,25°	1,2°
L3	-1,56°	1°	-2°	-0,52°	-0,6°
L4	-2,89°	-1°	-4°	-2,65°	-2,6°
L5	-9,23°	-8°	-10°	-8°	-8°
L1-L2	-4,99°	-8°	-6°	-5,6°	4,55°
L2-L3	-6,89°	-10°	-7°	-7,9°	5,4°
L3-L4	-9,25°	-10°	-9°	-9,7°	9,8°
L4-L5	-12,29°	-14°	-11°	-14°	14°

(Fonte: DAMASCENO et al, 2006).

Admite-se hoje que L3 é a única vértebra que pode ser estudada de forma confiável quando se trata de ângulo entre vértebras lombares. Mesmo assim, o erro de precisão para qualquer das vértebras estudadas com L3 (L2-L3 ou L3-L4) é de aproximadamente 2 % (UDDO, 2004). As vértebras L2, L3 e L4 são as vértebras mais valorizadas em um estudo de densitometria devido a estas sofrerem menores interferências dos arcos costais e estarem mais distantes da região sacroilíaca (CARVALHAES; CASTRO, 2008).

Para que os resultados das medições sejam confiáveis, faz-se necessário que o sistema de medição utilizado esteja calibrado garantindo-se assim que o mesmo faça parte da cadeia de rastreabilidade em questão. Ainda, a incerteza associada aos resultados de medição deve ser estimada e apresentada.

Vale salientar que poucos trabalhos foram encontrados que abordam a avaliação da incerteza de medições destinadas ao diagnóstico de escoliose e osteoporose. São eles:

- *Experimental validation of a patient-specific model of orthotic action in adolescent idiopathic scoliosis* (VERGARI et al., 2016);
- *Effects of measurement uncertainty on decision making from scoliosis X-rays* (TRIANO; BAKER; AIKENHEAD, 1987);
- *Actualizacion de la evaluacion radiologica de la scoliosis* (DÍAZ; SCHROTER; SCHULZ, 2009);
- *Método de Cobb na escoliose idiopática do adolescente: avaliação dos ângulos obtidos com goniômetros articulados e fixos* (CUNHA; ROCHA; MUNHOZ DA CUNHA, 2009);
- *Measurement uncertainty for the analysis of serum 25-hydroxyvitamin D* (STEPMAN; THIENPONT, 2010).

Os quatro primeiros artigos abordam a incerteza de medição do ângulo de Cobb medido em pacientes com escoliose e, o último artigo compara a incerteza de medição com os índices de 25 hidroxivitamina D. A falta da 25 hidroxivitamina D é uma das principais causas da osteoporose.

Sobre incerteza de medição destinada ao diagnóstico de cifose, nenhum trabalho foi encontrado.

2.4 Planejamento de Experimentos (DOE)

A estratégia de investigação de planejamento, conhecido como planejamento de experimentos (DOE), foi introduzida pela primeira vez no início de 1920 quando um cientista em uma pequena estação de pesquisa agrícola na Inglaterra, Sir Ronald Fisher, mostrou como se poderia realizar experiências válidas na presença de muitas condições. Os princípios de planejamento desenvolvidos por Fisher, para experiências agrícolas, foram adaptados com sucesso para aplicações industriais e militares desde a década de 1940. As técnicas de planejamento de experimentos não são novas para a indústria da saúde. Os investigadores da área médica, há muito compreenderam a importância de experimentos cuidadosamente

projetados. Estas técnicas, no entanto, não são aplicadas de forma tão rigorosa (KIM; KALB, 1996).

Em todas as áreas do conhecimento, a utilização da estatística com as técnicas de planejamento de experimentos é imprescindível para a tomada de decisão visando a avaliação de novos procedimentos ou a otimização de processos e produtos. A essência de um bom planejamento consiste em projetar um experimento de forma que ele seja capaz de fornecer exatamente o tipo de informação que se procura.

Os três princípios básicos de um planejamento de experimentos são replicação, aleatoriedade e blocagem. Fazer um experimento com réplicas é muito importante por dois motivos. O primeiro para a obtenção do erro experimental. A estimativa desse erro é básica para verificar se as diferenças observadas nos dados são estatisticamente diferentes. O segundo motivo se refere ao fato de que, se a média de uma amostra for usada para estimar o efeito de um fator no experimento, a replicação permite a obtenção de uma estimativa mais precisa desse fator (NETO *et al*, 2003).

Os métodos estatísticos requerem que as observações, ou os erros, sejam variáveis aleatórias distribuídas independentemente. Os experimentos, com suas réplicas, devem ser realizados de forma aleatória, de modo a garantir a distribuição equânime de todos os fatores não considerados. Explicando melhor: em um estudo da influência, na dureza de um compósito, de diferentes ponteiros de uma máquina de ensaios mecânicos, pode-se utilizar corpos de prova provenientes de bateladas diferentes, que podem ter (mas teoricamente não deveriam), por exemplo, diferentes teores de fibras. Na realização dos testes, esses corpos de prova devem ser distribuídos de forma aleatória entre as ponteiros (NETO *et al*, 2003).

A blocagem é uma técnica extremamente importante, utilizada industrialmente que tem o objetivo de aumentar a precisão de um experimento. Em certos processos, pode-se controlar e avaliar, sistematicamente, a variabilidade resultante da presença de fatores conhecidos (*nuisance factors*) que perturbam o sistema, mas que não se tem interesse em estudá-los. A blocagem é usada, por exemplo, quando uma determinada medida experimental é feita por duas diferentes pessoas, levando a uma possível não homogeneidade nos dados. Outro exemplo seria quando um determinado produto é produzido sob as mesmas condições operacionais, mas em diferentes bateladas. De modo a evitar a não homogeneidade, é melhor tratar cada pessoa e batelada como um bloco (NETO *et al*, 2003).

O ideal em qualquer comparação de grupos por testes paramétricos, como a análise de variâncias (ANOVA) é conter variâncias homogêneas e grupos com distribuição normal. Para

definir se um grupo de amostras apresenta normalidade, o teste de Shapiro-Wilk é um dos recomendados.

2.4.1 Análise de Variância (ANOVA)

A análise de variância é uma técnica estatística que permite avaliar se existem diferenças significativas entre as médias, e se os fatores investigados (variáveis de entrada) exercem influência em alguma variável dependente (variáveis resposta). Os pressupostos básicos da análise de variância são: amostras aleatórias e independentes, populações com distribuição normal e variâncias populacionais iguais (ANJOS, 2009). Se os pressupostos assumidos estiverem satisfeitos, pode-se testar a hipótese H_0 por meio do teste F apresentado na tabela da Análise de Variância (Tab.2.4).

Tabela 2.4- Tabela da Análise de Variância.

Causas da Variação	Graus de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrados médios	F calculado
Tratamento	$I-1$	SQ_{Trat}	QM_{Trat}	QM_{Trat}/QM_{Res}
Resíduo	$I(J-1)$	SQ_{Res}	QM_{Res}	
Total	$IJ-1$	SQ_{Total}		

(Fonte: ANJOS, 2009.)

Onde:

- Tratamento é uma condição imposta ou objeto que se deseja medir ou avaliar em um experimento e as outras variáveis estão definidas nas Eq. (2.1); Eq. (2.2) Eq.(2.3); Eq. (2.4) e Eq. (2.5).

$$SQ_{Total} = \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J y_{ij}^2 - C, \text{ onde } C = \frac{\left(\sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J y_{ij} \right)^2}{IJ}; \quad (2.1)$$

$$SQ_{Trat} = \frac{\sum_{i=1}^I y_{i.}^2}{J} - C \quad (2.2)$$

$$SQRes = SQTotal - SQTrat \quad (2.3)$$

$$QMTrat = \frac{SQTrat}{I - 1} \quad (2.4)$$

$$QMRes = \frac{SQRes}{I(j - 1)} \quad (2.5)$$

2.5 Incerteza de medição

A incerteza de medição é definida pelo INMETRO (2012), como sendo um parâmetro não negativo, que caracteriza a dispersão dos valores atribuídos ao mensurando, com base nas informações utilizadas. Desta forma, a incerteza do resultado de uma medição reflete a falta de conhecimento exato do valor do mensurando (BIPM, et al., 2008).

Na prática, existem várias fontes possíveis, incluindo:

- a) definição incompleta do mensurando;
- b) amostragem não representativa – a amostra obtida pode não representar o mensurando definido;
- c) conhecimento inadequado dos efeitos das condições ambientais sobre a medição ou medição imperfeita das condições ambientais;
- d) erro de tendência pessoal na leitura de instrumentos analógicos;
- e) resolução finita do instrumento;
- f) valores inexatos dos padrões de medição e materiais de referência;
- g) valores inexatos de constantes e de outros parâmetros obtidos de fontes externas e usados para determinação dos valores do mensurando;
- h) aproximações e suposições incorporadas ao método e procedimento de medição; e
- i) variações nas observações repetidas do mensurando sob condições aparentemente idênticas.

De acordo com o JCGM 100 (BIPM et al., 2008), sem a indicação da incerteza, os resultados de medição não podem ser comparados, seja entre eles mesmos ou com valores de referência dados em especificações do fabricante, catálogos ou normas técnicas. Portanto,

resulta necessário que haja um procedimento prontamente implementado, facilmente compreendido e de aceitação geral para caracterizar a qualidade do resultado de uma medição, isto é, para avaliar e expressar sua incerteza. De forma geral, o método proposto pelo JCGM 100 pode ser dividido nas seguintes etapas:

- Definição do mensurando ou variável de saída;
- Identificação das variáveis que podem afetar o resultado da medição do mensurando (Variáveis de entrada ou grandezas de influência);
- Expressão do mensurando em função de todas as variáveis de influência, através de um modelo matemático;
- Avaliação da incerteza padrão das variáveis de entrada;
- Avaliação da incerteza padrão combinada associada à variável de saída;
- Avaliação da correlação entre as variáveis de entrada;
- Cálculo dos coeficientes de sensibilidade;
- Avaliação da incerteza expandida associada à variável de saída (cálculo dos graus de liberdade efetivos e, determinação do fator de abrangência);
- Expressão do resultado de medição.

2.5.1 Definição do mensurando ou variável de saída

Uma medição começa, portanto, com a especificação apropriada do mensurando (variável de saída), do método de medição e do procedimento de medição. Assim sendo, o mensurando deve ser definido com completeza suficiente, relativa à exatidão requerida, de modo que, para todos os fins práticos associados com a medição, seu valor seja único.

2.5.2 Variáveis de entrada ou grandezas de influência

Segundo o INMETRO (2012), uma grandeza de influência é definida como aquela grandeza que não é o mensurando, mas que afeta o resultado da sua medição. As grandezas que influenciam o resultado de medição são identificadas por meio de uma análise crítica do processo de medição. Estas grandezas podem estar atreladas às condições ambientais, ao operador, aos equipamentos e aos padrões utilizados, ao método de medição, à amostragem, dentre outros fatores.

A quantidade e o tipo de fatores de influência variam de acordo com o sistema de medição, com o tipo de mensurando analisado e com o nível de exatidão requerido. Assim sendo, o operador deve conhecer o princípio de funcionamento do sistema de medição

utilizado, as principais fontes de erros na medição em curso, bem como o procedimento de medição. Ainda, deve ser efetuada a interpretação do certificado de calibração e retirar do mesmo as informações mais relevantes para o cálculo da incerteza. Outros documentos, tais como manuais e especificações de fabricantes, também devem ser consultados e analisados.

2.5.3 Modelo matemático

Um modelo matemático, descrevendo o processo de medição, deve ser proposto. Este modelo relaciona as variáveis de influência do processo de medição (variáveis de entrada) com o mensurando (variável de saída). Essa função é representada pela Eq. (2.6).

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_n) \quad (2.6)$$

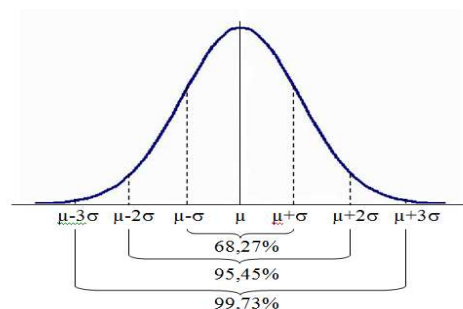
Onde: Y é a variável de saída ou mensurando e X_i representa as variáveis de entrada.

2.5.4 Avaliação da Incerteza Padrão

A incerteza padrão relacionada a cada grandeza de influência deve ser estimada tomando com base a quantidade de informação disponível sobre estas variáveis. Esta estimativa pode ser efetuada de duas formas por meio de uma avaliação do tipo A ou uma avaliação do tipo B (BIPM et al., 2008).

Segundo o JCGM 100 (BIPM et al., 2008), uma avaliação do tipo A da incerteza padrão é aquela obtida por meio de uma análise estatística de uma série de observações de um mensurando, assumindo uma distribuição normal (Fig. 2.8) ou uma distribuição *t-Student*. Um componente de incerteza obtido por uma avaliação do Tipo A é caracterizado por um desvio padrão que considera as flutuações aleatórias e as influências consideradas constantes dos resultados de um dado experimento.

Figura 2.8 – Distribuição normal.



(Fonte: BIPM, et al., 2008).

A melhor estimativa do valor do mensurando é aquela obtida através da média aritmética de n observações repetidas do mesmo mensurando (BIPM, et al., 2008). O desvio padrão experimental da média é, neste caso, uma medida da incerteza associada ao valor da média, indicando a repetibilidade da medição, sendo calculado pela Eq. (2.7).

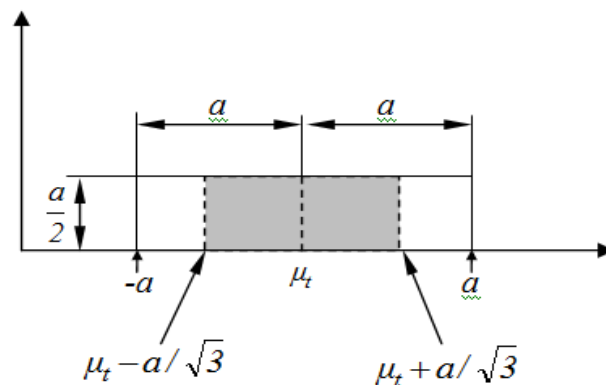
$$u(x) = \sqrt{\frac{s^2}{n}} \quad (2.7)$$

Onde: s é o desvio padrão experimental e n é o número de elementos da amostra.

Uma avaliação tipo B da incerteza padrão de uma componente de incerteza é obtida por outros meios, que não a análise estatística de uma série de observações repetidas, tais como considerações de manuais, especificações de fabricantes, certificados de calibração ou a partir de experiências anteriores. Dependendo da quantidade de informação disponível e da forma como ela é apresentada, adota-se diferentes distribuições de probabilidade para efetuar os cálculos. A seguir, são apresentadas as mais utilizadas:

A distribuição retangular (Fig. 2.9) é utilizada quando é possível estimar apenas os limites superior e inferior para X_i e estabelecer que a probabilidade de que o valor X_i pertença ao intervalo $(a-, a+)$ é um e a probabilidade para que o valor X_i esteja fora desse intervalo é zero. Se não houver conhecimento específico de possíveis valores de X_i dentro do intervalo, pode-se assumir que é igualmente provável que X_i esteja em qualquer ponto do intervalo, e consequentemente o seu grau de liberdade é infinito.

Figura 2.9- Distribuição retangular



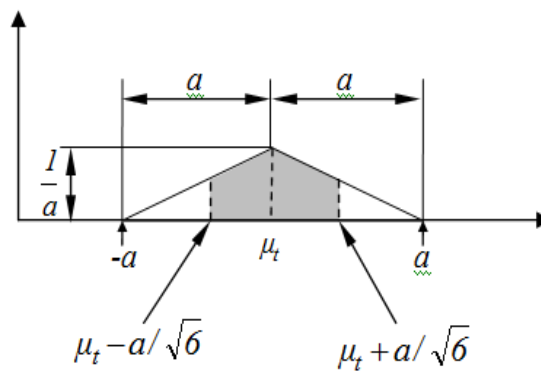
(Fonte: BIPM, et al., 2008)

Neste caso a incerteza padrão é dada pela Eq. (2.8):

$$u(x) = \frac{\text{Valor}}{\sqrt{3}} \quad (2.8)$$

Caso haja mais conhecimentos sobre a distribuição dos valores possíveis da grandeza, a distribuição de probabilidade passa para uma triangular (Fig. 2.10), com infinitos graus de liberdade.

Figura 2.10 – Distribuição triangular



(Fonte: BIPM, et al., 2008)

A incerteza padrão associada a uma grandeza do tipo B com distribuição triangular é expressa pela Eq. (2.9).

$$u(x) = \frac{\text{Valor}}{\sqrt{6}} \quad (2.9)$$

Quando a incerteza de uma fonte de entrada x_i provém de um certificado de calibração com as informações da probabilidade e o fator de abrangência k , a estimativa da incerteza padrão é do Tipo B e pode ser determinada pela Eq. (2.10).

$$u(x_i) = \frac{U(\text{Cal})}{k} \quad (2.10)$$

Onde: $U(Cal)$ é a incerteza expandida e k é o fator de abrangência declarados no certificado de calibração da respectiva fonte de entrada.

2.5.5 Avaliação da Incerteza Padrão Combinada

A incerteza padrão combinada da variável de saída, designada por $u_c(y)$, é obtida aplicando a Lei de Propagação de Incertezas no modelo matemático da medição como mostra a Eq. (2.11).

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \cdot u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i) \cdot u(x_j) \cdot r(x_i, x_j) \quad (2.11)$$

Onde: x_i é a grandeza de entrada, $u(x_i)$ é a incerteza padrão de cada grandeza de entrada e $r(x_i, x_j)$ é o coeficiente de correlação entre as estimativas x_i e x_j .

No primeiro termo da Eq. (2.11), as derivadas parciais da função em relação a cada variável de entrada são os coeficientes de sensibilidade, cuja magnitude representa a contribuição de cada fonte de incerteza no valor da incerteza total.

O segundo termo da Eq. (2.11), só irá existir quando houver uma correlação entre as grandezas de entrada x_i e x_j , ou seja, quando $r(x_i, x_j) \neq 0$. Caso contrário, o segundo termo desaparece, obtendo-se a Eq. (2.12).

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 \cdot u^2(x_i) \quad (2.12)$$

2.5.6 Cálculos dos coeficientes de sensibilidade

Estimadas as incertezas padrão das fontes de entrada, $u(x_i)$ é necessário calcular os coeficientes de sensibilidade do mensurando em relação a cada fonte de entrada. O coeficiente de sensibilidade c_i do mensurando y em relação a cada fonte de entrada x_i é definido como dado na Eq. (2.13):

$$c_i = \frac{\partial f}{\partial x_i} \quad (2.13)$$

Os coeficientes de sensibilidade descrevem a contribuição de cada fonte de incerteza no valor final da incerteza de medição. Em outras palavras, descrevem como a estimativa de saída y varia com alterações nos valores das estimativas de entrada x_1, x_2, \dots, x_n .

2.5.7 Avaliação da Incerteza Expandida

Sabe-se que para uma distribuição de probabilidade normal, o intervalo de +1 ou -1 desvio padrão ao redor da melhor estimativa do mensurando corresponde a uma probabilidade de abrangência de 68,27 %. Para aumentar tal probabilidade de abrangência, deve-se multiplicar a incerteza padrão combinada pelo fator de abrangência k , conforme Eq. (2.14). O resultado é a chamada incerteza expandida, $U(y)$.

$$U(y) = k \cdot u_c(y) \quad (2.14)$$

2.5.7.1 Cálculo dos Graus de Liberdade Efetivos

O cálculo do grau de liberdade efetivo da incerteza padrão combinada da variável de saída é baseado na equação de *Welch-Satterwaite*, conforme expresso na Eq. (2.15).

$$v_{eff} = \frac{u^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{u^4(y_i)}{v_i}} = \frac{u_c^4(y)}{\sum_{i=1}^N \frac{u^4(x_i \cdot c_i)}{v_i}} \quad (2.15)$$

Onde: N é o número de variáveis de entrada; v_i é o número de graus de liberdade de cada variável de entrada; $u_i(y)$ é a incerteza padrão de cada variável de entrada na unidade do mensurando ou variável de saída; $u(x_i)$ é a incerteza padrão de cada variável de entrada; e $c_i(x_i)$ representa o coeficiente de sensibilidade do mensurando em relação a cada variável de entrada x_i .

2.5.7.2 Determinação do fator de abrangência

O fator de abrangência k , presente na Eq. (2.14) é escolhido em função do nível de abrangência especificado para o intervalo, estando geralmente entre 2 (dois) e 3 (três) para uma distribuição normal de probabilidade, considerando 95,45 % e 99,73 %, respectivamente.

Quando uma componente de incerteza é estimada por meio de uma avaliação do Tipo A considerando um número de leituras reduzido ($n < 30$), caracterizando uma amostra pequena, essa aproximação para o fator de abrangência não é conveniente. Neste caso, deve ser

utilizado o Teorema do Limite Central junto com a tabela *t-Student* para fornecer um valor para k baseado no grau de liberdade efetivo da incerteza padrão combinada da medição. Dessa forma, o valor de k nem sempre será igual a dois e, conseqüentemente, os graus de liberdade nem sempre serão infinitos.

2.5.8 Apresentação do Resultado de Medição

O resultado da medição deve ser expresso em concordância com a ABNT NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005). Desta forma, levando-se em conta a incerteza padrão combinada, é dado por $(\bar{y} \pm u_c(y))$ e, em relação à incerteza expandida, é expresso por $(\bar{y} \pm U(y))$ em que \bar{y} é a estimativa de Y , representado por seu valor médio. A incerteza expandida deve ser arredondada considerando a mesma quantidade de algarismos significativos da medição.

CAPÍTULO III

PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Este capítulo apresenta a metodologia proposta para avaliação do efeito do fator Operador nos valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X de pacientes que foram diagnosticados com escoliose, cifose e osteoporose, bem como propõe procedimentos para avaliação da incerteza de medição deste mensurando levando em conta cada sistema de medição utilizado. Para um melhor entendimento, a mesma foi dividida em cinco etapas: planejamento de experimentos; obtenção das imagens; realização das medições; análise de variância; e avaliação da incerteza de medição.

3.1. Planejamento dos experimentos

Existem dois métodos de medição amplamente utilizados nas medições em imagens de raio-X. As medições em imagens analógicas são realizadas por meio de um transferidor, denominado de método convencional. Para a medição em imagens computadorizadas e digitais, são utilizados *softwares* especialmente desenvolvidos para esta finalidade. Este segundo método, neste trabalho, foi denominado de método não convencional.

Desta forma, visando investigar o efeito do fator Operador nos resultados de medição obtidos a partir de imagens de raio-X para efeitos de diagnóstico de escoliose, cifose e osteoporose foi proposto um planejamento fatorial completo. A Tabela 3.1 representa a matriz do planejamento proposto.

De acordo com a Tabela 3.1 serão executados 3 testes. Considerando a realização de uma réplica e uma tréplica para cada experimento foram então realizados 9 testes.

Para diagnóstico de escoliose e cifose, cada operador efetuou a avaliação de três imagens analógicas, três imagens digitais e três imagens computadorizadas. Totalizando nove

imagens. Cada imagem foi medida cinco vezes por cada operador. Desta forma cada operador efetuou 45 medições para cada doença. Para diagnóstico da osteoporose, foram analisadas 8 imagens do tipo digital. Sendo que cada operador mediu cinco vezes cada uma, totalizando 40 medições.

Tabela 3.1 – Matriz de planejamento com um único fator.

TESTE	Operador
1	Experiente (-1)
2	Médio (0)
3	Recém formado (1)

De acordo com a Tabela 3.1, o fator “Operador” foi avaliado em três níveis, que são:

- Experiente (-1);
- Médio (0);
- Recém-formado (1).

Os operadores possuem formação na área de fisioterapia, e o Operador definido como “Experiente” é o Operador formado há mais de 10 anos e que atua em sua área de formação durante este tempo. “Médio” considera-se o Operador formado há mais de cinco anos e que atua em sua área de formação durante este tempo, e “Recém-formado”, o Operador que acabou de se formar e começou há menos de um ano a atuar em sua área de formação.

Como visto na Seção 2.5, as imagens analógicas são aquelas obtidas por meio de detectores compostos pelos seguintes componentes: um filme de raio-X ou filme radiográfico, uma tela de intensificação (écran), um chassi e um dispositivo de revelação juntamente com reagentes, utilizados para a transformação fotoquímica do filme de raio-X.

As imagens digitais são obtidas por meio de um detector (sensor com base de semicondutores) que converte diretamente a energia no feixe de raios-X em um sinal eletrônico que é então digitalizado e gravado na memória de um computador. A imagem pode então ser processada, exibida, transmitida ou arquivada, usando um computador padrão e métodos de comunicação digital.

Por sua vez, as imagens computadorizadas são obtidas por meio de fotoestimuláveis de fósforo (PSP) e, detectores de imagem (ou seja, placas de imagem). Quando expostos aos raios-X, os elétrons no interior dos cristais de fósforo estão presos em um estado semiestável

de maior energia. O leitor CR verifica a placa por meio de um feixe de laser. A energia do laser libera os elétrons presos, fazendo com que a luz visível passe a ser emitida. Esta luz é capturada e transformada em valor digital que representa a imagem.

3.2. Obtenção das imagens

Os experimentos iniciaram com a tomada de imagens para posterior avaliação de casos de escoliose, cifose e osteoporose, em equipamentos de raio-X. Os equipamentos localizam-se em salas com temperaturas monitoradas por termo-higrômetros calibrados (ANEXO 1). Importante salientar que neste trabalho não se fez necessário aprovação do Comitê de Ética, pois todas as imagens faziam parte de exames prescritos por médicos, não sendo exposto nenhuma pessoa a radiação desnecessária. Nenhum dado sobre os pacientes foi repassado aos Operadores e a tomada de imagens não foi acompanhada por nenhuma pessoa envolvida neste trabalho.

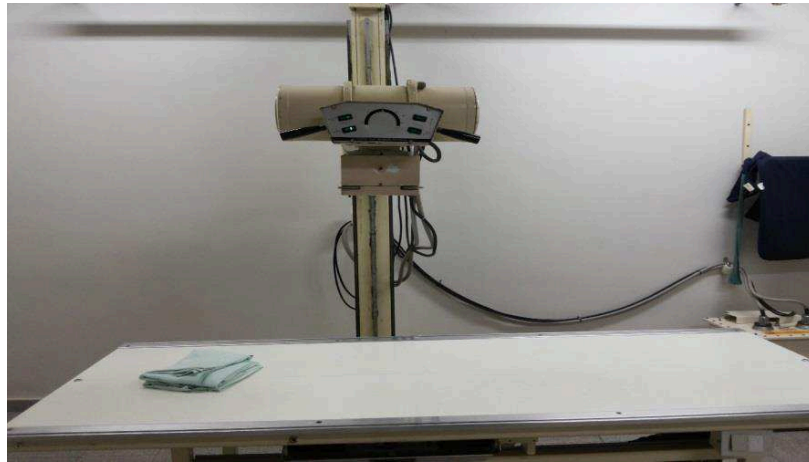
3.2.1. Obtenção de imagens para diagnóstico de escoliose e cifose

As radiografias de nove pacientes com diferentes tipos e graus de escoliose e de nove pacientes com diferentes tipos e graus de cifose foram avaliadas pelo método de Cobb, por três técnicos de raio-X. Três dessas imagens (de cada doença) foram reveladas no modo convencional, três (de cada doença) foram reveladas em uma reveladora digital e três (de cada doença) foram analisadas computacionalmente. As imagens são resultantes de exames realizados por pacientes por solicitações de médicos do próprio hospital.

O equipamento utilizado para obtenção das imagens para o diagnóstico de escoliose e cifose pertence ao Hospital Dom Orione (Araguaína- Tocantins) e possui gerador da marca Emic Limex, modelo MK 500; cabeçote Siemens, modelo RG150/100GL e tubo Siemens, modelo P125/30/50. O equipamento é convencional e possui um sistema digitalizador. A reveladora utilizada é da marca Kodak, modelo Dry View 6800 Laser Imager. O equipamento de raio-X é mostrado na Fig. 3.1.

O laudo radiométrico (Anexo 3), garante a qualidade das imagens utilizadas neste trabalho.

Figura 3.1. Equipamento de raio-X utilizado para obtenção das imagens para o diagnóstico de escoliose e cifose.



(Fonte: AUTORA, 2017).

3.2.2 Obtenção de imagens para diagnóstico de osteoporose

Para obter as imagens para diagnóstico de osteoporose, foi utilizado um equipamento de densitometria óssea (Fig. 3.2) que utiliza tecnologia de radiologia digital e pertence ao AKC Diagnósticos em Palmas/ Tocantins. O mesmo é da marca GE Healthcare, modelo Lunar, número de série 77287 e *software* interno Prodigy Lunar encore 2011, versão 13.60.033.

Figura 3.2. Equipamento de densitometria óssea utilizado para obtenção das imagens para o diagnóstico da osteoporose.



(Fonte: AUTORA, 2017).

Vale ressaltar que o equipamento de densitometria óssea possui um *software* dedicado, o Prodigy Lunar – BMD que permite obter os valores de DMO (densidade mineral óssea) em g/cm² que representa a massa de cálcio expressa em gramas em uma área de 1 cm² de tecido. Assim sendo, para as imagens utilizadas para diagnóstico de osteoporose foram obtidos além do ângulo entre as vértebras, os valores de BMD.

O equipamento de densitometria óssea possui um sistema de auto calibração, onde semanalmente este é realizado (Anexo 4).

3.2.3. Radiologia e Hospital Dom Orione

Localizado em Araguaína, no estado do Tocantins, o Hospital Dom Orione foi inaugurado em 1976 e possui raio de influência de atendimento de aproximadamente 300 km, atingindo o Sul e o Sudeste do Estado do Pará e o Sul do Estado do Maranhão, além de todo o norte do Estado do Tocantins.

Atualmente consta com 349 leitos distribuídos entre convênios e SUS. Possui procedimentos com finalidade diagnóstica, a qual inclui a radiologia. Possui dois equipamentos analógicos de raio-X e um sistema digitalizador, o que permite que as imagens sejam reveladas de forma analógica e digital. Em média são realizados 2.500 exames de raio-X por mês, sendo que 30 % destes são requisitados pela área de ortopedia. No ano de 2016, mais de 30 000 exames radiológicos foram realizados.

3.2.4 Radiologia e AKC Diagnósticos

Localizado na cidade de Palmas, no estado do Tocantins, a clínica AKC Diagnósticos, tem como missão ajudar as pessoas a promover ou a recuperar a saúde oferecendo investigação diagnóstica de alta qualidade. Entre os vários serviços de imagens, a clínica realiza exames de tomografia computadorizada de alto campo, densitometria óssea, radiologia digital, ultrassonografia com Doppler colorido, mamografia digital DR, entre outros. Em média são realizados 160 exames de densitometria óssea por mês. No ano de 2016, mais de 1900 exames foram realizados para o diagnóstico de osteoporose.

3.3. Realização das medições

As imagens foram medidas à temperatura de $(23 \pm 1) ^\circ\text{C}$ e umidade de $49 \% \pm 2 \%$ no setor de Raio-X do hospital Dom Orione. O processo de medição também foi efetuado no

mesmo local, com temperatura de $(20 \pm 1) ^\circ\text{C}$ e umidade de $49 \% \pm 2 \%$. A temperatura e a umidade foram monitorados por meio de um termo-higrômetro calibrado com resolução de $0,1 ^\circ\text{C}$ e faixa nominal de $(-20 \text{ a } 60) ^\circ\text{C}$. Para toda a faixa nominal de temperatura, a incerteza expandida é declarada como sendo $0,3 ^\circ\text{C}$ para k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade. A incerteza expandida de calibração da umidade, em toda sua faixa nominal a incerteza configura em $1,3 \%$ do valor medido para um k igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade (ANEXO 1).

3.3.1. Medição para avaliação de Escoliose e Cifose em imagens analógicas

Cada Operador efetuou a medição do ângulo de Cobb nas imagens analógicas por meio de um transferidor analógico (Fig. 3.3) de marca King tools, modelo 600 090, com resolução de 1° , faixa de medição de 180° . A incerteza expandida associada à calibração do transferidor é de $6'$, para um fator de abrangência igual a 2,00 e infinitos graus de liberdade. O transferidor possui certificado de calibração N° 1104/17 (ANEXO 2).

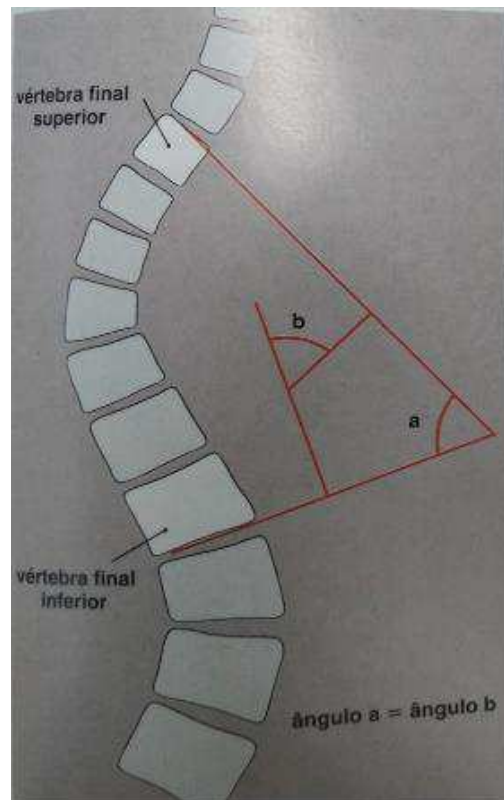
Os Operadores foram responsáveis por identificar a superfície superior da vértebra final superior e a superfície inferior da vértebra final inferior. Após a identificação, os mesmos desenharam linhas tangentes a estas superfícies e por meio da intersecção destas linhas, mensuraram o ângulo de Cobb. Quando a intersecção das linhas não foi mostrada na imagem, os mesmos utilizaram as regras de ângulos equivalentes para determinar o ângulo de Cobb, conforme pode ser visualizado na Fig. 3.4. Cada Operador dispôs de um pincel atômico de ponta fina para traçar as retas que definem o ângulo de Cobb, Fig. 3.5. Após o diagnóstico as imagens foram limpas com um pano macio e seco de forma a apagar todo o traçado. Cada operador também tinha a opção de usar ou não um negatoscópio para ajudar na identificação das vértebras.

Figura 3.3 – Transferidor analógico utilizado nas medições dos ângulos em imagens analógicas.



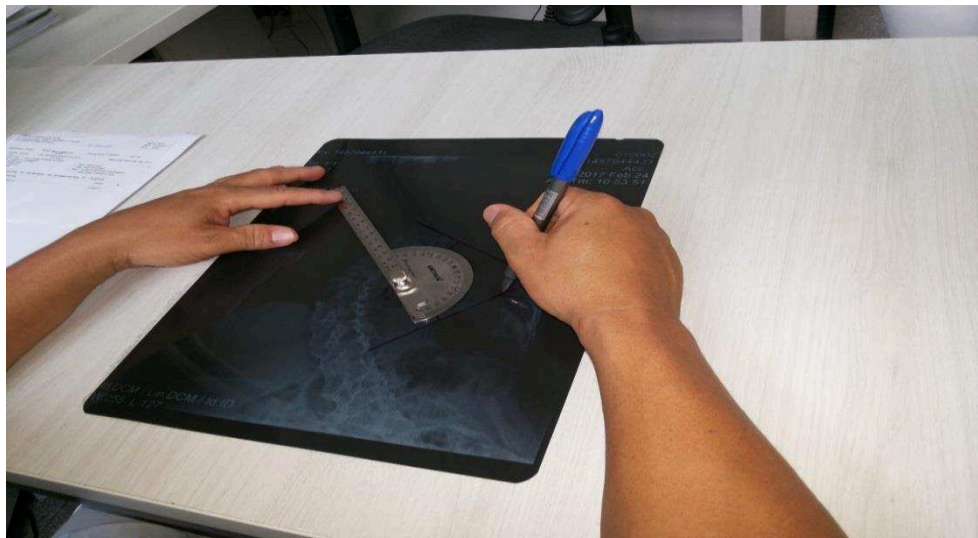
(Fonte: AUTORA, 2017).

Figura 3.4- Equivalência entre ângulos na curva escoliótica por meio do Método de Cobb.



(Fonte: GREESNPAN, 1996).

Figura 3.5 – Processo de medição em uma das imagens de raio-X por um dos operadores.



(Fonte: AUTORA, 2017).

3.3.2. Medição para avaliação de Escoliose e Cifose em imagens digitais e computadorizadas

Os ângulos nas imagens digitais e computadorizadas foram medidos por meio do *software* Kinovea. Nestas imagens os Operadores traçaram as linhas retas e marcaram os ângulos por meio da opção Ângulo, situado na barra de ferramentas do *software*. A Figura 3.6 mostra a interface do *software* Kinovea.

Figura 3.6 – Interface do *software* Kinovea.



(Fonte: AUTORA, 2017).

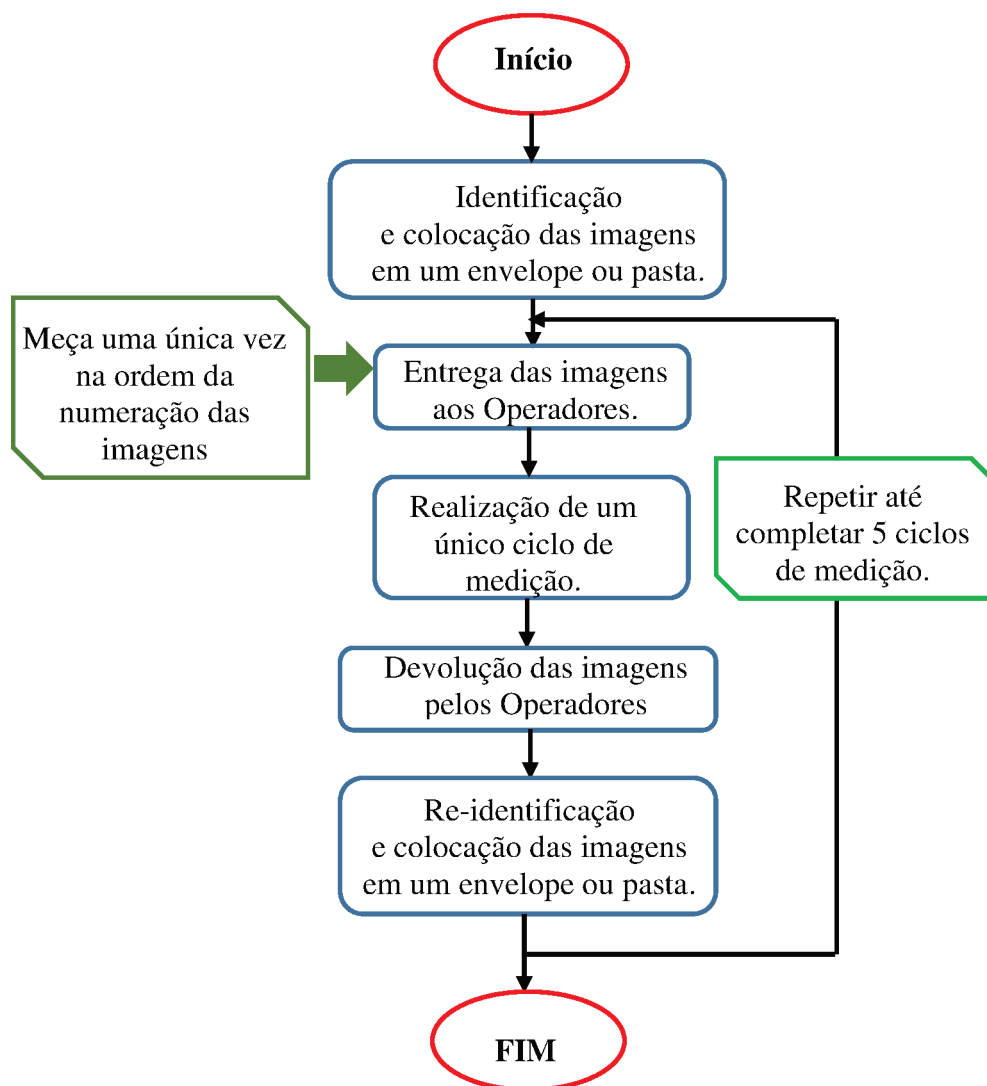
Alguns cuidados foram tomados durante a medição. São eles:

- Todas as imagens tiveram os nomes dos pacientes removidos, impossibilitando identificação dos mesmos pelos operadores;
- Com o objetivo de avaliar a repetibilidade dos resultados cada Operador efetuou cinco medições em cada imagem;
- A fim de garantir a confiabilidade das medições efetuadas verificou-se se o estado de conservação do sistema de medição, bem como a validade da calibração;
- As medições foram realizadas à temperatura ambiente similar e próxima de 20 °C;
- Durante a medição em imagens analógicas por meio do transferidor verificou-se se ambos estavam limpos e isentos de poeira. Em caso negativo a sujeira foi retirada antes do início das medições;
- Para evitar a obtenção de resultados de medição tendenciosos, as imagens analógicas foram numeradas e colocadas em três envelopes e entregues para os três Operadores. A única orientação dada aos Operadores é que as imagens deveriam ser medidas na ordem indicada na numeração (uma fita crepe foi colada no canto superior direito de cada imagem). Cada operador mediu o conjunto de imagens uma única vez. Em seguida estas imagens foram recolhidas e os resultados registrados. A numeração das imagens foi alterada e novamente estas foram entregues para os Operadores, uma nova medição foi efetuada, as imagens devolvidas e os resultados registrados. Este procedimento foi repetido cinco vezes como mostra a Fig. 3.6;
- Para evitar a obtenção de resultados de medição tendenciosos, as imagens digitais e computadorizadas foram numeradas utilizando uma caixa de texto, que foi colocada no canto superior direito da imagem. Estas imagens foram salvas em três pastas e uma pasta foi entregue para cada Operador. Novamente, a única orientação dada aos Operadores é que as imagens deveriam ser medidas na ordem indicada. Cada operador mediu o conjunto de imagens uma única vez. Em seguida estas imagens foram recolhidas e os resultados registrados. A numeração das imagens foi alterada e novamente estas foram entregues para os Operadores, uma nova medição foi efetuada, as imagens devolvidas e os

resultados registrados. Este procedimento foi repetido cinco vezes como mostra a Fig. 3.6;

- Cada Operador efetuou as medições individualmente;
- Não foi passada nenhuma orientação adicional aos Operadores.

Figura 3.6 – Diagrama de blocos mostrando a sequência do procedimento de medição a fim de evitar que os Operadores fossem tendenciosos.



3.3.2. Medição para avaliação de Osteoporose

Para a avaliação da osteoporose, oito imagens de coluna vertebral anteroposterior (L1 - L4) de exames de densitometria óssea, cedidas pela clínica AKC Diagnósticos foram

utilizadas. Todas faziam parte de exames médicos de pacientes e, em todos os casos, houve o diagnóstico positivo da osteoporose. O aparelho de densitometria óssea tem o sistema de radiologia digital e possui um *software* Prodigy Lunar – BMD que calcula a densidade mineral óssea (DMO) em g/cm^2 que representa a massa de cálcio expressa em gramas em uma área de 1 cm^2 de tecido. No Brasil, os valores de DMO da população são relativamente bem definidos para mulheres, então optou-se por utilizar neste trabalho apenas imagens de pacientes mulheres.

Além dos valores de DMO, calculados entre as vértebras lombares 1 e 2 (L1 e L2), foi utilizado para avaliar a osteoporose nos pacientes, o ângulo entre as vértebras L3 e L4. Assim sendo, cada Operador mediu este ângulo cinco vezes em cada imagem totalizando 120 medições. A medição foi efetuada via *software* Kinovea.

3.4. Análise dos resultados

A análise dos resultados foi efetuada por meio da aplicação da análise de variância que considera um fator (*One-way Analysis of Variance*).

A análise de variância foi realizada por meio do *software* Statistica R. Foi analisado o valor de p , para constatar quais dos fatores investigados influenciaram nos resultados da medição. Se $p < 0,05$, a variável influencia o resultado da medição.

3.5 Cálculo da incerteza de medição

Em seguida se procedeu ao cálculo da incerteza de medição para cada um dos mensurandos. Para tanto foi utilizado o método GUM proposto no JCGM 101 (BIPM, et al., 2008). De acordo com este documento, para a avaliação da incerteza devem ser seguidos os seguintes passos:

- Definição do mensurando ou variável de saída;
- Identificação das variáveis de influência ou variáveis de entrada;
- Definição do modelo matemático;
- Cálculo da incerteza padrão;

- Aplicação da lei de propagação de incertezas e determinação da incerteza padrão combinada, dos graus de liberdade efetivos e da incerteza expandida;
- Apresentação dos resultados conforme a NBR ISO/IEC 17025 (ABNT, 2005).

3.5.1 Definição do mensurando ou variável de saída

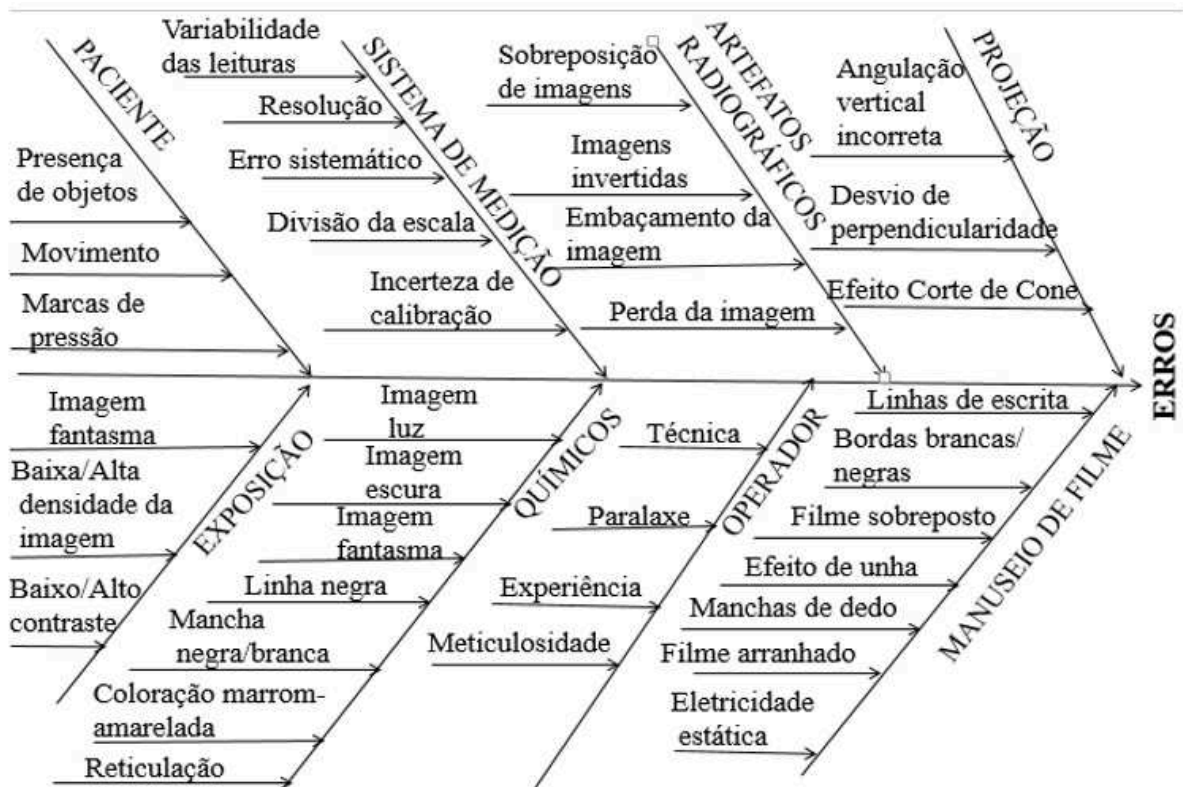
Neste trabalho, são considerados três mensurandos:

- O ângulo de Cobb para a escoliose e a cifose;
- O ângulo para a osteoporose;
- A densitometria óssea para a osteoporose.

3.5.2 Identificação das variáveis de influência na medição com raio-X

Inicialmente, fez-se necessário um levantamento das fontes de erros relacionadas à medição com raio-X. Os levantamentos na literatura disponível foram direcionados à medição em imagens de raio-X analógicas e digitais e computadorizadas. Para um melhor entendimento dos mesmos, estes foram alocados em diagramas de causa e efeito, como podem ser observados na Fig. 3.9 e Fig. 3.10.

Figura 3.9- Variáveis de influência associadas à medição em imagens de raio-X analógicas.



(Fonte: AUTORA, 2017).

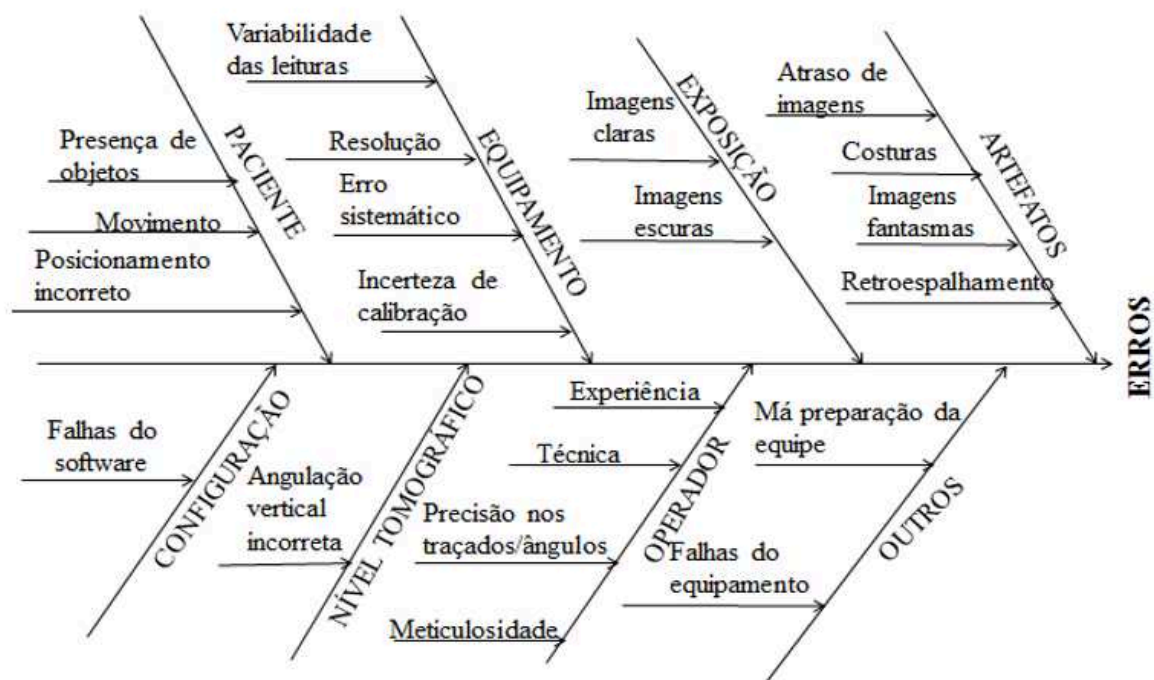
Embora nas Fig. 3.9 e 3.10 sejam apresentados diversos fatores de influência, de forma geral estes não são considerados durante a avaliação da incerteza. Isto pode ser justificado porque muitos destes fatores são difíceis de serem estimados. Assim sendo, usualmente são considerados os fatores relacionados com o operador, o sistema de medição e o procedimento da medição propriamente ditos. Assim sendo para a escoliose e a cifose foram considerados os seguintes fatores:

- Variabilidade dos valores indicados pelo transferidor ou pelo *software*;
- Resolução do transferidor ou do *software*;
- Incerteza-padrão da calibração do transferidor ou do *software*.

Os seguintes fatores foram considerados para a osteoporose:

- Variabilidade dos valores indicados pelo *software*;
- Resolução do *software*;
- Incerteza-padrão da calibração do *software*.

Figura 3.10- Variáveis de influência associadas à medição em imagens de raio-X digitais e computadorizadas.



(Fonte: AUTORA, 2017).

3.5.3 Definição do modelo matemático na medição em imagens para diagnóstico de Escoliose e Cifose

A Equação (3.2) mostra o modelo matemático proposto para avaliação da incerteza de medição do ângulo de Cobb em imagens analógicas, digitais e computadorizadas por meio de um transferidor analógico e do *software* Kinovea.

$$X = \bar{X} + \Delta R + \Delta IC \quad (3.2)$$

Onde: X : mensurando (escoliose ou cifose); \bar{X} : valor médio dos valores indicados pelo transferidor ou pelo *software*; ΔR : correção devida à resolução do transferidor ou do *software*; ΔIC : correção associada à incerteza-padrão da calibração do transferidor ou do *software*.

O modelo matemático para o cálculo de incerteza associada à medição em imagens obtidas por meio do equipamento de densitometria óssea é mostrado na Eq. (3.3).

$$O = \bar{O} + \Delta R + \Delta IC \quad (3.3)$$

Onde: O : mensurando (osteoporose); \bar{O} : valor médio dos valores indicados pelo Prodigy Lunar – BMD do equipamento de densitometria óssea; ΔR : correção devida à resolução do *software* Prodigy Lunar – BMD do equipamento de densitometria óssea; e ΔIC : correção associada à incerteza-padrão da calibração do *software* Prodigy Lunar – BMD do equipamento de densitometria óssea.

3.5.4 Cálculo da incerteza padrão

- Incerteza padrão devida à variabilidade das leituras

A incerteza padrão associada à variabilidade das leituras é dada na Eq. (3.4) considerando uma distribuição t-Student com $n-1$ graus de liberdade. Neste caso foi efetuada uma avaliação do Tipo A.

$$u(\bar{x}) = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (3.4)$$

Onde: n é o número de elementos da amostra e s é o desvio padrão experimental. Para aqueles casos em que o desvio padrão foi igual a zero, utilizou-se a resolução do sistema de medição (transferidor ou *software*).

- Incerteza padrão devido à resolução do sistema de medição

A incerteza associada à resolução foi determinada considerando uma avaliação do tipo B, pois não pode ser estimada estatisticamente. Foi adotada uma distribuição retangular e infinitos graus de liberdade. Como o transferidor utilizado é um instrumento analógico, a incerteza padrão associada à resolução é dada pela Eq. (3.5).

$$u(R) = \frac{\text{Resolução}}{\sqrt{3}} \quad (3.5)$$

- Incerteza padrão associada à calibração do sistema de medição

A incerteza padrão associada à calibração do sistema de medição foi calculada conforme a Eq. (3.6). Uma avaliação do Tipo B foi efetuada.

$$u(\Delta IC) = \frac{U(C)}{k} \quad (3.6)$$

Onde $U(C)$ é a incerteza expandida e k o fator de abrangência declarados no certificado de calibração da respectiva fonte de entrada.

A incerteza expandida associada à calibração do transferidor de acordo com o certificado de calibração (ANEXO 2) é de 6' para um fator de abrangência (k) igual a 2,00. Por sua vez, a incerteza associada à calibração de ambos os *softwares* foi estimada de acordo com Vuolo (1992), sendo esta igual a duas vezes a resolução para $k = 2,00$.

3.5.5 Cálculo da incerteza padrão combinada

A seguir procedeu-se ao cálculo da incerteza padrão combinada associada à escoliose/cifose, para tanto a lei da propagação de incertezas foi aplicada nos modelos matemáticos Eq. (3.2) e (3.3). Derivando parcialmente e calculando as derivadas as Eq. (3.7) e (3.8) foram obtidas.

$$u_c(X) = \sqrt{u(\overline{X})^2 + u(\Delta R)^2 + u(\Delta IC)^2} \quad (3.7)$$

$$u_c(O) = \sqrt{u(\overline{O})^2 + u(\Delta R)^2 + u(\Delta IC)^2} \quad (3.8)$$

Por fim, a incerteza expandida associada aos resultados da medição de escoliose, cifose e osteoporose foi determinada por meio da Eq. (3.9).

$$U(X) = k \cdot u_c(X) \quad (3.9)$$

Em todos os casos, foi considerada uma probabilidade de abrangência de 95 % e a distribuição *t-Student* para determinação do fator de abrangência.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Depois de apresentados os aspectos teóricos e os procedimentos utilizados no desenvolvimento deste trabalho, este capítulo apresenta os resultados obtidos e as discussões a respeito destes. O capítulo é dividido três partes em função das doenças estudadas. A primeira é dedicada à escoliose, seguida da cifose e da osteoporose.

4.1 Resultados de medição em imagens para diagnóstico de escoliose

Os resultados relativos à escoliose são apresentados por tipos de imagens, a saber, analógica, digital e computadorizada. Três imagens de cada tipo foram analisadas. As imagens foram numeradas de forma aleatória de 1 (um) a 9 (nove).

4.1.1 Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de escoliose

A Figura 4.1 mostra as imagens de raio-X analógicas utilizadas para avaliar a escoliose. Os três Operadores mensuraram o ângulo de Cobb nestas imagens utilizando o transferidor analógico. As Tabelas 4.1 a 4.3 mostram os valores de ângulo de Cobb obtidos a partir das Imagens 1, 2 e 3, bem como a média, o desvio padrão (s) e a incerteza expandida (U) associada à medição para uma abrangência de 95 %. Nestas tabelas L representa a leitura.

Figura 4.1 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de escoliose.

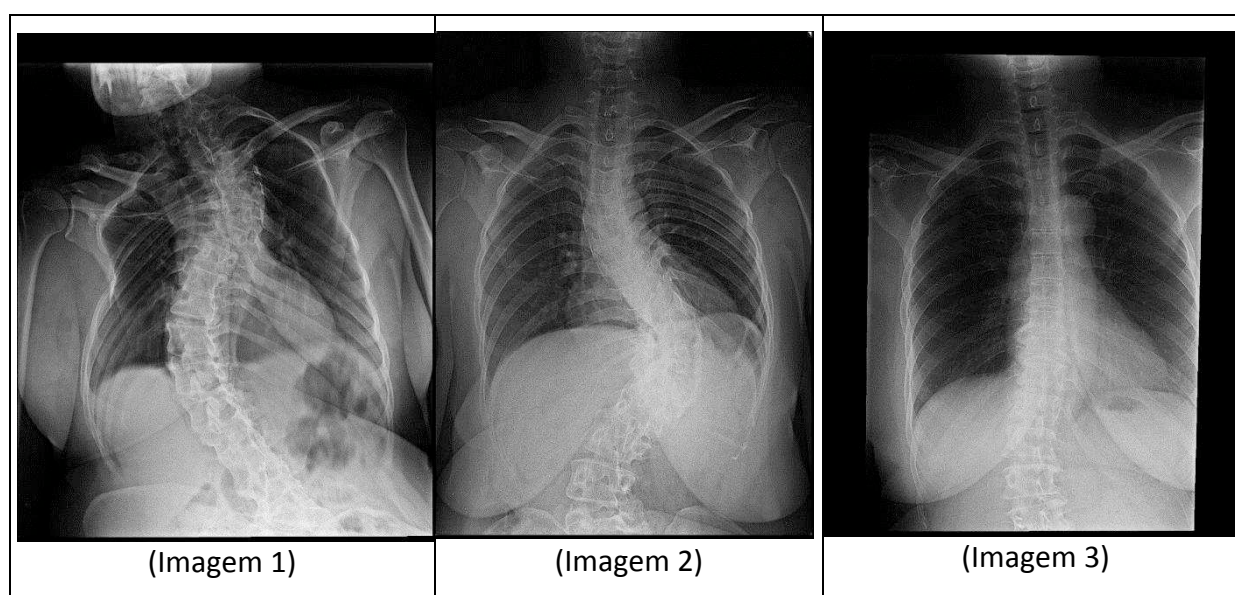


Tabela 4.1 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 1).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	51°	53°	51°	54°	52°	52°	1°	2°
Operador 2	54°	53°	48°	54°	58°	53°	4°	4°
Operador 3	55°	56°	54°	58°	49°	54°	3°	3°

Tabela 4.2 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 2).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	49°	49°	49°	47°	47°	48°	1°	2°
Operador 2	49°	47°	47°	45°	47°	47°	1°	2°
Operador 3	48°	47°	47°	50°	49°	48°	1°	2°

Tabela 4.3 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 3).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	27°	26°	29°	28°	28°	28°	1°	2°
Operador 2	28°	29°	26°	28°	29°	28°	1°	2°
Operador 3	26°	29°	28°	30°	27°	28°	2°	3°

Pode-se concluir a partir da Tabela 4.1 que os valores médios de ângulo de Cobb são maiores que 50° indicando a presença de escolioses de Grau IV. Observa-se na Imagem 1 um desvio acentuado da coluna vertebral. A Tabela 4.2 mostra um valor médio de ângulo Cobb entre 31° e 50° indicando a presença de uma escoliose de Grau III. Por sua vez, a Tabela 4.3 mostra um valor médio de ângulo Cobb entre 20° e 30° sendo indicativo de uma escoliose de Grau II dada pela presença de uma discreta curva na coluna vertebral.

Pode-se concluir a partir da Tabela 4.1, que o ângulo de Cobb medido pelo Operador 1 foi de $52^\circ \pm 2^\circ$. A variabilidade das leituras e a resolução do transferidor contribuíram de forma igual para a incerteza final com 50 % cada. A incerteza de calibração do transferidor pode ser considerada insignificante quanto a sua contribuição na incerteza final. A incerteza expandida para o Operador 2 foi de 4° , exibindo assim o resultado de medição de pior qualidade. O resultado da medição para este Operador foi de $53^\circ \pm 4^\circ$. Por sua vez, o Operador 3 obteve uma incerteza expandida de 3° e um resultado de medição igual a $54^\circ \pm 3^\circ$. Para ambos os Operadores a variabilidade das leituras foi a variável que mais contribuiu para a incerteza final com 88,5 % e 86,2 %, respectivamente. A amplitude observada entre os valores médios de ângulo de Cobb é de 2° . Para uma confiabilidade de 68,27 %, o Operador 1 “Experiente” exibiu a melhor repetibilidade ($\pm 1^\circ$), por sua vez, o Operador 2 “Médio” exibiu a pior ($\pm 4^\circ$).

De acordo com a Tabela 4.2, para os Operadores 1 e 3, o ângulo de Cobb foi de $48^\circ \pm 2^\circ$, enquanto para o Operador 2 o ângulo foi de $47^\circ \pm 2^\circ$. Para o Operador 1, o fator que mais contribuiu na incerteza final foi a resolução do transferidor com 58,2 %, enquanto que para Operador 2 foi a variabilidade das leituras com 53,7 %. Para o Operador 3, a variabilidade das leituras e a resolução do transferidor participaram de forma igual na incerteza final com 50,0 % cada. A amplitude entre as medidas foi de apenas 1° , demonstrando um equilíbrio entre os operadores. Quanto à repetibilidade dos resultados, observa-se que é similar para os três operadores.

A partir da Tabela 4.3, se conclui que para todos os operadores tanto a média (28°) quanto o desvio padrão ($\pm 1^\circ$) são iguais. Os operadores 1 e 2 tiveram resultados iguais de $28^\circ \pm 2^\circ$ e tiveram como a variável que mais influenciou na incerteza final a resolução do transferidor com 56,7 % e 52,6 %, respectivamente. O Operador 3 “Recém formado” obteve um ângulo de Cobb igual a $28^\circ \pm 3^\circ$ e, teve como o fator que mais contribuiu na incerteza final a variabilidade das leituras com 60,9 %. Este Operador apresentou a pior repetibilidade.

4.1.2 Imagem 2 de raio-X digitais com diagnóstico de escoliose

A Figura 4.2 mostra as Imagens 4 a 6 de raio-X digitais com diagnóstico de escoliose. Nas imagens digitais o ângulo de Cobb foi medido por meio do *software* Kinovea. As Tabelas 4.4 a 4.6 mostram os valores de ângulo Cobb obtidos a partir das Imagens 4 a 6, bem como a média, o desvio padrão associado (68,27 %) e a incerteza expandida (95 %).

Figura 4.2 – Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de escoliose.

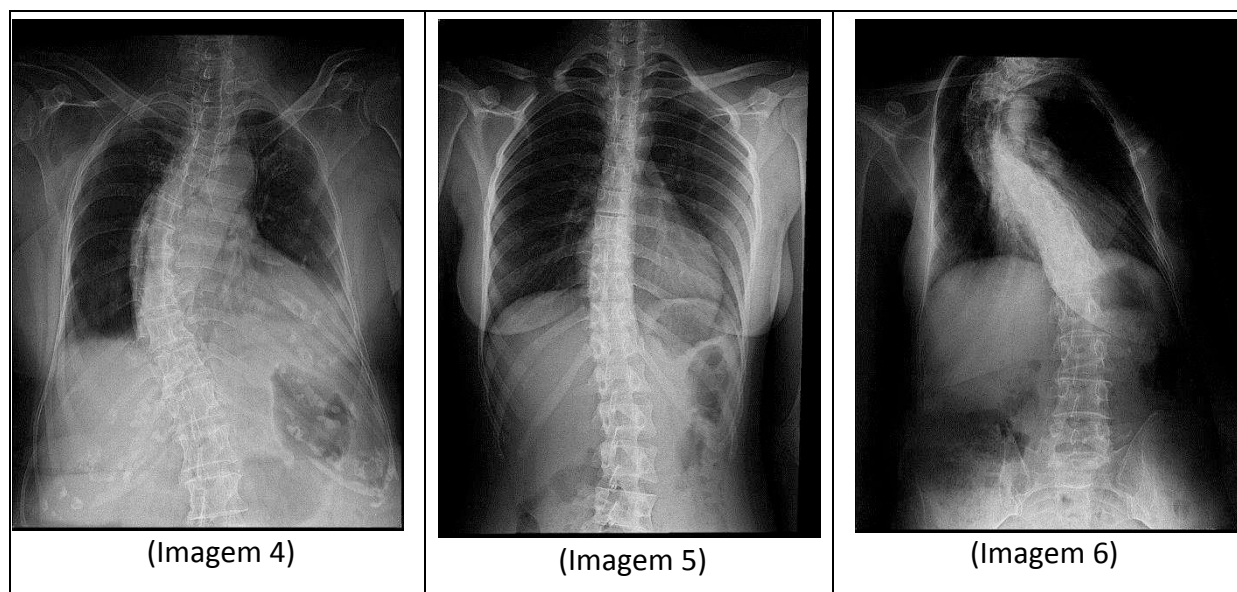


Tabela 4.4 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 4).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	53°	54°	54°	56°	53°	54°	1°	2°
Operador 2	52°	52°	53°	54°	56°	53°	2°	3°
Operador 3	49°	47°	53°	54°	53°	51°	3°	4°

Tabela 4.5 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 5).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	40°	41°	40°	40°	40°	40°	0°	2°
Operador 2	41°	40°	39°	40°	40°	40°	1°	2°
Operador 3	39°	39°	41°	40°	40°	40°	1°	2°

Tabela 4.6 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 6).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	48°	49°	55°	47°	50°	50°	3°	4°
Operador 2	50°	51°	52°	55°	52°	52°	2°	3°
Operador 3	43°	47°	42°	48°	49°	46°	3°	4°

As Tabelas 4.4 e 4.6 mostram que os valores médios de ângulo de Cobb são iguais ou maiores que 51° (com exceção do Operador 3 na imagem 6), indicando a presença de escolioses de Grau IV. Observa-se nas Imagens 4 e 6 a presença de desvios acentuados da coluna vertebral. Já a Imagem 5 exibe um valor médio entre 31° e 50° para todos os operadores, sendo o diagnóstico de escoliose de Grau III.

A partir da Tab. 4.4 se conclui que os valores médios de ângulo de Cobb obtidos a partir desta imagem apresentam uma amplitude igual a 3°. De acordo com a repetibilidade o Operador 3 exibiu o pior desempenho ($\pm 3^\circ$) e o Operador 1 o melhor desempenho ($\pm 1^\circ$). O ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $54^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais influenciou na incerteza final foi a resolução do *software* com 47,7 %. O Operador 2 obteve um ângulo de Cobb de $53^\circ \pm 3^\circ$. A variável que mais influenciou na incerteza final foi a variabilidade das leituras com 57,0 %. Por fim, para o Operador 3, o ângulo medido foi de $51^\circ \pm 4^\circ$ e a variabilidade das leituras, assim como para o Operador 2, foi a variável que mais contribuiu para a incerteza final com 82,0 %. Observa-se que para este último o resultado da medição apresenta a pior qualidade.

Pela Tabela 4.5, pode-se perceber que houve um equilíbrio entre os operadores, estes exibem médias iguais e valores de desvio padrão muito próximos. Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, os ângulos medidos por todos os operadores foram iguais a $40^\circ \pm 2^\circ$. O fator que mais influenciou na incerteza final foi a resolução do *software* com 74,9 %, 64,9 % e 59,8 % respectivamente.

A Tabela 4.6 mostra que os Operadores 1 e 3 obtiveram um valor alto de desvio-padrão ($\pm 3^\circ$). Os valores médios de ângulo de Cobb foram significativamente diferentes, chegando a uma amplitude de 6°, o que mostra que houve uma dificuldade em mensurar esta imagem. Pela repetibilidade dos dados, pode-se afirmar que o Operador 2 foi o que obteve melhor desempenho na mensuração do ângulo. Tem-se que para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $50^\circ \pm 4^\circ$, pelo Operador 2 foi de $52^\circ \pm 3^\circ$, e para o Operador 3 foi de $46^\circ \pm 4^\circ$. O fator que mais contribuiu na incerteza final para

todos os operadores, foi a variabilidade das leituras com 82,5 %, 62,8 %, e 82,5 %, respectivamente.

4.1.3 Imagens de raio-X computadorizadas com diagnóstico de escoliose

A Figura 4.3 mostra as Imagens de raio-X computadorizadas (7-9) com diagnóstico de escoliose. Estas imagens foram analisadas por meio do *software* Kinovea. Os resultados obtidos são mostrados nas Tabelas 4.7 a 4.9, assim como a média, o desvio padrão associado (68,27 %) e a incerteza expandida (95 %).

Figura 4.3 – Imagens de raio-X computadorizadas com diagnóstico de escoliose.

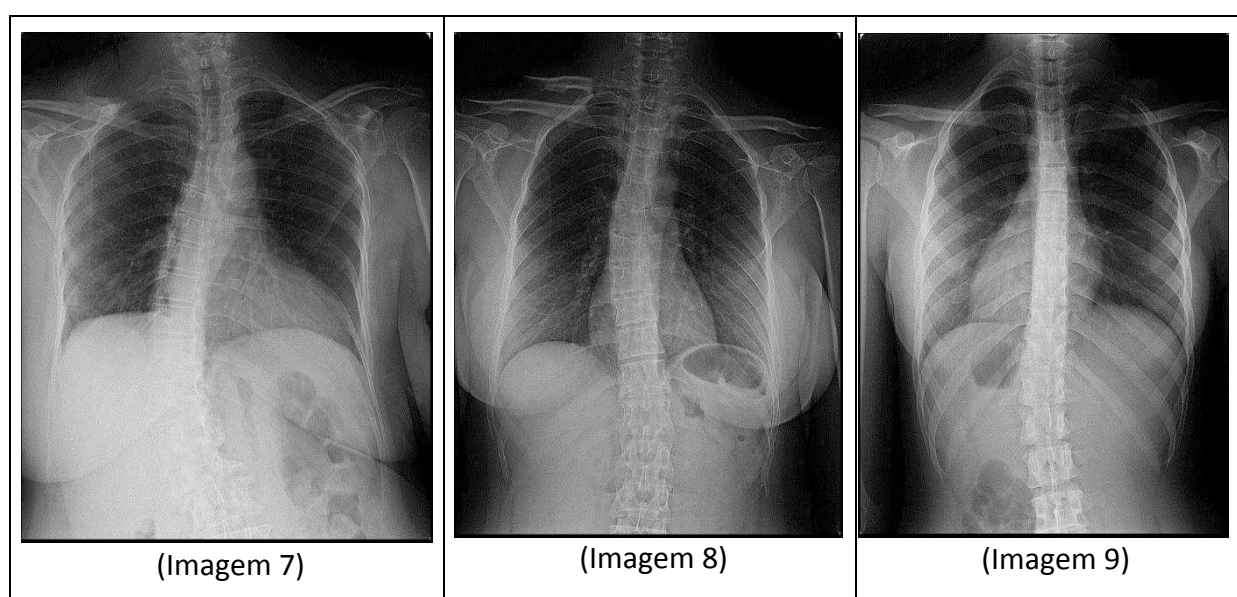


Tabela 4.7 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 7).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	51°	49°	50°	49°	48°	49°	1°	2°
Operador 2	52°	51°	47°	48°	48°	49°	2°	3°
Operador 3	46°	49°	51°	53°	51°	50°	3°	4°

Tabela 4.8 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 8).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	39°	40°	37°	38°	37°	38°	1°	2°
Operador 2	38°	39°	38°	40°	39°	39°	1°	2°
Operador 3	38°	37°	38°	37°	39°	38°	1°	2°

Tabela 4.9 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 9).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	26°	27°	26°	25°	26°	26°	1°	2°
Operador 2	24°	24°	25°	27°	26°	25°	1°	2°
Operador 3	26°	26°	28°	27°	28°	27°	1°	2°

As Imagens 7 e 8 mostram uma escoliose de Grau III dada pela presença de um desvio na coluna vertebral. Os valores médios do ângulo Cobb estão no intervalo 31° a 50° (Tabelas 4.7 e 4.8). Na Tabela 4.9, referente à Imagem 9 o valor médio do ângulo de Cobb está entre 20° e 30°, sendo indicativo de escolioses de Grau II. Observa-se em ambas as imagens um desvio suave na coluna vertebral.

Na Tabela 4.7 tem-se que o Operador 1 obteve um resultado final de $49^\circ \pm 2^\circ$ e teve como a variável que mais influenciou na incerteza final, a resolução do *software* com 50,0 %. O Operador 2 obteve um resultado final no ângulo medido, que foi de $49^\circ \pm 3^\circ$ e teve como a variável que mais influenciou na incerteza final a variabilidade das leituras com 69,9 %. O Operador 3 obteve um ângulo medido final de $50^\circ \pm 4^\circ$ e assim como o Operador 2, teve como a variável que mais influenciou na incerteza final, a variabilidade das leituras com 77,5 %. Em todos os casos a probabilidade de abrangência foi de 95 %. Pode-se observar ainda que a amplitude entre as médias foi de apenas 1°. O Operador 1 exibiu a melhor repetibilidade ($\pm 1^\circ$), enquanto que o Operador 3 exibiu a pior ($\pm 3^\circ$). Os valores de incerteza expandida seguiram a tendência do desvio padrão, sendo menor para o Operador 1.

Pela Tabela 4.8 pode-se concluir que para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido pelo Operador 1 e pelo Operador 3 foi de $38^\circ \pm 2^\circ$, e no caso do Operador 1, a resolução do *software* e a variabilidade das leituras contribuíram de forma igual na incerteza final com 44,4 %, já para o Operador 3 foi a resolução do *software* a variável com maior influência com 58,8 %. O operador 2 obteve um ângulo de Cobb de $39^\circ \pm 2^\circ$, e o fator que mais contribuiu na incerteza final, também foi a resolução do *software* com 70,6 %. A amplitude entre os valores médios de ângulo foi de 1°. Os três Operadores apresentaram igual repetibilidade, com desvio padrão de ($\pm 1^\circ$).

A Tabela 4.9 mostra que os valores médios de ângulo de Cobb são diferentes, sendo que a amplitude é de 2°. O Operador 1 obteve um melhor resultado devido a seu desvio padrão ter

sido o menor entre todos ($\pm 1^\circ$). Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $26^\circ \pm 2^\circ$, e o fator que mais contribuiu para a incerteza final foi a resolução do *software* com 77,2 %. O ângulo obtido pelo Operador 2 foi de $25^\circ \pm 2^\circ$, e a variabilidade das leituras e a resolução do *software* participaram de forma igual na incerteza final com 50,0 % cada. O ângulo medido pelo operador 3 foi de $27^\circ \pm 2^\circ$ e o fator que mais contribuiu para a incerteza final foi a resolução do *software* com 61,4 %.

4.1.4 Teste ANOVA para os resultados de escoliose

As Tabelas 4.10 a 4.12 apresentam o resultado da análise de variância (ANOVA) feita por meio do *software* Statistica R.

Conclui-se a partir das Tabelas 4.10 a 4.12 que para uma confiabilidade de 95 % o fator Operador provocou efeitos estatisticamente significativos apenas nos resultados de ângulo de Cobb obtidos a partir da Imagem digital de número 6.

Tabela 4.10 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens analógicas 1, 2 e 3) no diagnóstico de escoliose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	p
1	Intercepto	42666,67	1	42666,67	4961,240	0,000000
	Operador	12,13	2	6,07	0,705	0,513254
	Erro	103,20	12	8,60		
2	Intercepto	34272,60	1	34272,60	20983,22	0,000000
	Operador	4,80	2	2,40	1,47	0,268657
	Erro	19,60	12	1,63		
3	Intercepto	11648,27	1	11648,27	6593,358	0,000000
	Operador	0,53	2	0,27	0,151	0,861504
	Erro	21,20	12	1,77		

Tabela 4.11 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens digitais 4, 5 e 6) no diagnóstico de escoliose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	<i>F</i>	<i>p</i>
4	Intercepto	40872,60	1	40872,60	3027,600	0,000000
	Operador	24,40	2	12,20	0,904	0,430938
	Erro	162,00	12	13,50		
5	Intercepto	24000,00	1	24000,00	51428,57	0,000000
	Operador	0,40	2	0,20	0,43	0,661029
	Erro	5,60	12	0,47		
6	Intercepto	36309,60	1	36309,60	4756,716	0,000000
	Operador	98,80	2	49,40	6,472	0,012399
	Erro	91,60	12	7,63		

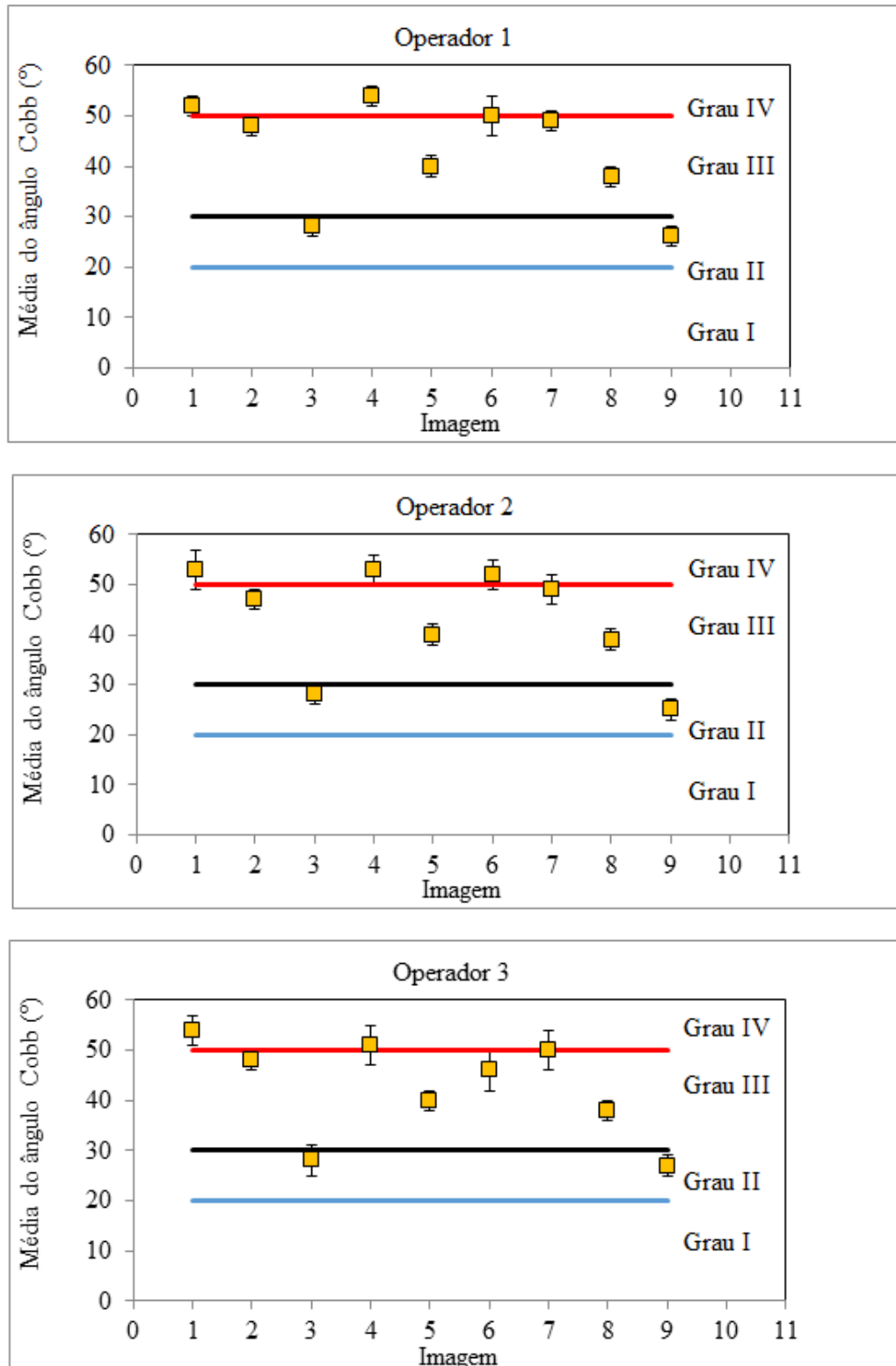
Tabela 4.12 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens computadorizadas 7, 8 e 9) no diagnóstico de escoliose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	<i>F</i>	<i>p</i>
7	Intercepto	36803,27	1	36803,27	8493,062	0,000000
	Operador	1,73	2	0,87	0,200	0,821405
	Erro	52,00	12	4,33		
8	Intercepto	21965,07	1	21965,07	21256,52	0,000000
	Operador	2,53	2	1,27	1,23	0,327785
	Erro	12,40	12	1,03		
9	Intercepto	10192,07	1	10192,07	9555,063	0,000000
	Operador	8,13	2	4,07	3,813	0,052267
	Erro	12,80	12	1,07		

2.1.4 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de escoliose

A Figura 4.4 mostra o gráfico dos valores médios dos ângulos de Cobb medidos por cada operador, bem como a incerteza expandida (95 %) e os valores de referência.

Figura 4.4 – Valores médios dos ângulos Cobb, incerteza expandida (95 %) e valores de referência



O Operador 1 “Experiente” apresentou os menores valores de incerteza expandida, indicando que a qualidade dos resultados obtidos por ele é melhor, enquanto que o Operador 3 “Recém formado” exibiu os maiores valores de incerteza e consequentemente os resultados com qualidade inferior.

Embora o efeito do fator Operador não tenha se mostrado estatisticamente significativo nos valores de ângulo de Cobb para avaliação de escoliose a partir da Imagem 3 observa-se a partir da Fig. 4.4 que o diagnóstico pode ser diferente quando diferentes operadores efetuam a medição. Neste caso tem-se que os Operadores 1 e 2 poderiam diagnosticar uma escoliose de grau II, enquanto que para o Operador 3 o diagnóstico pode ser tanto uma escoliose de Grau II quanto de Grau III.

Os resultados decorrentes da Imagem 6 que foram afetados de forma estatisticamente significativa pelo fator Operador, fica mais evidente a divergência entre os diagnósticos. Neste caso para o Operador 1 o diagnóstico pode ser escoliose de Grau III ou de Grau IV. Para o Operador 2, tem-se escoliose de Grau III ou Grau IV e para o Operador 3, escoliose de Grau III.

4.2 Resultados da medição em imagens para diagnostico de cifose

Os resultados relativos à cifose são apresentados por tipos de imagens, a saber, analógica, digital e computadorizada. Para cada tipo, foram analisadas três imagens. As imagens foram numeradas de forma aleatória de 1 (um) a 9 (nove).

4.2.1 Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose

A Figura 4.5 mostra as Imagens 1, 2 e 3 de raio-X analógicas utilizadas para avaliar a cifose. O ângulo de Cobb nestas imagens foi medido utilizando um transferidor analógico. As Tabelas 4.13 a 4.15 mostram os valores de ângulo de Cobb obtidos a partir das Imagens 1, 2 e 3, bem como a média, o desvio padrão (s) e a incerteza expandida (U) associada à medição para uma abrangência de 95 %. Nestas tabelas L representa a leitura.

Figura 4.5 – Imagens de raio-X analógicas com diagnóstico de cifose.

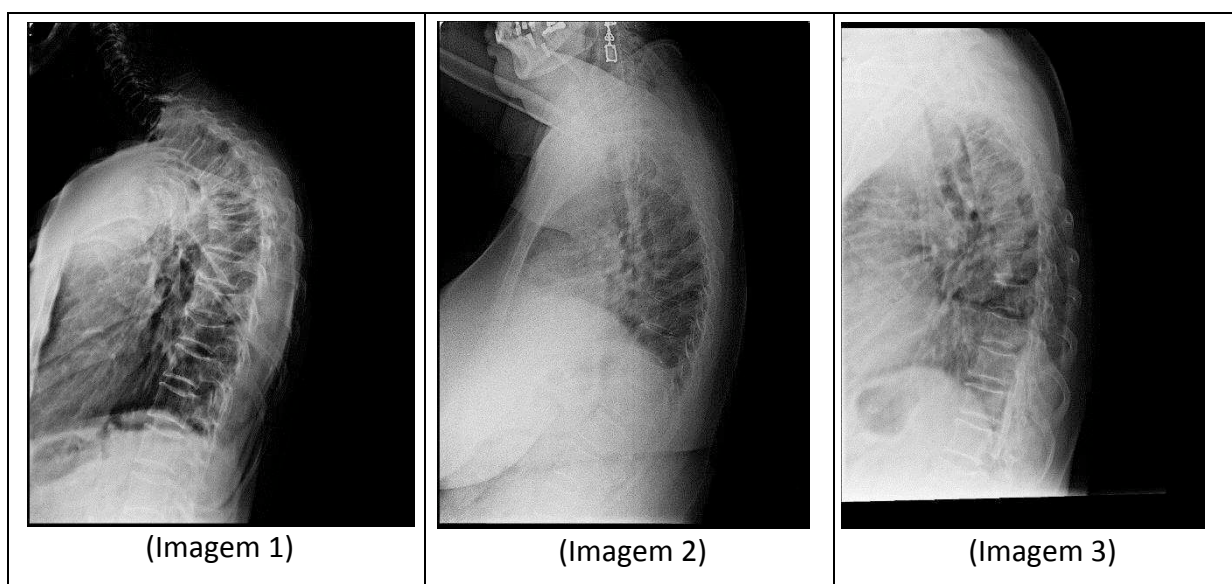


Tabela 4.13 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 1).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	59°	62°	63°	63°	63°	62°	2°	3°
Operador 2	59°	58°	63°	64°	59°	60°	3°	4°
Operador 3	63°	64°	63°	59°	63°	62°	2°	3°

Tabela 4.14 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 2)

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	51°	51°	49°	51°	50°	50°	1°	2°
Operador 2	50°	51°	52°	50°	51°	51°	1°	2°
Operador 3	52°	51°	50°	51°	50°	51°	1°	2°

Tabela 4.15 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 3)

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	46°	46°	47°	48°	45°	46°	1°	2°
Operador 2	47°	46°	45°	49°	48°	47°	2°	3°
Operador 3	47°	47°	46°	46°	45°	46°	1°	2°

Pode-se concluir, a partir das Tabelas 4.13 e 4.14 que os valores médios de ângulo de Cobb estão no intervalo de 50° a 70° indicando a presença de cifose do tipo “moderada”. Observa-se na Imagem 1 um desvio acentuado na parte posterior da coluna vertebral, enquanto que a Imagem 2 apresenta um desvio não muito acentuado na coluna. Por sua vez, a Tabela 4.15 mostra um valor médio de ângulo Cobb menor que 50° sendo indicativo de uma cifose “leve” dada pela presença de um leve desvio na porção superior/média da coluna vertebral.

Pode-se concluir a partir da Tab. 4.13, que o ângulo de Cobb medido pelo Operador 1 foi de $62^\circ \pm 3^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 64,3 %, seguido da resolução do transferidor com 36,5 %, e por final a incerteza de calibração do transferidor com 0,2 %. A amplitude dos valores médios do ângulo de Cobb é de 2° . O ângulo de Cobb medido pelo Operador 2 foi de $60^\circ \pm 4^\circ$ e o fator que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 81,5 %. Por sua vez, o Operador 3 obteve um resultado de $62^\circ \pm 3^\circ$. Para este último, a variabilidade das leituras foi a variável que mais contribuiu para a incerteza final com 68,6 %. A repetibilidade dos resultados (para uma confiabilidade de 68,27 %) é pior para o Operador 2.

Pela Tabela 4.14 pode-se concluir que o ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $50^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a resolução do transferidor com 66,7 %. Os Operadores 2 e 3 obtiveram o mesmo valor do ângulo de Cobb, que foi de $51^\circ \pm 2^\circ$. O fator que mais contribuiu para a incerteza final para os Operadores 2 e 3 foi a resolução do transferidor com 70,6 %. Percebe-se, ainda, que a média dos ângulos medidos pelos Operadores 2 e 3 foram iguais. A amplitude entre os valores médios foi de apenas 1° . Os valores de desvio padrão foram iguais para os três operadores e, portanto pode-se atribuir igual repetibilidade aos resultados de medição obtidos por eles.

A Tabela 4.15 evidencia que o ângulo de Cobb medido pelos Operadores 1 e 3 foi de $46^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final para ambos os Operadores foi a resolução do transferidor com 70,6 % e 56,7 %, respectivamente. O ângulo de Cobb medido pelo Operador 2 foi de $47^\circ \pm 3^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 59,5 %. Os valores de desvio padrão são similares para os três Operadores indicando que os três resultados apresentam a mesma repetibilidade.

4.2.2 Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de cifose

A Figura 4.6 mostra as Imagens 4, 5 e 6 de raio-X digitais utilizadas para avaliar a cifose. O ângulo de Cobb nestas imagens foi medido utilizando o *software* Kinovea. As

Tabelas 4.16 a 4.18 mostram os valores de ângulo de Cobb obtidos a partir destas imagens, bem como a média, o desvio padrão (s) e a incerteza expandida (U) associada à medição para uma abrangência de 95 %. Nestas tabelas L representa a leitura.

Figura 4.6 – Imagens de raio-X digitais com diagnóstico de cifose.

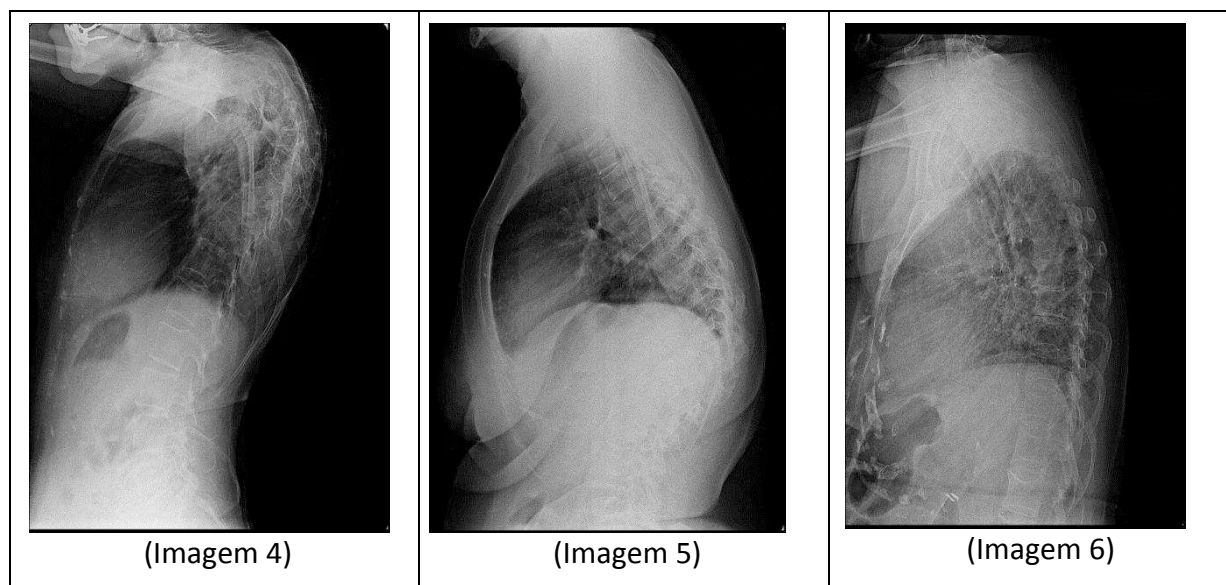


Tabela 4.16 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 4).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	65°	70°	67°	67°	65°	67°	2°	3°
Operador 2	69°	70°	70°	69°	68°	69°	1°	2°
Operador 3	64°	69°	70°	67°	69°	68°	2°	3°

Tabela 4.17 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 5)

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	56°	54°	56°	56°	56°	56°	1°	2°
Operador 2	54°	55°	57°	56°	54°	55°	1°	2°
Operador 3	54°	56°	56°	57°	54°	55°	1°	2°

Tabela 4.18 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 6)

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	48°	49°	49°	51°	47°	49°	1°	2°
Operador 2	49°	51°	49°	48°	49°	49°	1°	2°
Operador 3	51°	49°	48°	47°	49°	49°	1°	2°

As Tabelas 4.16 e 4.17 mostram que os valores médios de ângulo de Cobb estão no intervalo de 50° a 70° indicando a presença de cifose do tipo “moderada”. Observa-se na Imagem 4 um desvio acentuado na parte posterior da coluna vertebral, enquanto que a Imagem 5 apresenta um desvio não muito acentuado na coluna. Por sua vez, a Tabela 4.18 mostra um valor médio de ângulo Cobb menor que 50° sendo indicativo de uma cifose “leve” dada pela presença de um leve desvio na porção superior/média da coluna vertebral na Imagem 6. A imagem apresenta alguns artefatos na porção superior, o que pode ter dificultado a identificação da vértebra superior limite.

Observa-se na Tabela 4.16 que para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo de Cobb medido pelo Operador 1 foi de $67^\circ \pm 3^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 67,5 %. O ângulo medido pelo Operador 2 foi de $69^\circ \pm 2^\circ$, a resolução do *software* foi a variável que mais contribuiu na incerteza final com 70,6 %. No caso do Operador 3, o ângulo Cobb foi de $68^\circ \pm 3^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 73,3 %. O Operador 2 apresentou o melhor pior desempenho, baseado na repetibilidade dos dados. Os valores médios de ângulo apresentam uma amplitude de 2°.

De acordo com a Tabela 4.17, o ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $56^\circ \pm 2^\circ$ e pelos Operadores 2 e 3 foi de $55^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final da medição para o Operador 1 foi a resolução do *software* com 58,2 %, para o Operador 2 a variabilidade das leituras e a resolução do *software* contribuíram de forma igual com 47,7 % e para o Operador 3 foi a variabilidade das leituras com 46,5 %. A repetibilidade dos resultados foi igual para os três Operadores.

A partir da Tabela 4.18 se conclui que o ângulo de Cobb obtido por todos os Operadores foi de $49^\circ \pm 2^\circ$ para uma probabilidade de abrangência de 95 %. O fator que mais contribuiu para a incerteza final para os Operadores 1 e 3 foi a variabilidade das leituras com 51,5 %,

enquanto que para o Operador 2 foi a resolução do *software* com 51,3%. Quanto à repetibilidade observa-se que não houve diferença entre os Operadores.

4.2.3 Imagens de raio-X computadorizadas com diagnóstico de cifose

A Figura 4.7 mostra as Imagens 7, 8 e 9 de raio-X computadorizadas utilizadas para avaliar a cifose. O ângulo de Cobb nestas imagens foi medido utilizando o *software* Kinovea. As Tabelas 4.19 a 4.21 mostram os valores de ângulo de Cobb obtidos a partir destas imagens, bem como a média, o desvio padrão (*s*) e a incerteza expandida (*U*) associada à medição para uma abrangência de 95 %. Nestas tabelas *L* representa a leitura.

Figura 4.7 – Imagens de raio-X computacionais com diagnóstico de cifose.

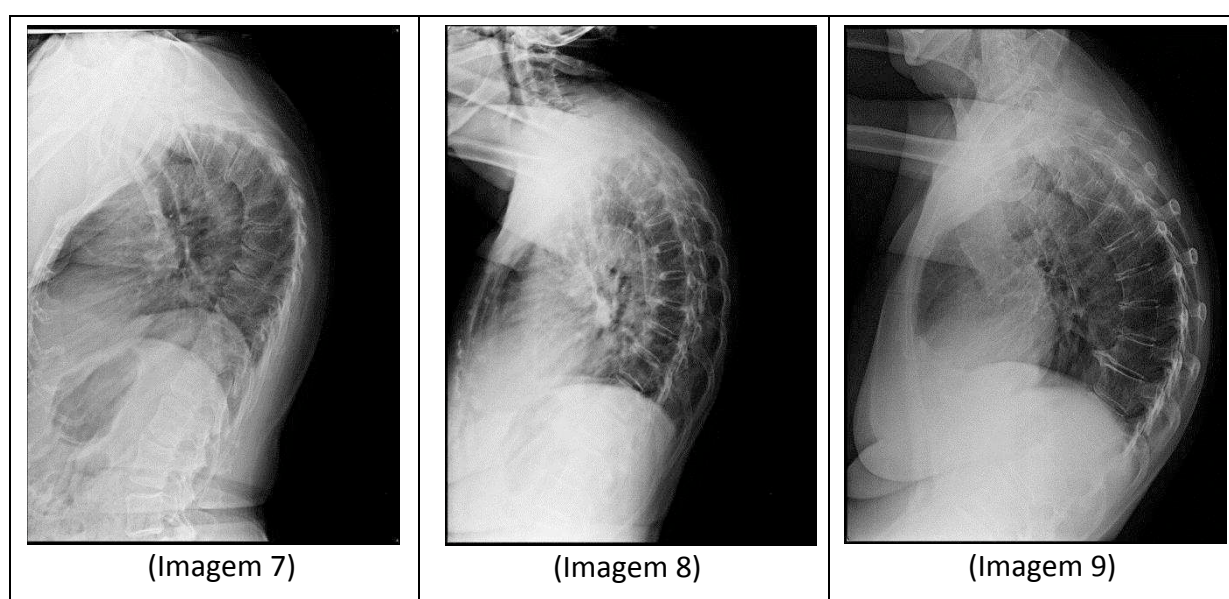


Tabela 4.19 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 7).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	67°	66°	64°	66°	66°	66°	1°	2°
Operador 2	68°	69°	67°	67°	66°	67°	1°	2°
Operador 3	63°	64°	66°	66°	64°	65°	1°	2°

Tabela 4.20 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 8).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	53°	53°	54°	54°	56°	54°	1°	2°
Operador 2	54°	56°	55°	54°	54°	55°	1°	2°
Operador 3	54°	54°	54°	56°	53°	54°	1°	2°

Tabela 4.21 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 9).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	76°	77°	79°	78°	79°	78°	1°	2°
Operador 2	75°	74°	71°	73°	74°	74°	2°	2°
Operador 3	69°	75°	72°	75°	77°	74°	3°	4°

As Tabelas 4.19 e 4.21 mostram que os valores médios de ângulo de Cobb estão no intervalo de 50° a 70° indicando a presença de cifose do tipo “moderada”. Observa-se na Imagem 7 um desvio na parte superior da coluna vertebral de forma mais uniforme, e não apenas em algumas vértebras, enquanto que a Imagem 8 apresenta um desvio não muito acentuado na coluna. Esta imagem possui alguns artefatos, porém estes não prejudicaram na identificação das vértebras. A Tabela 4.21 mostra um valor médio de ângulo Cobb maior que 70° indicando a presença de uma cifose “grave”. A imagem apresenta alguns artefatos na porção superior, o que pode ter dificultado a identificação da vértebra superior limite.

A Tabela 4.19 mostra que ângulo de Cobb obtido pelo Operador 1 foi de $66^\circ \pm 2^\circ$. O fator que mais contribuiu na incerteza final foi a resolução do *software* com 51,3 %. O ângulo medido pelo Operador 2 foi de $67^\circ \pm 2^\circ$. O fator que mais contribuiu na incerteza final foi também a resolução do *software* com 50,0 %. O ângulo de Cobb medido pelo Operador 3 foi de $65^\circ \pm 2^\circ$. O fator que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 46,5 %. A repetibilidade dos resultados é igual para os três Operadores.

O ângulo de Cobb obtidos pelos Operadores 1 e 3 foi de $54^\circ \pm 2^\circ$ na Tabela 4.20. O fator que mais contribuiu para a incerteza final foi a resolução do *software* com 52,6 % e 51,3 %, respectivamente. O ângulo obtido pelo Operador 2 foi de $55^\circ \pm 2^\circ$ sendo que a variável que mais contribuiu para a incerteza final foi também a resolução do *software* com 58,2 %. Percebe-se ainda que a amplitude dos valores médios de ângulo foi de 1° e a repetibilidade dos resultados é igual para os três Operadores.

Pela Tabela 4.21 tem-se que o ângulo de Cobb medido pelo Operador 1 foi de $78^\circ \pm 2^\circ$. A resolução do *software* e a variabilidade das leituras contribuíram de forma igual na incerteza final, com 44,4 % cada. O ângulo medido pelo Operador 2 foi de $74^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 51,9 %. O ângulo medido pelo operador 3 foi de $74^\circ \pm 4^\circ$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a variabilidade das leituras com 82,6 %. Observa-se ainda que a amplitude

dos valores médios de ângulo é de 4°. Analisando a repetibilidade pode afirmar que o Operador 3 obteve o pior desempenho.

4.2.4 Teste ANOVA para os resultados de cifose

As Tabelas 4.22 a 4.24 apresentam os resultados da análise de variância (ANOVA) feita por meio do *software* Statistica R.

Tabela 4.22 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens analógicas 1, 2 e 3) no diagnóstico de cifose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	p
1	Intercepto	57041,67	1	57041,67	12136,52	0,000000
	Operador	8,93	2	4,47	0,95	0,413872
	Erro	56,40	12	4,70		
2	Intercepto	30506,67	1	30506,67	52509,09	0,000000
	Operador	0,53	2	0,27	0,36	0,702547
	Erro	8,80	12	0,73		
3	Intercepto	32480,27	1	32480,27	21653,51	0,000000
	Operador	1,73	2	0,87	0,58	0,576013
	Erro	18,00	12	1,50		

Tabela 4.23 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens digitais 4, 5 e 6) no diagnóstico de cifose

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	p
4	Intercepto	69224,07	1	69224,07	19591,72	0,000000
	Operador	14,53	2	7,27	2,06	0,170606
	Erro	42,40	12	3,53		
5	Intercepto	46037,40	1	46037,40	32119,12	0,000000
	Operador	0,40	2	0,20	0,14	0,871153
	Erro	17,20	12	1,43		
6	Intercepto	35917,07	1	35917,07	19241,29	0,000000
	Operador	0,53	2	0,27	0,14	0,868330
	Erro	22,40	12	1,87		

Tabela 4.24 - ANOVA do ângulo de Cobb (Imagens computadorizadas 7, 8 e 9) no diagnóstico de cifose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	p
7	Intercepto	65208,07	1	65208,07	45494,00	0,000000
	Operador	19,73	2	9,87	6,88	0,010201
	Erro	17,20	12	1,43		
8	Intercepto	44281,67	1	44281,67	45853,23	0,000000
	Operador	0,93	2	0,47	0,45	0,646990
	Erro	12,40	12	1,03		
9	Intercepto	84225,07	1	84225,07	18309,80	0,000000
	Operador	61,73	2	30,87	6,71	0,011066
	Erro	55,20	12	4,60		

Conclui-se a partir das Tabelas 4.22 a 4.24 que para uma confiabilidade de 95 % o fator Operador provocou efeitos estatisticamente significativos apenas nos resultados de ângulo de Cobb obtidos a partir das Imagens 7 e 9.

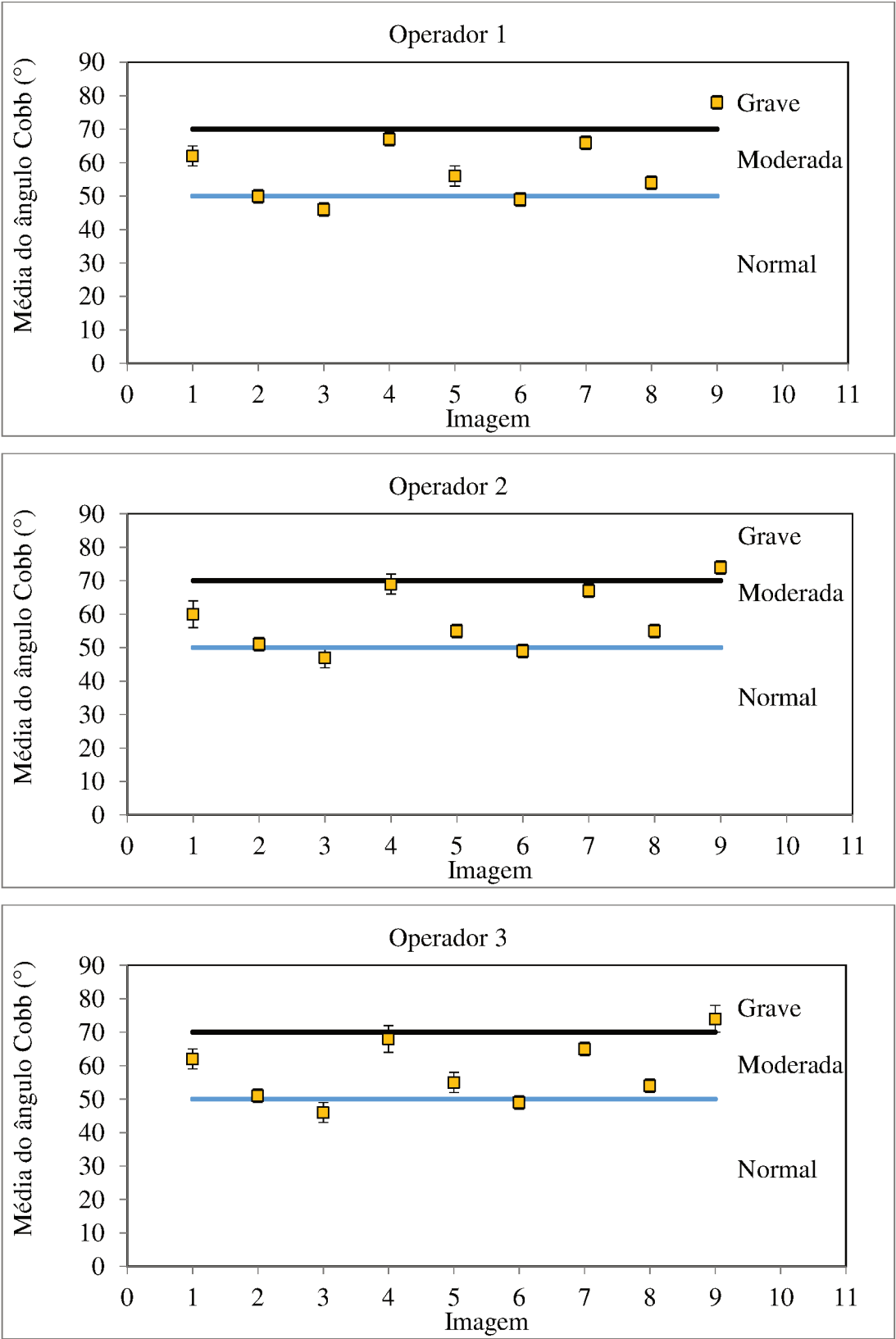
2.2.4 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de cifose

A Figura 4.8 mostra o gráfico dos valores médios dos ângulos de Cobb medidos por cada operador, bem como a incerteza expandida (95 %) e os valores de referência.

De forma geral, Operador 3 “Recém-formado” apresentou uma tendência de obter valores mais dispersos resultando em maiores valores de incerteza e, consequentemente os resultados com qualidade inferior. O Operador 1 “Experiente” apresentou os menores valores de incerteza expandida e a melhor qualidade dos resultados de medição.

Observa-se a partir da Fig. 4.8 que o diagnóstico pode ser diferente para a Imagem 4. Neste caso, tem-se que os Operadores 2 e 3 podem diagnosticar uma cifose “moderada” ou “grave”, enquanto que para o Operador 1, o diagnóstico pode ser apenas de cifose “moderada”.

Figura 4.8 – Valores médios dos ângulos Cobb, incerteza expandida (95 %) e valores de referência.



4.3 Resultados da medição em imagens para diagnóstico de osteoporose

As imagens relativas à osteoporose foram obtidas por meio de um equipamento de densitometria óssea que faz uso da radiologia digital. As imagens foram numeradas de forma aleatória de 1 (um) a 8 (oito). Todas as imagens foram analisadas utilizando os *softwares* (Prodigy Lunar – BMD e Kinovea – ângulos entre vértebras lombares).

4.3.1 Imagens para diagnóstico de densitometria óssea

A Figura 4.9 mostra as imagens utilizadas para avaliar a osteoporose.

Figura 4.9 – Imagens de raio-X com diagnóstico de osteoporose.

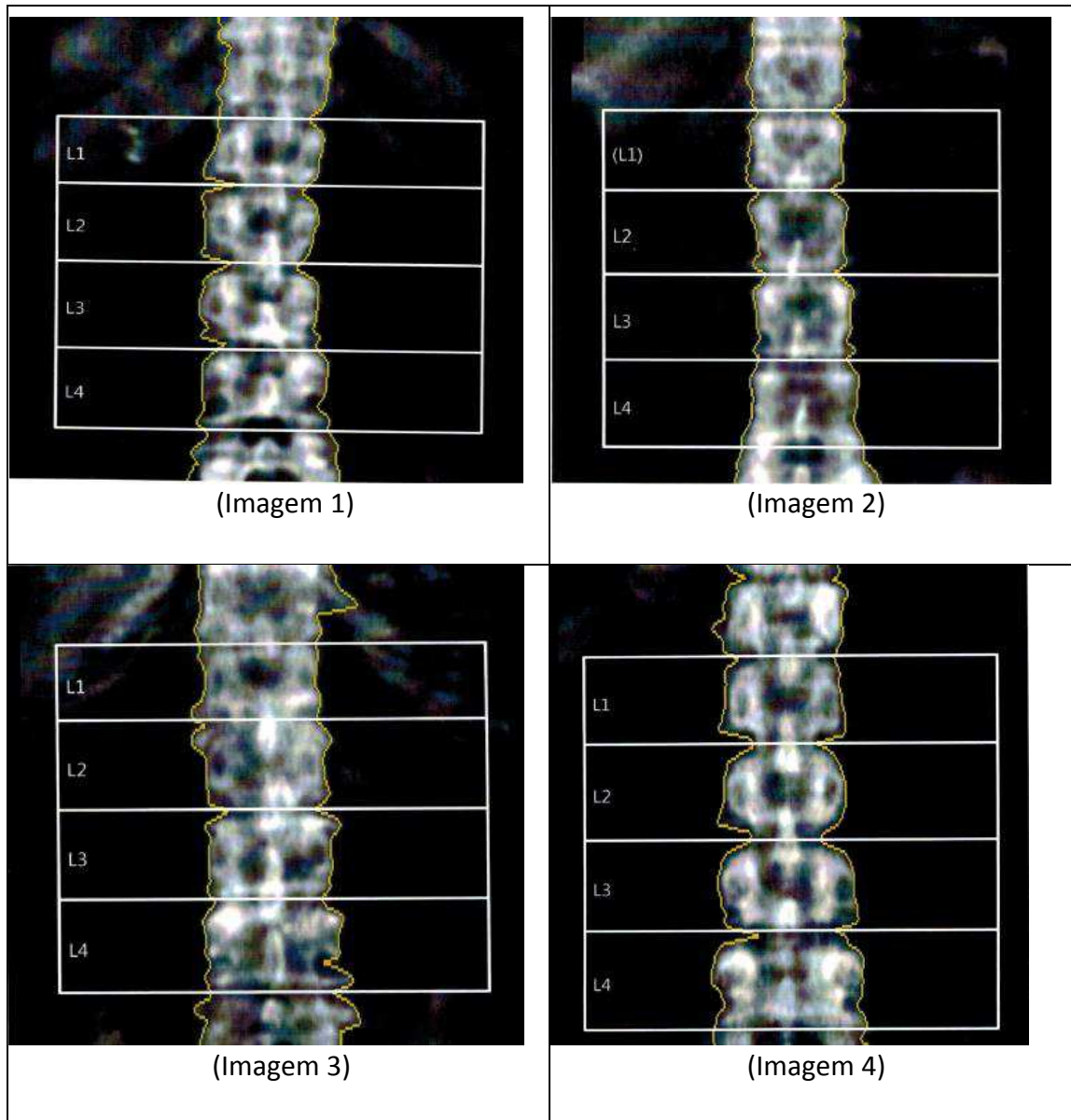
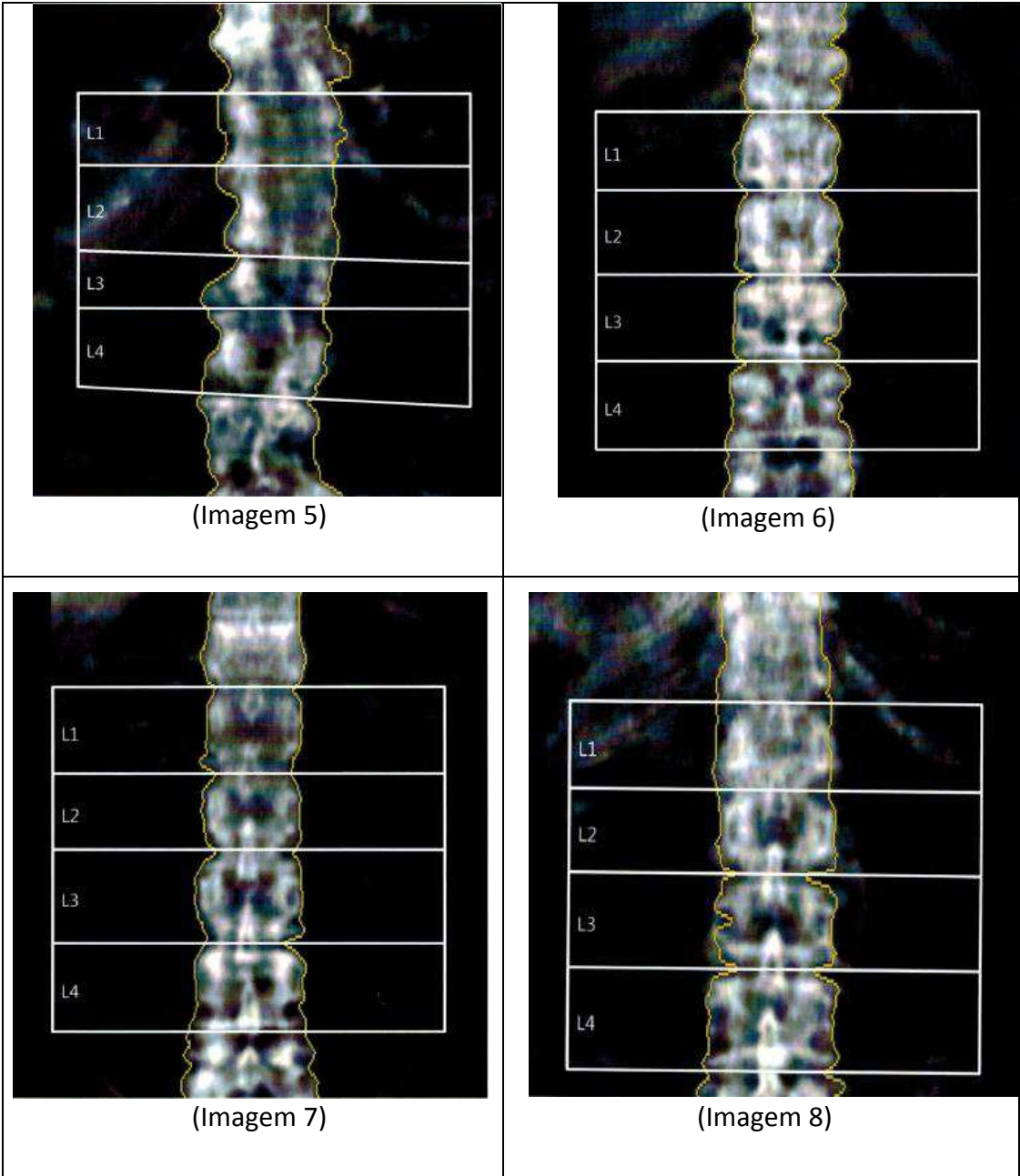


Figura 4.9 – Imagens de raio-X com diagnóstico de osteoporose. Continuação.



Os resultados da medição são apresentados a seguir. Para cada imagem foram utilizadas duas tabelas, a primeira (Tabela 4.25) mostra os valores de densidade mineral óssea entre as vértebras lombares 1 e 2 (L1 e L2) obtida por meio do *software* Prodigy Lunar – BMD. A sigla LT, significa leitura e BMD densidade mineral óssea. E a segunda tabela (Tabela 4.26) exhibe os valores dos ângulos entre as vértebras lombares 3 e 4 (L3 e L4) medidos com o *software* Kinovea, bem como a média, o desvio padrão (*s*) e a incerteza expandida (*U*) associada à medição para uma abrangência de 95 %. Nesta tabela *L* representa a leitura.

4.3.1.1 Imagem 1 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.25 e 4.26 mostram os resultados obtidos para a Imagem 1.

Tabela 4.25 – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 1).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,852	0,852	0,852	0,852	0,852	0,852	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

Tabela 4.26 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 1).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	9°	9°	10°	9°	9°	9°	1°	2°
Operador 2	8°	9°	9°	10°	9°	9°	1°	2°
Operador 3	9°	9°	10°	10°	8°	9°	1°	2°

A Imagem 1 apresentou um T-score de -2,6 o que caracteriza uma osteoporose de grau leve, Tabela 4.25. O valor de DMO encontrado a partir da Imagem 1 foi de $0,852 \pm 1$ g/cm². A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %), igualando-se inclusive com o próprio valor da incerteza final. A contribuição da variabilidade das leituras e da resolução do equipamento foi insignificante.

De acordo com a Tab. 4.26, percebe-se um equilíbrio nas medições, visto que a média e o desvio padrão foram iguais para todos os operadores. Não se pode afirmar pela repetibilidade dos dados, qual operador obteve o melhor ou o pior desempenho. Pode-se concluir que por meio da Tab. 4.25, o ângulo entre as vértebras lombares medido pelo Operador 1 foi de $9^\circ \pm 2^\circ$ para um fator de abrangência de 1,96 e probabilidade de abrangência de 95 %. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a resolução do *software* 74,9 %, seguido da incerteza de calibração do *software* com 17,5 % e por final a 8,9 %. Pode-se observar que o ângulo entre vértebras lombares medido pelos Operadores 2 e 3 foi igual e no valor de $9^\circ \pm 2^\circ$ e o fator que mais contribuiu para a incerteza final de ambos foi a resolução do *software* com 66,7 % e 61,4 % respectivamente.

4.3.1.2 Imagem 2 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.27 e 4.28 mostram os resultados obtidos para a Imagem 2.

Tabela 4.27. – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 2).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,771	0,771	0,771	0,771	0,771	0,771	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

Tabela 4.28 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 2).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	6°	5°	5°	6°	5°	5°	1°	2°
Operador 2	5°	4°	6°	4°	6°	5°	1°	2°
Operador 3	4°	4°	6°	5°	6°	5°	1°	2°

No exame, a Imagem 2 apresentou um T-score de -3,6, o que caracteriza uma osteoporose de grau moderado, Tabela 4.27.

O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,771 \pm 1$ g/cm² para um fator de abrangência de 1,96 e probabilidade de abrangência de 95 %. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %), igualando-se inclusive com o próprio valor da incerteza final. A contribuição da variabilidade das leituras e da resolução do equipamento são insignificantes.

De acordo com a Tabela 4.28, o ângulo entre vértebras lombares medido por todos os operadores foi de $5^\circ \pm 2^\circ$ e o fator que mais contribuiu para a incerteza final de ambos foi a resolução do *software* com 61,4 %, 70,6 % e 53,9 % respectivamente. Observa-se que a média foi igual para os três Operadores. O Operador 1 obteve um melhor desempenho, quando avaliado o desvio-padrão e, portanto, apresentou a melhor repetibilidade.

4.3.1.3 Imagem 3 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.29 e 4.30 mostram os resultados obtidos para a Imagem 3.

Tabela 4.32 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 4).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	10°	10°	10°	10°	10°	10°	0°	2°
Operador 2	10°	10°	10°	10°	10°	10°	0°	2°
Operador 3	10°	9°	10°	10°	9°	10°	1°	2°

Na Tabela 4.31 tem-se que a Imagem 4 apresentou um T-score de -1,8, o que caracteriza não propriamente uma osteoporose, mas sim uma osteopenia. O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,98 \pm 1 \text{ g/cm}^2$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %), igualando-se inclusive com o próprio valor da incerteza final. A contribuição da variabilidade das leituras e da resolução do equipamento foi insignificante.

Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido por todos os Operadores foi igual e de valor $10^\circ \pm 2^\circ$. Os Operadores 1 e 2 obtiveram os mesmos resultados e tiveram como a variável que mais contribuiu para a incerteza final, a resolução do *software* com 53,9 %. Para o Operador 3, a resolução do *software*, também foi a variável que mais contribuiu na incerteza final, com 70,6 %.

4.3.1.5 Imagem 5 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.33 e 4.34 mostram os resultados obtidos para a Imagem 5.

Tabela 4.33. – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 5).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,597	0,597	0,597	0,597	0,597	0,597	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

No exame, a Imagem 5 apresentou um T-score de -4,7, o que caracteriza uma osteoporose grave. O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,597 \pm 1 \text{ g/cm}^2$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %), igualando-se inclusive com o próprio valor da incerteza final.

Tabela 4.34 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 5).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	3°	3°	1°	2°	2°	2°	1°	2°
Operador 2	2°	2°	3°	3°	2°	2°	1°	2°
Operador 3	2°	2°	2°	2°	2°	2°	0°	2°

De acordo com a Tabela 4.34 pode-se perceber que os valores dos ângulos medidos foram bem pequenos, sendo a média de todos os Operadores igual a 2° e o desvio padrão igual a $\pm 1^\circ$.

Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido por todos os Operadores foi igual e de valor $2^\circ \pm 2^\circ$, Tabela 4.35. A resolução do *software* foi a variável que mais contribuiu na incerteza final com 61,4 % (Operador 1) 70,6 % (Operador 2) e 53,9 % (Operador 3).

4.3.1.6 Imagem 6 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.35 e 4.36 mostram os resultados obtidos para a Imagem 6.

Tabela 4.35. – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 6).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,898	0,898	0,898	0,898	0,898	0,898	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

Tabela 4.36 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 6).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	9°	8°	8°	9°	9°	9°	1°	2°
Operador 2	9°	8°	8°	7°	8°	8°	1°	2°
Operador 3	8°	8°	7°	7°	8°	8°	1°	2°

No exame, a Imagem 6 apresentou um T-score de -2,2, o que caracteriza uma osteoporose de grau leve, Tabela 4.35. O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,898 \pm 1$ g/cm². A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %).

De acordo com a Tabela 4.36 pode-se perceber que avaliando a repetibilidade dos dados, os Operadores obtiveram o mesmo resultado. Avaliando a média dos ângulos medidos, os Operadores 2 e 3 obtiveram o mesmo valor e este varia de 1° para o valor obtido pelo Operador 1. Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido pelo Operador 1 foi de $9^\circ \pm 2^\circ$ e pelos Operadores 2 e 3 foi igual a $8^\circ \pm 2^\circ$. A resolução do *software* foi a variável que mais contribuiu na incerteza final com 70,6 %, 66,7 % e 70,6 % respectivamente.

4.3.1.7 Imagem 7 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.37 e 4.38 mostram os resultados obtidos para a Imagem 7.

Tabela 4.37 – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 7).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,766	0,766	0,766	0,766	0,766	0,766	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

Tabela 4.38 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 7).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	7°	8°	7°	8°	8°	8°	1°	2°
Operador 2	8°	7°	7°	8°	8°	8°	1°	2°
Operador 3	7°	8°	7°	8°	8°	8°	1°	2°

De acordo com a Tabela 4.37, a Imagem 7 apresentou um T-score de -3,3, o que caracteriza uma osteoporose de grau leve. O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,766 \pm 1$ g/cm². A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %).

Pode-se observar na Tabela 4.38 que todos os Operadores tiveram o mesmo desempenho, visto que ambos possuem o mesmo desvio padrão. A média obtida também foi igual para todos os Operadores (igual a 8°).

Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido por todos os Operadores foi igual e de valor $8^\circ \pm 2^\circ$. A variável de maior contribuição foi a resolução do *software* com 70,6 %.

4.3.1.8 Imagem 8 de densitometria óssea com diagnóstico de osteoporose

As Tabelas 4.39 e 4.40 mostram os resultados obtidos para a Imagem 8.

Tabela 4.39 – Valores da DMO entre as vértebras lombares 1 e 2 (Imagem 8).

	LT1	LT2	LT3	LT4	LT5	Média	Desvio padrão
DMO	0,802	0,802	0,802	0,802	0,802	0,802	0 g/cm ²
	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	g/cm ²	

Tabela 4.40 – Valores dos ângulos Cobb (Imagem 8).

	L1	L2	L3	L4	L5	Média	s	U
Operador 1	9°	9°	9°	9°	9°	9°	0°	2°
Operador 2	9°	9°	9°	9°	9°	9°	0°	2°
Operador 3	9°	9°	9°	8°	9°	9°	0°	2°

A Tabela 4.39 mostra que a Imagem 8 apresentou um T-score de -3,3, o que caracteriza uma osteoporose de grau leve. O valor de DMO medido pelo equipamento de densitometria óssea foi de $0,802 \pm 1 \text{ g/cm}^2$. A variável que mais contribuiu para a incerteza final foi a incerteza da calibração do equipamento (100 %).

Para uma probabilidade de abrangência de 95 %, o ângulo medido por todos os Operadores foi igual e de valor $9^\circ \pm 2^\circ$. A variável que mais influenciou na incerteza final a resolução do *software* com 53,9 % (Operadores 1 e 2) e 74,9 % (Operador 3).

4.3.2 Teste ANOVA para os resultados de osteoporose

A Tabela 4.41 apresenta os resultados da análise de variância (ANOVA) feita por meio do *software* Statistica R para os valores de ângulo Cobb medidos para diagnóstico de osteoporose. Conclui-se que para uma confiabilidade de 95 % o fator Operador não provocou efeitos estatisticamente significativos nos resultados de ângulo de Cobb obtidos para diagnóstico de osteoporose.

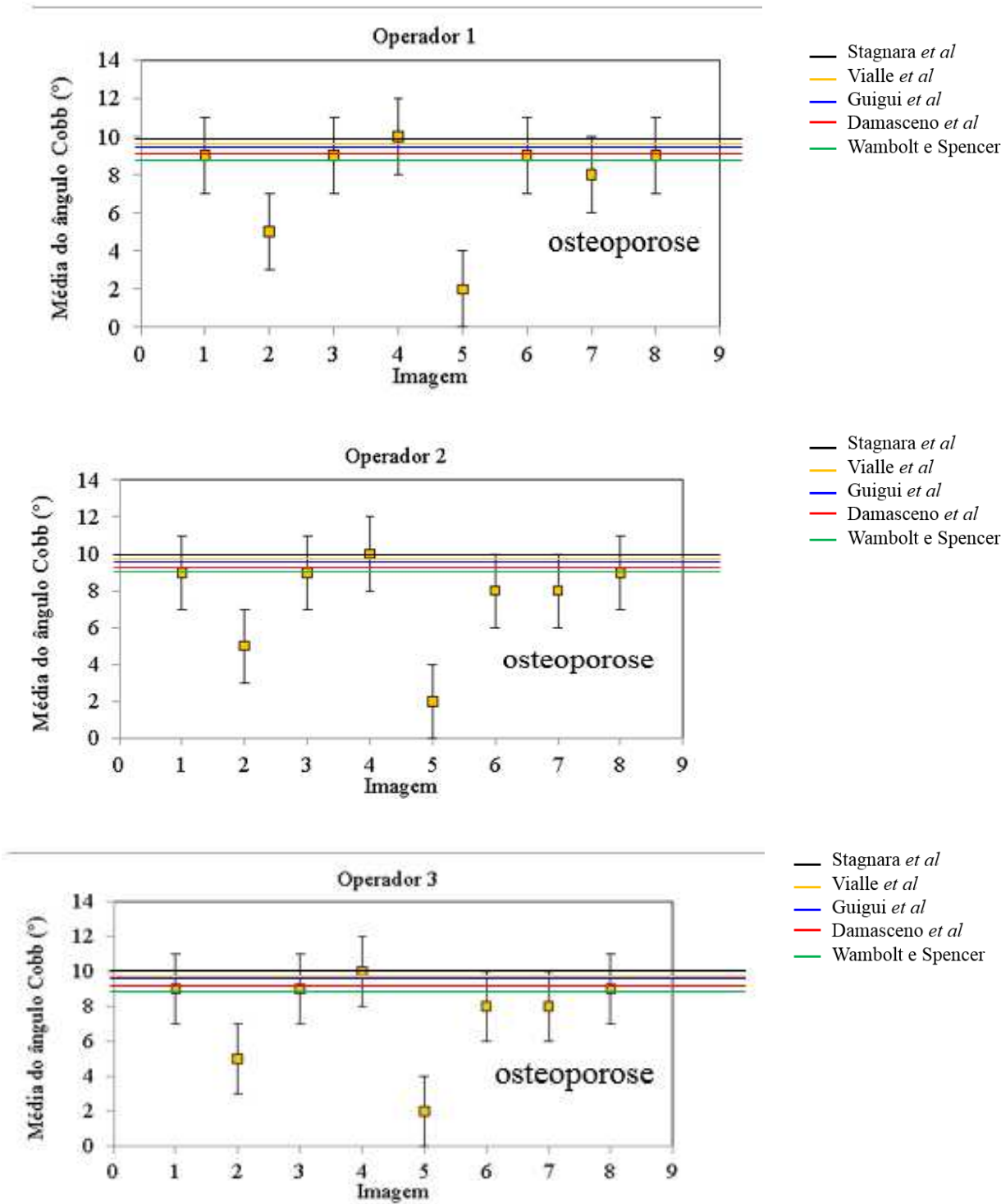
Tabela 4.40 - ANOVA do ângulo de Cobb no diagnóstico de osteoporose.

Imagem		Soma quadrática	Grau de liberdade	Média quadrática	F	p
1	Intercepto	1251,267	1	1251,267	2681,286	0,000000
	Operador	0,133	2	0,067	0,143	0,868330
	Erro	5,600	12	0,467		
2	Intercepto	395,2667	1	395,2667	515,5652	0,000000
	Operador	0,5333	2	0,2667	0,3478	0,713111
	Erro	9,2000	12	0,7667		
3	Intercepto	1075,267	1	1075,267	2481,385	0,000000
	Operador	0,533	2	0,267	0,615	0,556643
	Erro	5,200	12	0,433		
4	Intercepto	1460,267	1	1460,267	14602,67	0,000000
	Operador	0,533	2	0,267	2,67	0,110102
	Erro	1,200	12	0,100		
5	Intercepto	72,60000	1	72,60000	217,8000	0,000000
	Operador	0,40000	2	0,20000	0,6000	0,564474
	Erro	4,0000	12	0,33333		
6	Intercepto	960,0000	1	960,0000	2681,182	0,000000
	Operador	1,6000	2	0,8000	2,182	0,155528
	Erro	4,4000	12	0,3667		
7	Intercepto	866,4000	1	866,4000	2888,000	0,000000
	Operador	0,0000	2	0,0000	0,000	0,100000
	Erro	3,6000	12	0,3000		
8	Intercepto	1197,067	1	1197,067	17956,00	0,000000
	Operador	0,133	2	0,067	1,00	0,396569
	Erro	0,800	12	0,067		

2.3.3 Análise do efeito da incerteza de medição no diagnóstico de osteoporose

A Figura 4.10 mostra o gráfico dos valores médios dos ângulos de Cobb medidos por cada Operador, bem como a incerteza expandida (95 %).

Figura 4.10 – Valores médios dos ângulos Cobb e a incerteza expandida (95 %).



A partir da Figura 4.10 se conclui que os três Operadores obtiveram valores médios de ângulo de Cobb muito próximos. Os valores de incerteza expandida também foram iguais. Cabe destacar que para esta doença em particular a incerteza expandida apresentou os maiores valores em termos percentuais sendo para a Imagem 5 igual ao valor médio do ângulo medido. Por sua vez, para a Imagem 2 a incerteza expandida representa 40 % do valor médio do mensurando e para as Imagens 6 e 7 representa 25 % deste.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Finalizando o presente trabalho, as seguintes conclusões podem ser realizadas:

a) Com relação à escoliose, pode-se concluir que:

- O fator Operador influenciou os valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X para diagnóstico de escoliose em apenas umas das nove imagens analisadas (Imagem 6, digital), porém na Imagem 3, podem-se perceber diferentes diagnósticos entre os três operadores, mesmo o Operador não tendo influência estatisticamente significativa na medição do ângulo de Cobb de acordo com a Análise de Variância.

- O Operador 1 “Experiente” apresentou a melhor repetibilidade dos resultados e, conseqüentemente a menor incerteza expandida. Enquanto que o Operador 3 “recém-formado” apresentou os maiores valores de incerteza expandida.

- As imagens que apresentavam uma maior curvatura na coluna vertebral, apresentaram também valores maiores de incerteza expandida, isto demonstra a dificuldade de identificar as vértebras limites por parte dos Operadores quando os ângulos são maiores. A diferença observada entre os valores médios de ângulo de Cobb nestes casos pode ocasionar erros de diagnóstico.

- A variabilidade das leituras foi a variável que mais influenciou a incerteza final dos resultados obtidos pelos Operadores 2 e 3, enquanto a resolução dos sistemas de medição utilizados para mensurar os ângulos foi a variável que mais influenciou na incerteza final para o Operador 1.

b) Com relação à cifose, pode-se concluir que:

- O fator Operador influenciou os valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X para diagnóstico de cifose em apenas duas imagens das nove analisadas (Imagem 7,

computadorizada e Imagem 9, computadorizada). Porém na Imagem 4, pode-se perceber diferentes diagnósticos entre os operadores, mesmo o Operador não obtendo influência significativa na medição do ângulo de Cobb de acordo com a Análise de Variância.

- O Operador 1 obteve as menores incertezas de medição,

- A variabilidade das leituras foi a variável que mais influenciou na incerteza final das medidas realizadas pelo Operador 3, enquanto que a resolução dos instrumentos utilizados para mensurar as imagens foi a variável que mais influenciou na incerteza final dos Operadores 1 e 2.

c) Com relação à osteoporose, pode-se concluir que:

- O fator Operador não influenciou os valores de ângulo de Cobb obtidos em imagens de raio-X para diagnóstico de osteoporose.

- Nos resultados de medições da densidade mineral óssea realizada pelo *software* do equipamento de densitometria óssea, o desvio padrão foi igual a zero em todas as imagens o que demonstra uma elevada repetibilidade dos resultados (100 %).

- Na medição do ângulo entre as vértebras lombares, os três Operadores mostraram resultados similares, o que pode ser confirmado pelos valores de incerteza expandida que em todos os casos é de 2° para uma probabilidade de abrangência de 95 %.

- Os valores de incerteza expandida (95 %) foram da mesma ordem do valor do mensurando (Imagem 5). Para as imagens 6 e 7 representa 25% do valor do ângulo de Cobb médio.

- A incerteza associada à calibração do equipamento de BMD em todos os casos teve a maior contribuição na incerteza final. No caso do ângulo entre as vértebras lombares, em todos os casos, a resolução do *software* foi a variável que mais contribuiu na incerteza final.

- Em seis das oito imagens, o diagnóstico ficou comprometido, quando observado o valor médio com a incerteza expandida associada.

- O software Kinovea mostrou que não é eficiente no caso da medição do ângulo entre vértebras para diagnóstico de Osteoporose, pois os diagnósticos em quase todos os casos ficaram comprometidos.

d) No geral:

- Deve-se levar em consideração a incerteza de medição associada no diagnóstico de doenças, pois como mostrado neste trabalho, os diagnósticos podem sofrer alterações quando analisados apenas os valores medidos com os valores medidos mais a incerteza associada.

- A experiência do Operador deve ser levada em consideração no diagnóstico de uma doença.

- Em nenhum dos casos de imagens analógicas o fator Operador teve influência estatisticamente significativa no resultado final de medição.
- Pressupõe que os resultados de medições podem ser melhorados à medida que a resolução dos instrumentos utilizados para a mensuração forem menores.
- O software Kinovea não é indicado para mensurações de ângulos menores entre vértebras lombares ($< 10^\circ$ Cobb).

PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Avaliar o efeito do fator “Tipo de imagem” nos valores do ângulo de Cobb considerando três níveis (Imagem analógica, Imagem digital e Imagem computadorizadas)

Propor alternativas para diminuir a incerteza associada à medição do ângulo de Cobb para efeitos de diagnóstico de osteoporose.

Avaliar a incerteza dos resultados de medições que visam o diagnóstico de outras doenças por meio de imagens de raio-X, como cálculo renal, tumores neoplásicos, entre outros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABNT - ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. NBR IEC 60601-1. Equipamento eletromédico - Parte 1: Requisitos gerais para segurança básica e desempenho essencial, 2010.

ANDRADE, S. A. F. A importância do exame de densitometria óssea, Revista Unilus ensino e pesquisa, v.13, nº 30, 2016. ANJOS, A. Análise de Variância. p. 109-118, 2009.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS NBR ISO/IEC 17025. Requisitos gerais para competências de laboratórios de ensaio e calibração. Rio de Janeiro, 2005.

Bansal, G. J. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. Postgraduate Medical Journal, v. 82, p. 425-248, 2006.
<https://doi.org/10.1136/pgmj.2005.038448>

BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML, JCGM 101 - Evaluation of measurement data - Supplement 1 to the Guide to the expression of uncertainty in measurement , 2008.

Campbell, T. C.; Fuller, R. G. Physics Including Human Applications. 1ª ed, p. 654-669, 1978.

Carlsson, C. A.; Alm Carlsson, G. Basic physics of X-ray imaging .2ª ed, p. 2-29, 2004.

CARVALHAES, G, E, R; CASTRO, M, G, B. Interpretação diagnóstica da densitometria óssea. Capítulo 13, 2008.

CHILVAQUER, I.; WAITMAN CHILVAQUER, W.; HEYWK, J. E.; SADDY, M. S. Atualização clínica em odontologia, Ed. Artes Médicas Ltda, São Paulo, Brasil. Edição única, p. 143,2005.

Côrrea, A. B. Confiabilidade Metrológica no Setor da Saúde no Brasil–Estudo de caso: Qualidade Laboratorial na Saúde Pública e Controle Metrológico de Equipamentos Médico-Hospitalares. 2001. Dissertação de Mestrado-Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, 2001. CS/09 – GT1. Metrologia na Saúde – Guia de Boas Práticas, 1ª ed. Portugal, 2015.

Cunha, A. L. L. M.; Rocha, L. E. M.; Munhoz Da Rocha, L. E. Método de Cobb na escoliose idiopática do adolescente: avaliação dos ângulos obtidos com goniômetros articulados e fixos. Revista Coluna/Columna, v.8, p.161-170,2009.

Damasceno, L. H.; Catarin, S. R.; Campos, A. D.; Delfino, H. L. Lordose lombar: estudo dos valores angulares e da participação dos corpos vertebrais e discos intervertebrais. Acta Ortop Bras. v. 14, nº 4, p. 193-198, 2006.
<https://doi.org/10.1590/S1413-78522006000400003>

DEPRINS, E.; Computed radiography in ndt applications, 2004.

DÍAZ, J. J.; SCHROTER, C. G.; SCHULZ, R. Actualización de la evaluación radiológica de la escoliosis. Revista Chilena de Radiologia, v.15, nº 3, p. 141-151, 2009.
<https://doi.org/10.4067/S0717-93082009000300007>

FENELON, S. A evolução da radiologia – os avanços da imagiologia e radiologia diagnóstica, 2005.

Flannigan, A. W.; Magnuson, D.; Erickson, D.; Schueler, B. Artifacts in digital radiography. AJR, v. 198, p. 156-161, 2012.
<https://doi.org/10.2214/AJR.11.7237>

Graber, M. L. The incidence of diagnostic error in medicine. *BMJ Quality & Safety*, v.22, p.21-27, 2013.

<https://doi.org/10.1136/bmjqs-2012-001615>

INMETRO. Vocabulário Internacional de Metrologia: Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados. Rio de Janeiro, Brasil, 2012a. 95p.

INMETRO. Sistema Internacional de Unidades SI. Rio de Janeiro, Brasil, 2012b. 93p.

INMETRO. A estimativa da incerteza de medição pelos métodos do ISO GUM95 e de simulação de MonteCarlo. Nota técnica, 2008. 34p. JANICKI, J. A.; ALMAN, B. - Scoliosis: Review of diagnosis and treatment. *Pediatric Child Health*, v.12, nº 9, p.71-776, 2007.

Kim, J. S.; Kalb, J. W. Design of Experiments: An Overview and Application Example. *Medical Device & Diagnostic Industry Magazine*, 1996.

Neto, B. B.; Scarminio, I. S.; Bruns, R. E. Como fazer experimentos- Pesquisa e desenvolvimento na ciência e na indústria. 2ª ed. Campinas, SP: Editora da Unicamp, 2003.

Kumaszynska, D. O.; Kubka, S. W. Analog and digital systems of imaging in roentgenodiagnosics. *Polish journal of radiology*. Vol. 75, p. 73-81, 2010.

Lau, S., MAK; A. S., LAM, W.; CHAU, C.; LAU, K. Reject analysis: a comparison of conventional film-screen radiography and computed radiography with PACS. *Radiography*, Vol. 10, p. 183-187, 2004.
<https://doi.org/10.1016/j.radi.2004.03.014>

LOUBRESSE, C.; VIALLE, R.; WOLFF, S. Cyphosis pathologiques EMC, *Rheumatologie orthopédie*. Article in press, 2005.

Lu, Z. F.; Nickoloff, J. C.; Dutta, A. K. Comparison of computed radiography and film/screen. Journal of applied clinical medical physics, v.4, n°1, 2003.
<https://doi.org/10.1120/jacmp.v4i1.2548>

MARTINS, W. D.; FÁVARO, D. M.; WESTPHALEN, F. H. Emergency maxilofacial radiology, foreignbody localization report of cases, Dentomaxilofac Radiology, Curitiba, n.34, p.189-192, 2005.

MARTINS, W. D. History Wilhelm Conrad Roentgen and the discovery of the X-Rays, 2005.

Neto, A, M, P.; Osteoporose. Consenso Brasileiro de Osteoporose, 2002.

Parks, E. T.; Williamson, G, F. Digital Radiography: An Overview. The journal of contemporary dental practice, v.3, n° 4, 2002. POOLMAN, R.; BEEN, R.; UBAGS, H. Clinical outcome and radiographic results after operative treatment of Scheuermann's disease. Eur Spine J. v. 11, p. 561-569, 2002.

SALEM, W. S. Radiographic errors and artifacts, 2011.

SERMAN, N. Radiographic errors and artifacts, 2000.

SCHIFF, G. D.; KIM, S.; ABRAMS, R.; COSBY, K.; LAMBERT, B.; ELSTEIN, A. S.; HASLER, S.; KROSTAR, N.; ODWAZNY, R.; WISNIEWSKI, M. F.; MCNUTT, R. A. Advances in Patient Safety: From Research to Implementation , Agency for Healthcare Research and Quality, Estados Unidos, Vol. 2, 2005.

Schueler, B, A. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents General Overview of Fluoroscopic Imaging, RadioGraphics, v.20, n° 4, p.1115-1126, 2000.
<https://doi.org/10.1148/radiographics.20.4.g00jl301115>

SHETTY, C. M.; BARTHUR, A.; KAMBADAKONE, A.; NARAYANAN, N.; KV. R. Computed Radiography Image Artifacts Revisited, American journal of roentgenology, v.196, nº1, p.37-47, 2011.

Seibert, J. A. X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of X-Ray Production, J Nucl Med Technol, v.32, P.139–147, 2004.

Stepman, H. C. M.; Thienpon, L. M. Measurement uncertainty for the analysis of serum 25-hydroxyvitamin D. Osteoporosis International, v. 21, nº 6, p. 1053, 2010.
<https://doi.org/10.1007/s00198-009-1099-3>

Stringari, F, F.; CANANI, L, H. Avaliação do Diagnóstico Densitométrico de Osteoporose/Osteopenia Conforme o Sítio Ósseo. Arq Bras Endocrinol Metab, v. 47, nº 1, p. 30-36, 2003.
<https://doi.org/10.1590/S0004-27302003000100006>

TOKER.N., TEHRANI, A. S. S., HEEWONLEE, M. D.; MATHEWS, S. S.; SHORE, A.; MAKARY, M. D.; PRONOVOST, M. D.; PETER, J. Diagnostic errors more common, costly and harmful than treatment mistakes, 2013. TRIANO, J.; BAKER, J.; AIKENHEAD, J. Effects of measurement uncertainty on decision making from scoliosis X-rays. Journal of biomechanics, v. 21, nº10, p. 876-984, 1987.

UDDO, Diagnósticos Médicos. Disponível em:
<<http://www.uddo.com.br/osteoporose/infomed4.htm>>, 2004.

URL 1: Cerca de 85% da população terá dores na coluna. Diário de São Paulo. Disponível em: < <http://www.diariosp.com.br/noticia/detalhe/79726/cerca-de-85-da-populacao-tera-dores-na-coluna>>. Acessado dia 16 de novembro de 2016. URL 2: Dores nas costas atingem 85% da população brasileira e podem indicar problemas de saúde mais graves. Disponível em: <<http://www.sautil.com.br/noticias/dores-nas-costas-atingem-85-da-populacao-brasileira-e-podem-indicar-problemas-de-saude-mais-graves>> Acessado dia 16 de novembro


de 2016.

URL 3: Absorção de raio-X. Disponível em: <web.unipar.br/biomedicina/imagem> Acessado dia 09/10/2015. URL 4: Cifose. Disponível em: <<http://www.herniadedisco.com.br/doencas-da-coluna/cifose/>> Acessado dia 09 de janeiro de 2017.

URL 5: Osteoporose: Como diagnosticar e tratar. Disponível em: <http://www.moreirajr.com.br/revistas.asp?fase=r003&id_materia=2172> Acessado dia 09 de janeiro de 2017. VERGARI, C.; COURTOIS, I.; EBERMEYER, E. BOULOUSSA, H.; VIALLE, R.; SKALLI, W. Experimental validation of a patient-specific model of orthotic action in adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* v. 25, nº 10, p. 3049-3055, 2016. VUOLO, J.H. (1996), *Fundamentos da Teoria de Erros*. 2a edição. Edgard Blücher: São Paulo. 250p. WILNER, A.N.; *Diagnostic Error in Patients With Neurologic Symptoms*. Medscape, 2016.

YAFFE, M. J.; ROWLANDS, J. A. X-ray detectors for digital radiography. *IOPscience*, v. 42, p. 1-39, 1997.

ANEXO I - Certificado de Calibração do Termo-higrômetro Digital



MEDICÇÃO
SOLUÇÕES METROLÓGICAS INTEGRADAS

Certificado de Calibração

Laboratório Medição Vitória

Certificado: 166903/16

Data Calibração: 14/10/2016

Validade: 14/10/2017

OS: 376422-A/2016

1 / 2

Solicitante: HOSPITAL DOM ORIONE R. DOM ORIONE, 100
CENTRO, ARAGUAÍNA - TO, 77803-010

Contratante: O MESMO

Características do Instrumento

Descrição: TERMOHIGRÔMETRO DIGITAL

Marca: MINIPA

Nº Serie: T000300020135M

Modelo: MT-241

Identificação: TH-28

Condições Ambientais:

Serviço executado nas instalações permanentes do Laboratório.

Temperatura: 22,5 °C ± 1 °C

Umidade: 55 %ur ± 5%ur

Procedimentos

Calibração Executada conforme: ITTEC048

Revisão: 1

Padrões

Identificação	Marca	Certificado	Calibrado por	Validade
PTO-0649 TERMOHIGRÔMETRO PADRÃO	MINIPA	R1759/16	ELUS-CAL0439	02/2017
PTT-0746 MULTICALIBRADOR PORTATIL	ECIL	3458/14	ECIL - CAL 0026	05/2017
PTT-0747 TERMORESISTÊNCIA TIPO PT-100	ECIL	3671/14	ECIL - CAL 0026	06/2017

Resultados Obtidos

TEMPERATURA IN

Faixa de Uso: 0,0 a 50,0 °C

Faixa de Indicação: 0,0 a 50,0 °C

Resolução: 0,1 °C

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
°C	°C	°C	°C	°C		
15,0	14,7	-0,3	0,1	0,4	2,00	Infinito
20,0	19,3	-0,7	0,1	0,8	2,00	Infinito
30,0	29,9	-0,1	0,1	0,2	2,00	Infinito

TEMPERATURA OUT

Faixa de Uso: -50,0 a 70,0 °C

Faixa de Indicação: -50,0 a 70,0 °C

Resolução: 0,1 °C

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
°C	°C	°C	°C	°C		
-27,6	-28,2	-0,6	0,1	0,7	2,00	Infinito
0,0	0,4	0,4	0,1	0,5	2,00	Infinito
15,0	15,8	0,8	0,1	0,9	2,00	Infinito
20,0	20,6	0,6	0,1	0,7	2,00	Infinito
30,0	30,7	0,7	0,1	0,8	2,00	Infinito

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA ÚNICA AVALIAÇÃO. NÃO É PERMITIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM [WWW.MEDICCAO.COM.BR](http://www.mediccao.com.br)



MEDICÃO
SOLUÇÕES METROLÓGICAS INTEGRADAS

Certificado de Calibração Laboratório Medição Vitória

Certificado: 166903/16

Data Calibração: 14/10/2016

Validade: 14/10/2017

OS: 376422-A/2016

2 / 2

UMIDADE

Faixa de Uso: 20 a 90 %UR

Faixa de Indicação: 20 a 90 %UR

Resolução: 1

%UR

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
%UR	%UR	%UR	%UR	%UR		
40,0	40	0	1	1	2,00	Infinito
60,0	59	-1	1	2	2,00	Infinito
80,0	79	-1	2	3	2,00	Infinito

Observações Gerais

NÃO HOUVE AJUSTE

- V.R. Valor de Referência na unidade de medição do padrão.
- V.I. Valor médio indicado no instrumento na unidade de medição do mesmo.
- A incerteza expandida de medição relatada e declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t com Veff graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.
- A condição de Aprovado/Reprovado se restringe apenas as grandezas metroológicas do instrumento, sendo que o limite de erro especificado para esta condição e de responsabilidade do Cliente.
- A operação de ajuste / regulagem não faz parte do escopo de serviços.
- A validade de calibração do instrumento, quando apresentada neste certificado, é de responsabilidade do cliente.

Endereço: Rua Média - RUA K - Bairro MANOEL FLÁZIO - SERRA - ES
Data de emissão: 14 de outubro de 2016

Assinado Eletronicamente
MARCIO FARIAS SILVEIRA
Gerente Técnico



Digitally signed by MARCIO
FARIAS SILVEIRA 76261735620
Date: 2016.10.18 08:28:30 -02:00
Reason: Certificado de Calibração
Location: Laboratório Medição
Vitória

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO E NÃO PERMITE A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMISSOR.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR

ANEXO II - Certificado de Calibração do Termômetro Analógico


CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO
Nº 1104/17

PV Nº 63671

SOLICITANTE: ANGELICA PALIS
ENDEREÇO: RUA VINTE E CINCO DE DEZEMBRO, 475 - SETOR CENTRAL - ARAGUAINA - TO

1- **Instrumento** Transferidor de Grau
Fabricante King Tools
Modelo 600.090
Série Não Consta

TAG / Identificação 1104/17
Faixa de Medição 0 a 180 °
Resolução 1 °

2- **Método de Calibração:**

O Transferidor de graus foi calibrado por método de medição direto com os padrões relacionados no item 5. A tendência foi obtida através da média de três medições nos pontos relacionados. Baseado em nossa Instrução de Calibração: Goniômetro, Transferidor de Grau REV.00 de 28/05/2014.

3- **Temperatura durante a calibração:** 20 ± 2°C

4- **Local da Calibração:** Tecnoferramentas Comercial Importação e Exportação Ltda - ME
 Rua Doutor Miranda de Azevedo, 793 - Vila Anglo Brasileira - São Paulo - SP

5- **Padrões Utilizados**

- Medidor de Altura, nosso nº TEC-002, certificado 5A 0621 007 42 de 31/1/2011 calibrado por Tesa (RBC nº SCS nº 051), válido até 6/2017.

6- **Resultados da Calibração**

Indicação (°)	Tendência (°)
0	0
45	1
90	2
135	2
180	2

7- **Incerteza de Medição:** U = 6'

A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k= 2,00, que para uma distribuição normal corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.

Data da Calibração: 6/1/2017
Data de Emissão: 6/1/2017

Hélio Hiroshi Okano
 Hélio Hiroshi Okano
 Técnico Responsável

Notas:

- 1- Este certificado está de acordo com os termos do "Vocabulário Internacional de Metrologia" (VIM), em sua última revisão.
- 2- Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes.
- 3- A reprodução total ou parcial deste certificado depende exclusivamente da aprovação por escrito da TECNOCALIBRAÇÃO.
- 4- Técnico Executante: Hélio Hiroshi Okano
- 5- Planilha: Transferidor de Grau REV.00 de 28/05/2014.

1 de 1



RUA DOUTOR MIRANDA DE AZEVEDO, 793 - POMPEIA - CEP 05027-000 - SÃO PAULO - BRASIL
TELEFONE: (11) 3312-8090 | E-MAIL: CALIBRACAO@TECNOCALIBRACAO.COM.BR

Anexo III – Laudo radiométrico



C.N.P.J: 87.389.086/0002-55 - REGISTRO CREA - RS 086604 - CNEN 104.829/75
Av. Gen. Flores da Cunha, 580 - Sala 1201 - Bairro Vila Santo Ângelo - CEP 94910-000 - CACHOEIRINHA - RS
FONE/FAX: (51) 3287.3500 e 3287.3513

Hospital Dom Orione – ARAGUAÍNA – LR – 29/10/2012 – página 1 de 5

LAUDO TÉCNICO DE RADIOMETRIA

(LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO)

CASA DE CARIDADE DOM ORIONE

RUA DOM ORIONE, 100 – CENTRO

77.803-010 ARAGUAÍNA, TO

CNPJ: 01.368.232/0003-21

1. OBJETIVO:


Fornecer elementos para análise pelo Serviço de Vigilância Sanitária da Secretaria da Saúde.

Este trabalho é parte do Programa de Prevenção de Riscos Ambientais (PPRA) de acordo com a Norma Reguladora NR-9 da Portaria 3214 de 08/06/78 do Ministério do Trabalho modificada pela Portaria 25 de 29/12/94 da Secretaria de Segurança e Saúde do Trabalho e poderá servir de subsídios para o Programa de Controle Médico de Saúde Ocupacional (PCMSO) de acordo com a Norma Reguladora NR-7 da Portaria 3214 de 08/06/78 do Ministério do Trabalho, modificada pela Portaria 24 de 29/12/94 da Secretaria de Segurança e Saúde no Trabalho.

Este trabalho também atende os requisitos da Portaria 453 de 01/06/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde.

2. LOCALIZAÇÃO DO SERVIÇO DE RADIODIAGNÓSTICO:

O serviço de radiologia encontra-se situado no pavimento térreo de hospital.


Eduardo de Brito Souza
Engenheiro Eletricista
Mestre em Tecnologia Nuclear
CREA/RS 123497



C.N.P.J: 87.389.086/0002-55 - REGISTRO CREA - RS 086604 - CNEN 104.829/75
 Av. Gen. Flores da Cunha, 580 - Sala 1201 - Bairro Vila Santo Ângelo - CEP 94910-000 - CACHOEIRINHA - RS
 FONE/FAX: (51) 3287.3500 e 3287.3513

Hospital Dom Orione – ARAGUAÍNA – LR – 29/10/2012 – página 2 de 5

3. RADIOLOGIA CONVENCIONAL – SALA 1:

3.1.EQUIPAMENTO:

Equipamento	Marca	Modelo	Série	Número
Gerador	Emic Limex	MK 500	15780304 20	10377900002
Cabeçote	Siemens	RG150/100GL	X112B0856523	*
Tubo	Siemens	P125/30/50	803684506	*
Colimador	*	*	*	*

* informação não encontrada no equipamento

- Tensão máxima: 125 kVp
- Corrente máxima: 600 mA
- Carga de trabalho estimada na sala: 300 mA.min/sem

3.2.LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO:

Condições utilizadas no teste: tensão medida de 110 kVp, corrente anódica avaliada em 115 mA, tempo de exposição das medidas 0,5 s, direção do feixe: vertical de cima para baixo, tamanho do campo o maior possível, fantoma de água 25 cm x 25 cm x 18 cm. Na direção do “bucky” mural feixe direto sem fantoma. Considerou-se a maior medida observada em cada ponto.

Ponto	U	T	C	D	Observações
11	0	1	66	0,2	Parede
			1.225	2,8	Visor
12	0	1	Z	BG	Porta do WC aberta
13	0	1	1,8	BG	Parede
			12	BG	Passa chassis
14	0	1	Z	BG	-
15	0	0,25	5,5	BG	-
16	0	0,25	7,5	BG	Porta fechada
17	0	1	7,9	BG	-
18	0,25	1	1.575	0,9	“Bucky” mural
19	0	1	280	0,2	-
1A	0	0,0625	Z	BG	-
1B	0	0,0625	Z	BG	-

Não há ocupação em cima e embaixo da sala.

OBS.: U fator de uso, T fator de ocupação, C leitura máxima observada em $\mu\text{Sv/h}$ corrigida pelos fatores de energia e tempo de exposição, D dose anual avaliada em mSv, Z radiação não significativamente diferente da natural, BG dose anual avaliada menor que 0,05 mSv

Eduardo de Brito Souza
 Engenheiro Eletricista
 Mestre em Tecnologia Nuclear
 CREA/RS 123497



C.N.P.J: 87.389.086/0002-55 - REGISTRO CREA - RS 086604 - CNEN 104.829/75
Av. Gen. Flores da Cunha, 580 - Sala 1201 - Bairro Vila Santo Ângelo - CEP 94910-000 - CACHOEIRINHA - RS
FONE/FAX: (51) 3287.3500 e 3287.3513

Hospital Dom Orione – ARAGUAÍNA – LR – 29/10/2012 – página 5 de 5

6. INSTRUMENTOS UTILIZADOS PARA AVALIAÇÃO:

Câmara de ionização marca Fluke Biomedical, modelo 451P, série 2391, certificado de calibração nº 0094/2012, de 19/03/12, emitido pelo IPEN/CNEN-SP;

Medidor de tensão, tempo, dose e camada semi-redutora marca Fluke Biomedical, modelo TNT 12000WD, série nº 174, certificados de calibração nº 71149, 71150 e 71151, de 14/03/2011, emitido pelo IEE/USP.

7. CONCLUSÕES:

7.1. RADIOLOGIA CONVENCIONAL – SALA 1:

Deve ser reforçada a blindagem da parede junto ao “bucky” mural. As demais paredes, porta, visor e passa chasis do local onde está instalado o equipamento atendem o item 3.45 da Portaria 453/98 da SVS/MS.

Todos os níveis de radiação avaliados estão em conformidade com os requisitos da norma CNEN 3.01.

7.2. RADIOLOGIA CONVENCIONAL – SALA 2:

As paredes, porta, visor e passa chasis do local onde está instalado o equipamento atendem o item 3.45 da Portaria 453/98 da SVS/MS.

Todos os níveis de radiação avaliados estão em conformidade com os requisitos da norma CNEN 3.01.

7.3. SALA DE MAMOGRAFIA:

As paredes, porta, biombo e passa chasis do local onde está instalado o equipamento atendem o item 3.45 da Portaria 453/98 da SVS/MS.

Todos os níveis de radiação avaliados estão em conformidade com os requisitos da norma CNEN 3.01.

8. VALIDADE DO PRESENTE LAUDO:

De acordo com o item 3.13 da Portaria 453 da Secretaria de Vigilância Sanitária do Ministério da Saúde, **para fins de Vigilância Sanitária, o presente laudo tem validade por 4 anos** desde que não haja modificação ou alteração na ocupação das dependências, troca de equipamento ou não ocorra aumento significativo na carga de trabalho estipulada neste trabalho.

Eduardo de Brito Souza
Engenheiro Eletricista
Mestre em Tecnologia Nuclear
CREA/RS 123497



C.N.P.J: 87.389.086/0002-55 - REGISTRO CREA - RS 086604 - CNEN 104.829/75
 Av. Gen. Flores da Cunha, 580 - Sala 1201 - Bairro Vila Santo Ângelo - CEP 94910-000 - CACHOEIRINHA - RS
 FONE/FAX: (51) 3287.3500 e 3287.3513

CERTIFICADO DE ADEQUAÇÃO DA BLINDAGEM DO CABEÇOTE DE EQUIPAMENTO DE RAIOS X MÉDICO

raios X convencional fixo – sala 1

Certificamos que o cabeçote para instalação de tubo de raios X:

Marca Siemens, modelo RG150/100GL, série X112B0856523

instalado no equipamento:

*Marca Emic Limex, modelo MK 500, série 15780304 20,
número 10377900002*

Em funcionamento na:

Casa de Caridade Dom Orione, sito à rua Dom Orione, 100 – Centro,
em Araguaína, TO

Apresentou fuga de radiação compatível com o permitido pela Portaria 453 de
01/06/98 da SVS/MS, estando, portanto, em condições de ser utilizado para
diagnóstico médico.

O teste foi efetuado utilizando-se o seguinte instrumental:

- Medidor de tensão, tempo, dose e camada semi-redutora marca Fluke Biomedical, modelo TNT 12000WD, série nº 174, certificados de calibração nº 71149, 71150 e 71151, de 14/03/2011, emitido pelo IEE/USP;
- Câmara de ionização marca Fluke Biomedical, modelo 451P, série 2391, certificado de calibração nº 0094/2012, de 19/03/12, emitido pelo IPEN/CNEN-SP.

29 de outubro de 2012

Eduardo de Brito Souza
Engenheiro Eletricista
Mestre em Tecnologia Nuclear
CRA-TO 122407

Anexo IV- Auto calibração do equipamento de densitometria óssea

