

CRYSTIAN WILIAN CHAGAS SARAIVA

ESTUDO DA VIABILIDADE DO USO DE UM SOFTWARE INDEPENDENTE, NA  
IDENTIFICAÇÃO DE MARCADORES FIDUNCIAS EXTERNOS EM SISTEMAS DE  
LOCALIZAÇÃO ESTEREOTÁTICA UTILIZADOS EM SRS E SRT

Dissertação aprovada para obtenção do Grau de Mestre  
pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e  
Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria  
da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de  
Física Médica.

Orientador:

Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa

Rio de Janeiro – Brasil

2014

T  
615.8423  
S243e

Saraiva, Crystian Wilian Chagas

Estudo da viabilidade do uso de um software independente na identificação de marcadores fiduciais externos em sistemas de localização estereotática utilizados em SRS e SRT / Crystian Wilian Chagas Saraiva – Rio de Janeiro: IRD, 2014.

xii, 66f., 29,7 cm: 35il., 7 tab.

Orientador: Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa  
Dissertação (mestrado) – Instituto de Radioproteção e Dosimetria Rio de Janeiro, 2014.

Referências bibliográficas: f. 64 - 66

1.Física Médica 2. Radiocirurgia Estereotática 3. Radioterapia Estereotática 4. Radioterapia 5.Localização Estereotática I. Título

### Dedico

Dedico este trabalho à minha esposa Silvane que, em todos os momentos esteve presente e compreensiva, além de me incentivar e ajudar no desenvolvimento deste trabalho.

## Agradeço

Aos meus pais Luiz Paulo e Maria Terezinha pelo incentivo aos estudos e apoio em todos os momentos difíceis inerentes ao aprendizado.

Aos meus irmãos pelo carinho e ajuda no decorrer de minha formação acadêmica.

Ao meu orientador Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa que me confiou segurança no decorrer do trabalho e pelas observações durante a orientação acadêmica, tornando melhor esse estudo.

Ao Amigo Delano Valdivino Santos Batista pela ajuda direta na definição do tema desse trabalho.

Aos Amigos do Mestrado pela motivação e parceria.

Ao Amigo Luis Fernando de Ávila pela ajuda com revisões muito importantes sob a ótica acadêmica.

Aos Amigos Rodrigo Morais, Hugo Alcantara, Matheus Silva e equipe da Empresa BrainLAB pelo incentivo e fornecimento de informações técnicas relevantes para esse estudo.

Aos Amigos Daniel Souza Felipe e José Gilmar Pereira, pelo apoio e contribuição durante o desenvolvimento deste estudo.

## RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de extensões de software para a identificação de marcadores fiduciais externos, em imagens bidimensionais de tomografia computadorizada, bem como as coordenadas da origem do espaço estereotático definido por esses marcadores fiduciais. O sistema de localização estereotática utilizado como referência nesse estudo foi o CT/X-ray Localizer desenvolvido pela empresa BrainLAB. Esse sistema é utilizado para a aquisição de imagens de tomografia computadorizada – TC, que serão utilizadas em planejamentos de radiocirurgia estereotática – SRS e radioterapia estereotática – SRT. Foi utilizado o software ImageJ como visualizador de imagens por permitir a inserção de extensão de software cujas instruções representam funções matemáticas que auxiliam no delineamento de bordas, além da identificação de formas geométricas em imagens digitalizadas como as de TC. Os operadores utilizados para essas funcionalidades e considerados como base para esse estudo foram o Operador de Canny e a Transformada de Hough Circular, respectivamente. A análise dos resultados apresentou diferenças percentuais de 7,10% para as coordenadas cartesianas  $(X, Y, Z)$  de um ponto que pertence à estrutura do CT Localizer e 1,48% para as coordenadas  $(X, Y)$  do centro do espaço estereotático definido pelos marcadores fiduciais externos. Nesse estudo, foram avaliados dois outros parâmetros, rotação da imagem de TC e o tamanho dos segmentos de reta que caracterizam a geometria do sistema de localização CT/X-ray Localizer. Os resultados obtidos para esses parâmetros confirmaram a eficiência das extensões de software na caracterização do espaço estereotático.



## ABSTRACT

This work presents the development of plugins for identifying external fiducial markers in two-dimensional CT images and the coordinates of the origin of the stereotactic space defined by these fiducial markers. The stereotactic localization system used as reference in this study was the CT / X - ray Localizer developed by BrainLAB . This system is used to acquire images from computed tomography - CT that will be used in stereotactic radiosurgery - SRS and stereotactic radiotherapy - SRT . In this work was used the Imagej Software as a images viewer because allow the insertion of plugins whose instructions represent mathematical functions that help define edges beyond the identification of geometric shapes such as CT scanned images. The operators used to these features and considered as the basis for this study were the Canny Operator and Circular Hough Transform. The results showed different percentages of 7,10% for the Cartesian Coordinates of the point that represent the center of the external and 1,48% for the center coordinates  $(X, Y)$  projections of the stereotactic space defined by the external fiducial markers. Other parameters were evaluated in this study, rotation of the CT image and the size of straight line segments that characterize the geometry of the location CT/X-ray Localizer system. The results obtained for these parameters confirm the efficiency of the plugins in the characterization of stereotactic space.

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Acelerador Linear de Elétrons utilizado em Radiocirurgia Estereotática e Radioterapia Estereotática – Linac	7
Figura 2: Sistemas terciários de colimação – Cone System e MicroMulleaf System – MLC	8
Figura 3: Isocentro, volume esférico ou elipsoide	9
Figura 4: Sistema de Imobilização não invasivo – Mask System	11
Figura 5: Sistema de Imobilização minimamente invasivo – Frame System	11
Figura 6: Prancha de apoio do sistema de localização estereotática, utilizada na etapa de aquisição de imagens de TC	11
Figura 7: Sistema de localização estereotática com marcadores fiduciais externos	11
Figura 8: Formas e características geométricas do Sistema de localização estereotática CT/X-ray Localyzer	12
Figura 9: Projeção dos marcadores fiduciais externos em imagens bidimensionais, quando escaneados axialmente	13
Figura 10: Projeção da origem $X_{FE}, Y_{FE}, Z_{FE} = (0,0,0)$ nos planos lateral e anterior do Sistema de localização estereotática	14
Figura 11: Etapa de localização estereotática em um software de planejamento dedicado a procedimentos de SRS ou SRT	15
Figura 12: Organograma da Hierarquia DICOM	17
Figura 13: Matriz com os <i>voxels</i> de uma imagem digital	17
Figura 14: Identificação dos marcadores fiduciais externos em imagens 2D	18
Figura 15: Estrutura do Software ImageJ	21
Figura 16: Distribuição de frequência – histograma	25
Figura 17: Equalização do Histograma	26

Figura 18: Filtros diferenciais	28
Figura 19: Ilustração da borda $G(x)$ como máximo local na saída do operador de Canny ( $H_c(x)$ )	29
Figura 20: Relação entre o espaço da imagem e o espaço de parâmetros	33
Figura 21: Etapas do uso da Transformada de Hough	35
Figura 22a: Círculo de raio $R$ e centro $(x_c, y_c)$	36
Figura 22b: Vetor gradiente $G$ e reta tangente $t$ traçados ao círculo $\Delta_1$	36
Figura 23: Distribuição normal ou gaussiana	40
Figura 24: Sistema de planejamento dedicado iPlan RT Image/iPlan RT Dose	42
Figura 25: Sistema de coordenadas da Imagem Espaço I (X,Y,Z)	43
Figura 26: Imagem bidimensional da série com a visualização da projeção dos marcadores fiduciais externos que precisam ser identificados	44
Figura 27: Equalização do Histograma	45
Figura 28: Equalização do Histograma no software de planejamento dedicado a SRS e SRT	45
Figura 29: Projeção em $Z$ da Série	46
Figura 30: Delineamento das bordas dos círculos que correspondem às projeções dos marcadores fiduciais externos	47
Figura 31: a) Espaço de Hough	48
b) Espaço de Hough com a marcação do centro das projeções	48
Figura 32: a) Segmento de reta $\overline{AC}$ no espaço de Hough	49
b) Segmentos de reta $\overline{AB}$ , $\overline{AC}$ e $\overline{BC}$ no espaço de Hough	49
c) Imagem das medidas obtidas com a metodologia do estudo	49
d) Imagem das medidas obtidas com o sistema de planejamento dedicado iPlan RT Image e iPlan RT Dose	50



Figura 33: a) Vista sagital de um marcador fiducial com o seu tamanho L.	53
b) Vista de um plano central do volume estereotático com as projeções dos marcadores fiduciais, perpendicular ao plano da imagem bidimensional e representação vetorial dos pontos representativos dos marcadores fiduciais em cada plano, tendo como origem, a origem do volume estereotático	53
Figura 34: Ângulos entre os segmentos de reta e o eixo horizontal da imagem	54
Figura 35: Parâmetros geométricos do sistema de Localização Estereotática – CT/X-ray Localyser	55

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Histórico da Radiocirurgia Estereotática	5
Tabela 2: Coordenadas $(X, Y)$ dos pontos que representam a projeção dos marcadores fiduciais externos, ortogonais ao plano do Scanner da TC	56
Tabela 3: Comprimento dos segmentos $\overline{AB}$ , $\overline{AC}$ e $\overline{BC}$ que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizado nesse estudo	57
Tabela 4: Variação do comprimento dos segmentos $\overline{AB}$ , $\overline{AC}$ e $\overline{BC}$ que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizando o sistema iPlan RT Image	58
Tabela 5: Variação do comprimento dos segmentos $\overline{AB}$ , $\overline{AC}$ e $\overline{BC}$ que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizando a metodologia do estudo (ImageJ)	58
Tabela 6: Ângulos entre os segmentos $\overline{AB}$ , $\overline{AC}$ e $\overline{BC}$ e o eixo horizontal da imagem $I$ , conforme figura 33, para verificar rotação das imagens de tomografia computadorizada sobre o plano $XY$	60
Tabela 7: Diferença percentual entre as coordenadas cartesianas identificadas com o iPlan RT Image e o ImageJ, comparadas com as coordenadas obtidas da geometria do CT/X-Ray Localizer, de um ponto $P(X, Y, Z)$	61

## LISTA DE SÍMBOLOS E SIGLAS

**AWT** – Advanced Windowing Toolkit

**AAPM** – Associação Americana de Físicos em Medicina

**CED** – Canny Edge Detection – Operador de Canny para Detecção de Bordas

**CPU** – Central Processor Unit

**CT/X-ray Localyser** – Sistema de Localização Estereotática desenvolvido pela empresa BrainLAB

**DICOM** – Digital Imaging and Communication in Medicine

**IBM** – International Business Machines

**ImageJ** – Software de Análise, Processamento e Segmentação de Imagens

**JAVA** – Linguagem de Programação

**JVM** – Java Virtual Machine (Máquina Virtual JAVA)

**MLC** – Micromultileaf Collimator (Colimador de Múltiplas Lâminas)

**MAV** – Malformação Arteriovenosa

**MeV** – Mega Eletron Volt

**MHz** – Mega Hertz

**NIH** – National Institutes of Health – Bethesda – USA

**OAR** – Órgão de Risco

**PACS** – Picture Archiving and Communication System

**SNR** – Signal Noise Ratio: Razão Sinal/Ruído

**SRS** - Radiocirurgia Estereotática

**SRT** - Radioterapia Estereotática

**Séries** – Série de imagens bidimensionais

**TC** – Tomografia Computadorizada

**TH** – Transformada de Hough

**THC** – Transformada de Hough Circular

**TPS** – Sistema de Planejamento Computadorizado



## SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Equipamentos e técnicas de tratamento em radiocirurgia e radioterapia estereotática	4
2.1 Radiocirurgia estereotática (srs) e radioterapia estereotática (srt)	4
2.2 Acelerador linear de elétrons	6
2.3 Isocentros mecânico, radioativo e de tratamento	8
2.4 Sistemas de imobilização utilizadas em SRS e SRT	10
2.5 Sistemas de localização estereotática utilizado para obtenção de imagens de ct para planejamento de SRS e SRT	11
2.6 Sistema de planejamento computadorizado	14
3. Visualização, processamento e segmentação de imagens médicas	16
3.1 Visualização de imagens médicas	16
3.2 Visualizadores e sistemas de visualização de imagens médicas	19
3.3 Linguagem de programação JAVA	21
3.4 Histogramas – imagens virtuais (digitais)	23
3.4.1 Operações com pontos em imagens	24
3.5 Detectores de borda	27
3.6 Operador de canny	27
3.6.1 Algoritmo computacional de canny	31
3.7 Transformada de Hough	32
3.7.1 Transformada de hough para detecção de círculos	35
3.8 Avaliação das incertezas	38
4. Materiais e métodos	41

4.1 Fluxograma da metodologia	41
4.2 Hardware, software e imagens	42
4.3 Caracterização dos sistemas de coordenadas	42
4.4 Processamento e segmentação das imagens	44
4.5 Verificação das propriedades geométricas do espaço estereotático	49
4.6 Análise das incertezas	51
4.7 Definição da origem do volume estereotático e orientação dos respectivos eixos	52
4.8 Intercomparação com software dedicado	54
5. Resultados e discussões	56
6. Conclusões	62
7. Propostas para continuação da pesquisa	63
Referências bibliográficas	64

## 1. INTRODUÇÃO

As técnicas de tratamento radioterápico, denominadas Radiocirurgia Estereotática (SRS) e Radioterapia Estereotática (SRT) para lesões intracranianas combinam aparatos (Sistemas de Imobilização e Localização) estereotáticos e feixes de radiação de alta energia obtidos em equipamentos como Aceleradores Lineares de Elétrons, conforme publicação da Associação Americana de Física Médica (AAPM, 1995). Nos procedimentos de SRS e SRT a dose de prescrição para o tratamento será administrada ao volume alvo em uma e múltiplas frações, respectivamente.

Esses procedimentos podem ser divididos em quatro etapas, sendo: (1) Fixação do sistema de imobilização; (2) Obtenção das imagens que serão utilizadas no planejamento radioterápico, geralmente imagens de tomografia computadorizada e/ou ressonância magnética; (3) Planejamento radioterápico; e (4) Administração da dose no volume alvo de acordo com o planejamento desenvolvido na etapa 3. Em virtude das altas doses a serem administradas nos volumes alvo e o elevado gradiente de dose nas adjacências deste volume em procedimentos de SRS e SRT, os sistemas de imobilização utilizados possuem características e acessórios que permitem a caracterização de um espaço cartesiano denominado espaço estereotático, bem como a localização exata das coordenadas estereotáticas de qualquer ponto dentro do volume estabelecido por esses sistemas. O volume estereotático definido por esses acessórios representa o volume de aquisição das imagens de tomografia computadorizada, ressonância magnética e angiografia que serão utilizadas no planejamento radiocirúrgico.

A acurácia na localização das coordenadas  $(X, Y, Z)$  de pontos pertencentes ao volume estereotático dependem da correta reconstrução deste volume, a qual é feita utilizando os marcadores fiduciais externos inseridos no sistema de localização estereotática. Identificar o centro da projeção de cada marcador fiducial em uma imagem bidimensional requer precisão para que a reconstrução do espaço estereotático seja realizada de forma correta (DAI et al, 2002). Esse procedimento é denominado localização nos softwares de planejamentos dedicados à SRS e SRT. Por esse motivo, as características geométricas dos marcadores fiduciais, bem como do sistema de localização, CT/X-ray Localizer, são relevantes para essa identificação.



Em sistemas de planejamento dedicados à SRS e SRT, a identificação desses marcadores fiduciais externos é feita utilizando um método automático de registro de imagens, denominado Registro Baseado em Pontos. A busca automática desses pontos é feita considerando a densidade de cada pixel em uma imagem bidimensional e/ou a densidade de cada voxel em uma imagem tridimensional, ou seja, considerando o nível de cinza (gray level) das imagens. Por esse motivo, alguns fatores, como brilho e contraste, durante a etapa de aquisição das imagens, podem interferir na qualidade da imagem, comprometendo assim a escala de cinza. Em outras palavras, esses fatores podem incluir incertezas na etapa de identificação dos marcadores fiduciais que delimitam o volume estereotático.

No Brasil a grande maioria das instituições que desenvolvem tratamentos radiocirúrgicos faz uso de sistemas de imobilização e localização estereotática, cujas características são semelhantes às apresentadas nesse estudo.

Com o objetivo de fornecer uma nova metodologia para caracterização do volume estereotático e, utilizar esta metodologia como backup e controle de qualidade de coordenadas estereotáticas, nesse estudo a proposta apresentada é: desenvolvimento e/ou adaptação de extensões de softwares, que permitam a identificação das coordenadas X,Y,Z de um ponto no volume estereotático. No desenvolvimento e adaptação dessas extensões de software, as instruções foram as informações geométricas do acessório de localização estereotática.

Os pontos a serem analisados, como objetivos secundários são:

- Características geométricas do acessório de localização estereotática utilizado em procedimentos de SRS e SRT, modelo CT/X-ray Localizer do fabricante BrainLAB;
- Considerar as características geométricas de um acessório de localização estereotática como instruções para extensão de softwares na linguagem Java.
- Aplicação de ferramentas, disponíveis no Software ImageJ, para as etapas de processamento e segmentação das imagens;
- Desenvolvimento de extensão(s) de software que permitam corrigir algumas fontes de erro como movimento do paciente durante a aquisição das imagens de planejamento, ou seja, extensão de software que permitam corrigir movimentos de rotação das imagens sobre o plano  $XY$ ;



Com a intenção de melhor explicar os conceitos e expor com clareza a metodologia e os resultados obtidos, este trabalho está estruturado nas partes descritas abaixo:

No capítulo 1 está apresentada a introdução do trabalho.

No capítulo 2 estão apresentados equipamentos e técnicas de tratamento de radiocirurgia e radioterapia estereotática que são realizadas utilizando um sistema de localização estereotática apresentado nesse trabalho.

No capítulo 3 encontram-se descritas técnicas de visualização, processamento e segmentação de imagens, relevantes para este estudo.

No capítulo 4 está descrita a metodologia utilizada para o desenvolvimento desse trabalho.

No que tange ao conteúdo do capítulo 5, são mostrados os resultados obtidos com a metodologia desenvolvida e a comparação desses resultados com os parâmetros geométricos do acessório CT/X-Ray Localyser, utilizados como referência.

Nos capítulos 6 e 7 estão apresentadas as conclusões finais desse trabalho e as propostas para continuidade da pesquisa respectivamente.

Por fim, vale ressaltar que todas as informações técnicas dos sistemas de imobilização e localização estereotática utilizadas neste estudo foram obtidas junto ao fabricante, empresa BrainLAB e fontes de publicação científica, não caracterizando assim nenhum conflito de interesse.

## 2. EQUIPAMENTOS E TÉCNICAS DE TRATAMENTO EM RADIOCIRURGIA E RADIOTERAPIA ESTEREOTÁTICA

### 2.1. RADIOCIRURGIA ESTEREOTÁTICA (SRS) E RADIOTERAPIA ESTEREOTÁTICA (SRT)

A Radiocirurgia Estereotática – (Stereotactic Radiosurgery – SRS) é uma modalidade de terapia com radiação ionizante, inicialmente utilizada em 1951, no Instituto Karolinska Sjukhuset – Estocolmo/Suécia, pelo neurocirurgião Lars Leksell e o físico e radiobiologista Borje Larsson. No início eles utilizaram raios-X e posteriormente prótons de alta energia como fontes de radiação. No ano de 1968, o mesmo Leksell desenhou um protótipo de um equipamento específico para radiocirurgia, o qual ele chamou de Gamma Knife. Esse equipamento utilizava como fontes radioativas pastilhas do isótopo radioativo Cobalto 60 ( $^{60}\text{Co}$ ), para tratamentos de tumores do cérebro (AAPM Report nº 54, 1995, LUNSFORD et al., 2012). Aproximadamente nessa mesma época, na Universidade de Harvard, em Boston-EUA, já estava sendo utilizado um ciclotron para fazer radiocirurgia com partículas pesadas. Nos anos 70, na Universidade de Valencia, uma equipe se empenhou em fazer radiocirurgia utilizando como fonte de radiação um aparelho de telecobaltoterapia. No começo da década de 80, precisamente em 1987, (STURM, 1987) reportou a primeira série de 12 pacientes com metástases no cérebro que foram tratados com sucesso em um acelerador linear. Já na década de 90, estudos retrospectivos publicados ([1-8, conforme citação em LUNSFORD, D., et al., 2012]) têm mostrado que a radiocirurgia é efetiva no controle de metástases, tendo uma taxa de controle em 1 ano de 81 a 96% e o aumento de uma sobrevida média de 8 a 13,5 meses.

Posteriormente, aceleradores lineares de elétrons foram introduzidos como equipamentos geradores de radiação para esses procedimentos, tendo como sistemas de colimação, cones circulares denominados Cone System. Atualmente é possível o uso de outro sistema de colimação denominado Micro Multileaf Collimator – MLC. (MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO – AETS, 1997).

Utilizando o mesmo princípio dos sistemas estereotáticos é possível desenvolver procedimentos cujo número de aplicações é maior, ou seja, a dose de tratamento a ser



administrada no volume alvo será entregue em múltiplas frações. Esses procedimentos são denominados Radioterapia Estereotática (Stereotactic Radiotherapy – SRT).

A indicação de um procedimento de SRS ou SRT depende de alguns fatores, como: número e tamanho do(s) alvo(s) e da localização próxima a órgãos de risco. Em virtude de sua característica não invasiva ou minimamente invasiva e uma excelente taxa de controle local, uma radiocirurgia tem mostrado resultados melhores se comparada com o procedimento de irradiação de cérebro total (WBRT) para pacientes com metástase cerebrais com volumes alvo pequenos e pacientes com 3 ou menos lesões cerebrais, considerando as indicações (LINSKEY et al., 2010).

Atualmente, as neoplasias mais comuns, tratadas com essa modalidade de tratamento, SRS, são: Malformações Arteriovenosas (MAV), Neurinomas do Acústico, Metástase cerebral, tumores primários de cérebro e outras lesões pequenas de difícil acesso para procedimentos cirúrgicos, bem como grande proximidade de órgãos denominados órgãos de risco.

Somando os hardwares e softwares, os equipamentos necessários para realizar um procedimento de SRS e SRT podem ser divididos em quatro sistemas: imobilização, colimação, planejamento e localização.

No histórico abaixo, encontra-se a cronologia de alguns eventos relevantes sobre a radiocirurgia estereotática em diferentes centros no mundo.

**Tabela I:** Histórico da Radiocirurgia Estereotática.

Ano	Autor	Aparelho/Evento
1951	Leksell	Invenção da SRS com uma Unidade de Ortovoltagem
1954	Lawrence	Tratamento com partículas pesadas de um Câncer na Glândula Pituitária
1962	Kjellberg	Terapia com feixes de prótons em lesões intracraniais
1967	Leksell	Invenção do equipamento Gamma Knife (GK)
1970	Steiner	Radiocirurgia de Mal Formação Arteriovenosa (MAV) utilizando equipamento GK
1980	Fabrikant	Tratamento de Mal Formação Arteriovenosa (MAV) utilizando ions de Hélio
1982	Betta/Columbo	Adaptação de Aceleradores Lineares de Elétrons (Linacs) para procedimentos de SRS
1984	Bunge	Instalação comercial de um equipamento Gamma Knife (GK)
1986	Winston/Lutz	Radiocirurgia em um Acelerador Linear de Elétrons (Linac) utilizando Frame
1991	Friedman	Sistemas de Colimação em Linacs para conformação de Radiocirurgia
1992	Loeffler/Alexander	Desenvolvimento de um Linac dedicado para SRS
1994	Adler	Primeiro Tratamento com Cyber Knife
1997	Krispel	Unidade de Cobalto com Rotação

O objetivo da SRS e SRT é administrar altas doses em volumes alvo pequenos poupando o tecido sadio.

Em lesões cujo volume alvo é pequeno, incertezas na localização do isocentro, utilizando sistemas de posicionamento, podem comprometer significativamente a administração de dose no volume alvo. Para reduzir incertezas na imobilização e localização nos procedimentos que envolvem áreas com elevado gradiente de dose são utilizados sistemas de imobilização específicos como Mask System e Frame System.

## 2.2 ACELERADOR LINEAR DE ELÉTRONS

Os aceleradores lineares de elétrons (Figura 1) são máquinas denominadas geradores de radiação. Esses equipamentos podem produzir feixes de elétrons que são acelerados e assumem energia cinética entre 4 e 25 MeV utilizando campos de microondas cujas frequências encontram-se no intervalo  $10^3$  MHz a  $10^4$  MHz (PODGORSAK, 2005). O princípio de formação de feixes nesses equipamentos consiste na aceleração de elétrons em trajetórias retilíneas dentro de uma estrutura com vácuo chamada guia de onda. Os altos campos de radiofrequência utilizados para acelerar os elétrons são obtidos em aparelhos denominados magnetrons e klystrons. Vários desses linacs podem fornecer feixes de raios-X de Bremstrahlung que também são utilizados em tratamentos radioterápicos. A formação desses feixes consiste na colisão dos elétrons acelerados na guia de onda, com um alvo, de elevado número atômico  $Z$ .



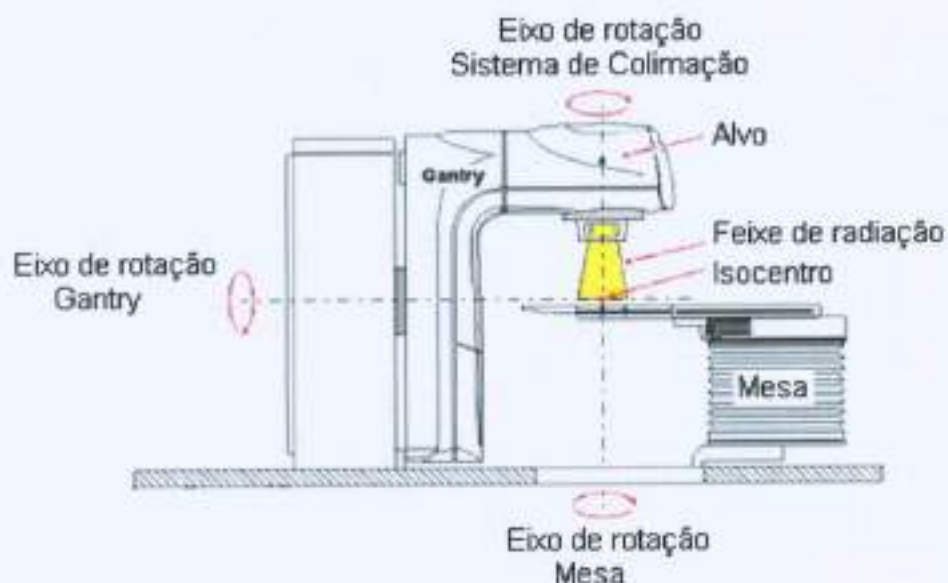


Figura 1: Acelerador Linear de Elétrons – Linac utilizado em Radiocirurgia Estereotáctica e Radioterapia Estereotáctica (Fonte: Internet, <http://thietbiysinh.wordpress.com/2013/01/11/he-thong-may-gia-toc-xa-ri/>, 10/02/2014).

Todo acelerador linear de elétrons utilizado em radioterapia é instalado considerando um ponto espacial denominado isocentro. Este ponto consiste na intersecção dos eixos de rotação do gantry, mesa e colimador, bem como no ponto de convergência dos feixes de radiação. O gantry consiste em uma estrutura onde se localiza a guia de onda e outras partes do acelerador que constituem o sistema de aceleração dos elétrons. No que tange ao colimador, este aparato consiste no sistema utilizado para se fazer colimação do feixe de radiação.

Em aceleradores modernos já existem, além desses colimadores, denominados secundários, sistemas de colimação terciários retráteis ou intrínsecos, que podem ser do tipo múltiplas lâminas (MLC – Multileaf Collimator) ou cones (Cone System). Esses sistemas terciários de colimação (Figura 2), em virtude de suas características físicas e além de sua penumbra radioativa, permitem uma ótima conformação de volumes alvos pequenos, o que contribui para alcançar um alto gradiente de dose nas regiões adjacentes a esse volume.

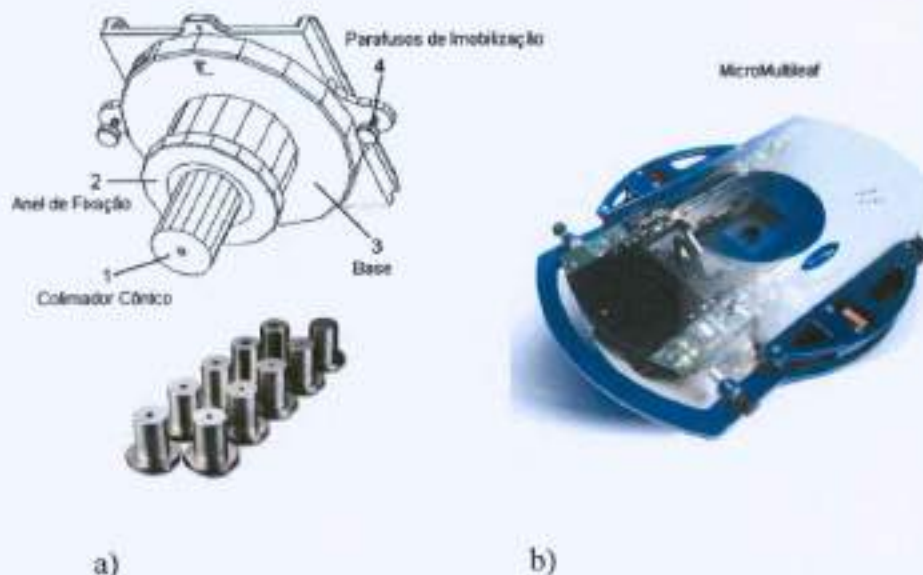


Figura 2: (a) Sistemas Terciários de Colimação – Cone System e (b) MicroMultileaf System – MLC (Fonte: BrainLAB Hardware User Guide).

Esses sistemas de colimação são essenciais em procedimentos de SRS e SRT. Os tratamentos de SRS e SRT são classificados como isocêntricos, ou seja, o posicionamento do paciente é feito de forma que o ponto de convergência dos feixes de radiação (isocentro radioativo) seja coincidente com o isocentro mecânico. As coordenadas  $(X, Y, Z)$  do ponto de convergência dos feixes determinados no planejamento (isocentro de tratamento) são projetadas sobre as faces do sistema de localização estereotática utilizado neste estudo.

### 2.3 ISOCENTROS MECÂNICO, RADIOATIVO E DE TRATAMENTO

Para melhor caracterizar um isocentro é preciso entender o alinhamento dos eixos de rotação mecânico do gantry, sistema de colimação e mesa de tratamento do Acelerador Linear de Elétrons utilizados em procedimentos de radioterapia. Os eixos de rotação do gantry, sistema de colimação e mesa são ortogonais, e o ponto de intersecção entre esses três eixos é denominado isocentro mecânico. Vale lembrar que o eixo de rotação da mesa deve ser paralelo e coincidente com o eixo de rotação do sistema de colimação. Em virtude das partes mecânicas e ação da gravidade sobre essas partes de um Acelerador Linear de Elétrons, e ainda o desgaste de algumas peças, a ortogonalidade dos eixos pode se descaracterizar. O resultado dessa descaracterização

está diretamente associado à posição do isocentro de radiação do equipamento. Em virtude disso, os eixos centrais dos feixes se interceptam em um volume que se aproxima de uma esfera ou elipsoide (Figura 3). O centro desse volume é denominado isocentro de radiação, para o qual, os eixos centrais dos feixes de radiação convergem, quando o gantry assume qualquer posição em seu plano de rotação. Quando a convergência dos eixos centrais dos feixes de radiação é comprometida há uma incerteza na administração de dose no volume alvo, pois o ponto do espaço para o qual os feixes convergem não estará alinhado (coincidente) com o isocentro de tratamento.

Sendo o isocentro de tratamento o ponto que determina o arranjo das incidências dos feixes de radiação, bem como o alinhamento e posicionamento do paciente antes de iniciar a irradiação, para a realização correta de um tratamento de SRS ou SRT, devem ser satisfeitas duas condições: (1) o volume no qual os eixos centrais dos feixes se interceptam, deve ter raio (se for esfera) e maior eixo (se for um elipsoide) menores que um milímetro (1 mm); (2) isocentro de tratamento deve ser alinhado de forma que o mesmo esteja inserido dentro do volume definido na condição (1), (AAPM, 54, 1995 ).

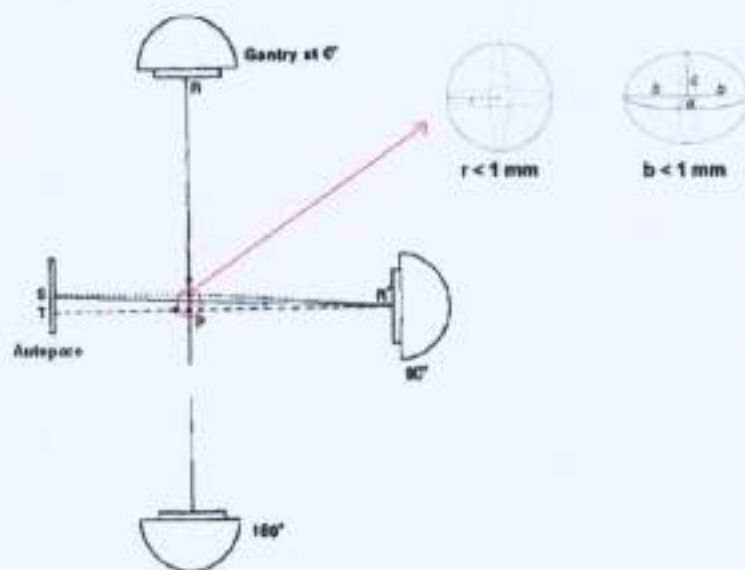


Figura 3: Isocentro, volume esférico ou elipsoide (Fonte: WOO, M.K., et al, 1991).



## 2.4 SISTEMAS DE IMOBILIZAÇÃO UTILIZADOS EM SRS E SRT

A imobilização dos pacientes submetidos a um procedimento de SRS e/ou SRT intracraniana é feita utilizando diferentes sistemas. Estes podem ser divididos, segundo a forma de fixação no paciente, em duas categorias: sistemas não invasivos e sistemas minimamente invasivos. O sistema de máscaras (Mask System) (Figura 4), não corresponde a um procedimento invasivo, no entanto, requer os mesmos cuidados referentes ao posicionamento deste sistema sobre a anatomia cranial do paciente. No que tange sistema de frames (Frame System) (Figura 5), é classificado como um sistema minimamente invasivo por ser necessário o uso de anestesia local para a fixação do mesmo no crânio do paciente. Os componentes desse sistema são: frame ou anel de cabeça (headring), pinos de fixação (fixations pins) e hastes (fixations posts).

A posição do frame requer uma atenção especial, pois sua localização geométrica de acordo com a posição anatômica do volume alvo pode comprometer alguns parâmetros relevantes no planejamento radioterápico, como, por exemplo, incidência dos feixes de radiação, tamanho dos arcos ou campos estáticos de irradiação e cálculo de dose no volume irradiado.

Com o uso desses acessórios de imobilização, é possível limitar possíveis movimentos do paciente durante as etapas de simulação e tratamento. Para os procedimentos de SRT, o sistema de máscaras permite uma reprodutibilidade do tratamento, ou seja, é possível reproduzir a mesma imobilização durante todas as aplicações no decorrer do tratamento.

Para a etapa de aquisição de imagens de planejamento, as mesmas são obtidas utilizando os sistemas de imobilização e localização estereotática. Com o objetivo de minimizar o aparecimento de artefatos na imagem de TC, os materiais utilizados nos pinos de fixação e nas hastes possuem densidades apropriadas para a realização do scanner de aquisição das imagens. A presença de artefatos diminui a qualidade da imagem, sob os aspectos de contraste e brilho, o que pode inferir possíveis erros na escala de cinza.



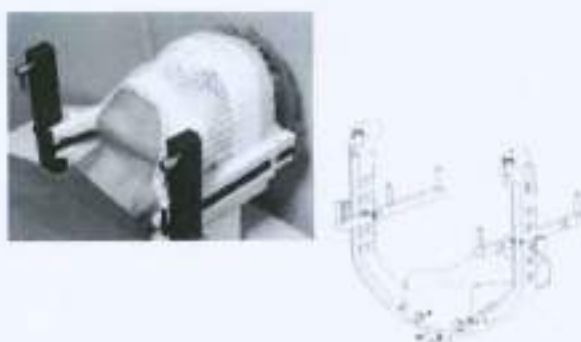


Figura 4: Sistema de imobilização não invasivo – Mask System.



Figura 5: Sistema de imobilização minimamente invasivo – Frame System.

(Fonte: BrainLAB Hardware User Guide e Internet, 2014).

## 2.5 SISTEMAS DE LOCALIZAÇÃO ESTEREOTÁTICA UTILIZADO PARA OBTENÇÃO DE IMAGENS DE CT PARA PLANEJAMENTO DE SRS E SRT

Em geral os sistemas denominados sistemas de localização estereotática, incluem (1) prancha de apoio do sistema de localização (Figura 6) e (2) sistema de localização com marcadores fiduciais externos (Figura 7).

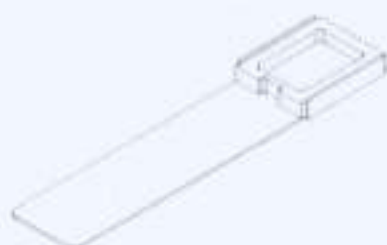


Figura 6: Prancha de apoio do sistema de localização estereotática utilizada na etapa de aquisição das imagens de TC (Fonte: BrainLAB Hardware User Guide).



Figura 7: Sistema de Localização estereotática com marcadores fiduciais externos.

Os marcadores fiduciais externos estão geometricamente dispostos em três das quatro faces do sistema de localização (CT Localiser) (Figura 7). O material da estrutura

física do sistema de localização é plástico e os marcadores fiduciais são feitos de materiais que possuem uma densidade que não produz artefatos nas imagens de TC, (SIDDON, 1987). O nome técnico atribuído ao sistema de localização utilizado neste estudo é BrainLAB CT/X-Ray Localizer, desenvolvido pela empresa BrainLAB, Technical Specifications, 2006).

Para melhor entender o sistema de coordenadas cartesianas do volume estereotático, bem como a localização da origem  $X_{VE}, Y_{VE}, Z_{VE} = (0,0,0)$  desse sistema, faz-se necessário descrever as características geométricas deste sistema de localização. O sistema de localização estereotática utilizado neste estudo possui a forma geométrica de um octógono (Figura 8), mas, conforme descrito acima, em apenas três faces deste acessório são colocados os marcadores fiduciais externos. O frame (headring) se conecta ao sistema de localização e este segundo é apoiado na prancha, que é posicionada diretamente sobre a mesa do equipamento TC para se realizar a aquisição de imagens que serão utilizadas no planejamento radiocirúrgico.

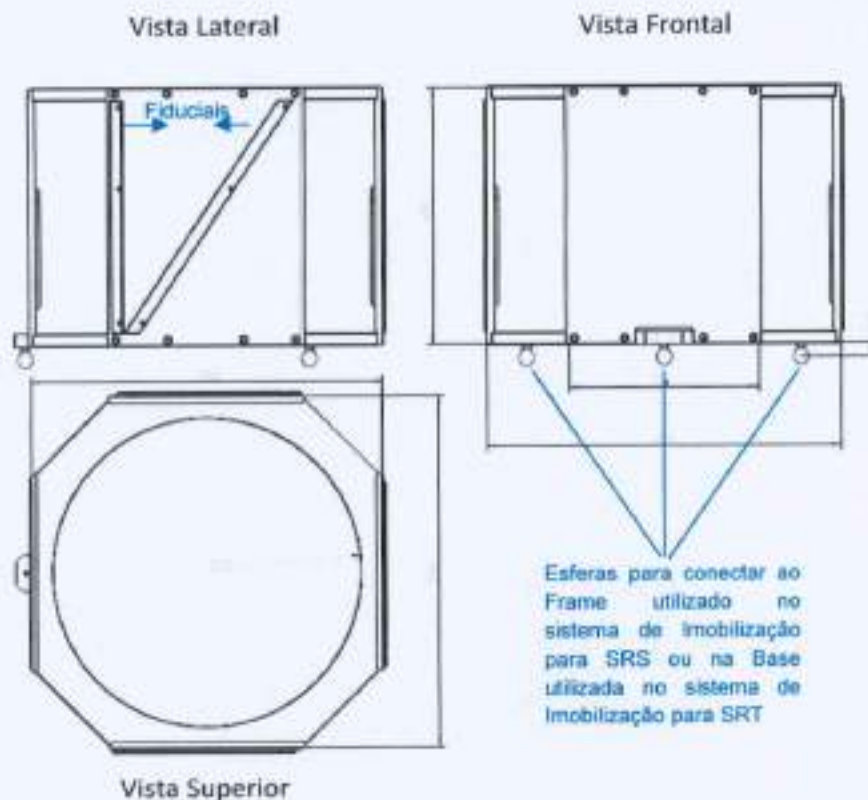


Figura 8: Formas e características geométricas do Sistema de Localização Estereotática CT/X-ray Localizer (Fonte: BrainLAB Brasil).

Quando os cortes da tomografia são feitos axialmente, a projeção dos marcadores fiduciais externos nas imagens bidimensionais (slices), são áreas circulares ou elípticas (Figura 9), cujos centros dessas áreas são colineares ao longo de todo volume do sistema de localização. Portanto, em uma imagem de TC para planejamento radiocirúrgico, o número de pontos a serem identificados corresponde ao número de projeções dos marcadores fiduciais em uma imagem bidimensional. Neste estudo, três faces do sistema de localização possuem 2 marcadores fiduciais externos, logo, em cada imagem são observadas 6 projeções.

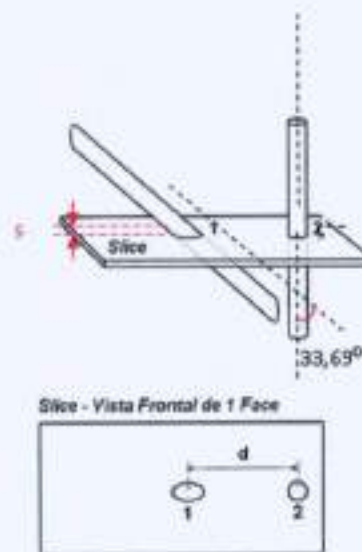


Figura 9: Projeção dos Marcadores Fiduciais Externos, em imagens bidimensionais, quando escaneados axialmente.

De acordo com a ilustração da Figura 9, pode-se concluir que em cada imagem bidimensional, do set de imagens obtido com uma tomografia computadorizada, a distância  $d$  entre a projeção dos marcadores fiduciais externos de cada face será diferente. Em outras palavras, o valor de  $d$  depende da posição da imagem bidimensional dentro do volume estereotático definido pela reconstrução dos marcadores fiduciais externos. A origem  $X_{VE}, Y_{VE}, Z_{VE} = (0,0,0)$  do Volume Estereotático está definida na Figura 10:



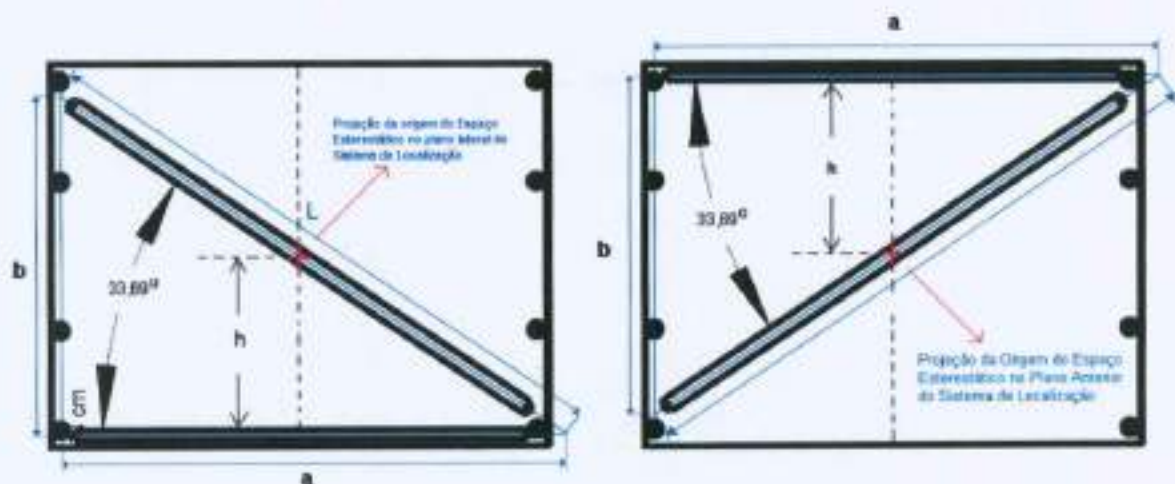


Figura 10: Projeção da origem  $X_{VE}, Y_{VE}, Z_{VE} = (0,0,0)$  nos planos lateral e anterior do sistema de localização estereotática (Fonte: BrainLAB Brasil).

De acordo com as figura 10, podemos observar que a projeção da origem  $X_{VE}, Y_{VE}, Z_{VE} = (0,0,0)$  sobre cada uma das faces que contem os marcadores fiduciais externos encontra-se em um plano específico do volume estereotático.

## 2.6 SISTEMA DE PLANEJAMENTO COMPUTADORIZADO

Os sistemas de planejamento computadorizados (Treatment Planning System – TPS) utilizados em SRS e SRT são softwares com algoritmos de cálculos de dose, fusão de imagens, localização estereotática, dentre outros recursos, fundamentais para as etapas do planejamento radioterápico/radiocirúrgico (Figura 11).

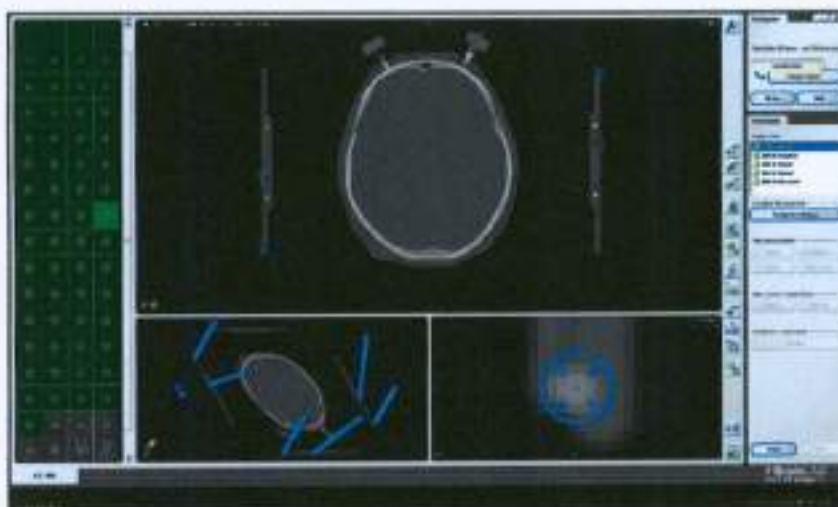


Figura 11: Etapa de localização estereotática em um Software de Planejamento dedicado a procedimentos de SRS ou SRT. (Fonte: Sistema de Planejamento iPlan RT image).

Após a etapa de localização estereotática dos marcadores fiduciais externos, as etapas a serem realizadas no TPS, para o planejamento radiocirúrgico, são: (1) escolha do equipamento gerador de radiação, (2) escolha de energia, (3) geometria de incidência dos feixes de radiação, (4) tamanho de campo ou arco, (5) escolha do sistema de colimação, (6) prescrição da dose no volume alvo e, por fim, (7) otimização e segmentação. Vale lembrar que as etapas de delineamento do(s) volume(s) alvo e também dos órgãos de risco em sua grande maioria, são realizadas utilizando as imagens de ressonância magnética, pois esses volumes serão observados (visualizados) na imagem de TC através do processo de fusão de imagens.

Para a etapa de definição da geometria de incidência dos feixes de radiação, faz-se necessário a determinação de um ponto denominado isocentro de tratamento, o qual pode ou não coincidir com o centro de massa do volume alvo. Uma vez determinado o isocentro de tratamento, as coordenadas cartesianas X,Y,Z deste ponto, como de qualquer ponto de análise de dose, deverão ser identificadas dentro do volume estereotático definido pelos marcadores fiduciais externos reconstruídos na etapa de localização estereotática realizada neste mesmo TPS.



### **3. VISUALIZAÇÃO, PROCESSAMENTO E SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS**

#### **3.1 VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS**

Uma imagem pode ser caracterizada por elementos, pixel, borda, contorno, textura e ruído, os quais a caracterizam e por sua vez permitem uma melhor interpretação da mesma. O pixel representa a menor unidade da imagem; a borda caracteriza-se por ser o limite entre duas regiões com propriedades distintas de cinza; o contorno é a linha limítrofe de uma região; textura é uma propriedade homogênea que se correlaciona com a resolução da imagem e por fim, o ruído corresponde a uma mudança de alguma propriedade física da imagem. A interpretação das informações representadas pelos elementos de uma imagem, auxiliam nas etapas de visualização, processamento e segmentação de imagens (GRIGORESCU, 2004).

A interpretação de dados no formato de imagens médicas é essencial para a utilização correta dessas imagens. Existem diferentes ferramentas que permitem a correta interpretação (parsing), como as linguagens de programação e os API's (Application Program Interface). As imagens médicas geradas em suas diferentes modalidades são, algumas vezes, armazenadas em PACS (Picture Archiving and Communications Systems) e a norma utilizada como formato de imagem e arquivo é DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Para entender o processo de análise de dados de imagens médicas é preciso conhecer a estrutura hierárquica da norma DICOM. Esta estrutura hierárquica tem a forma de árvore contemplando diferentes níveis (Figura 12). (PLANYKH, 2008).

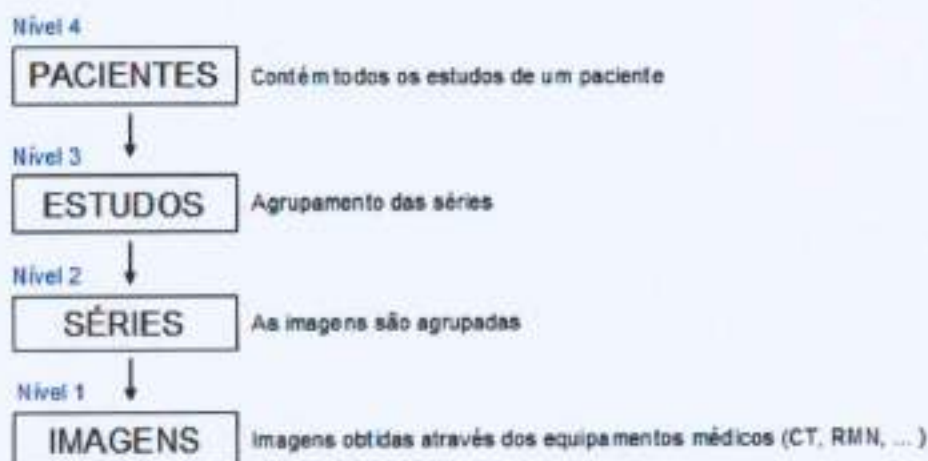


Figura 12: Organograma da Hierarquia DICOM (Fonte: PLANYKH).

A modalidade de imagem utilizada neste estudo, Tomografia Computadorizada, representa efetivamente um volume, desta forma, cada valor existente na matriz da imagem pode ser interpretado como voxel. A Figura 13 representa uma matriz onde se encontram distribuídos os voxels de uma imagem digital.

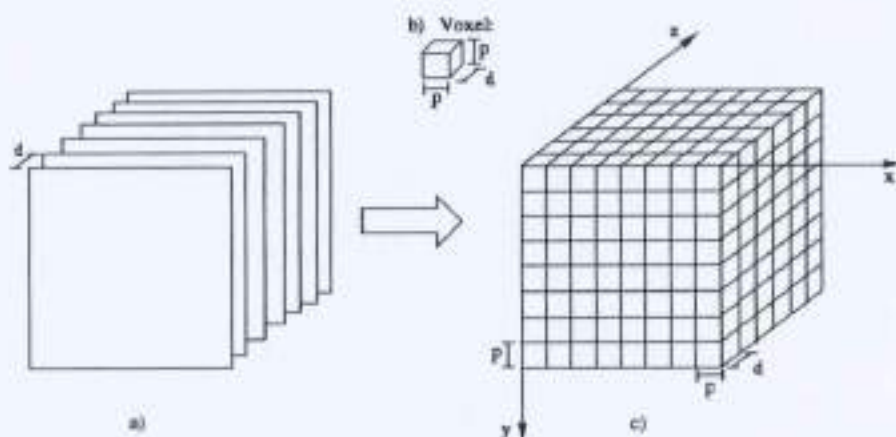


Figura 13: Matriz com os voxels de uma imagem digital (Fonte: HAAR, 1996).

Com o objetivo de minimizar as variações intra e inter-operador, a análise de imagens médicas requer procedimentos automatizados que envolvem a identificação de objetos e a relação entre os mesmos. Se considerarmos a imagem médica como uma transformação de sinal, assim como em outras áreas de aplicação de processamento de imagens, a identificação de estruturas constitui uma etapa importante em diversas aplicações. Uma aplicação direta de processamento de imagens está no planejamento para procedimentos de radioterapia, uma vez que, nesta etapa é necessário o delineamento de volumes alvo, estruturas de risco (OAR), bem como marcadores



fiduciais, em imagens adquiridas para planejamento de SRS e SRT, BURGER et al , 2010).

A identificação de órgãos em imagens médicas é muito complexa em função da especificidade do tipo de imagem. A maior dificuldade pode ser atribuída à criação de modelos eficientes para a representação de estruturas biológicas, as quais assumem formas complexas e diversas. Considerando a variação de uma mesma estrutura em uma dada população, pode-se concluir que de fato existe uma grande dificuldade na descrição (identificação) dessas estruturas.

No que tange a identificação de marcadores fiduciais externos em imagens médicas, a complexidade está relacionada principalmente a parâmetros durante a aquisição das imagens (WANG, 1996). Esses parâmetros podem comprometer a qualidade da mesma, sob a ótica dos níveis de cinza nela presentes (Figura 14).

Para melhor entender a importância do nível de cinza em uma imagem, é necessário entender o conceito de escala em imagens. Essa escala é melhor caracterizada quando comparamos duas imagens que foram obtidas com resoluções distintas. Em imagens cuja resolução é menor, detalhes poderão ser perdidos, pois uma imagem com essa qualidade apresenta um efeito de média ou borramento. Esse efeito pode prejudicar a identificação de pontos em imagens bidimensionais, especialmente aqueles pertencentes a uma área circular, como por exemplo, o centro da projeção de um marcador fiducial cilíndrico em um plano.

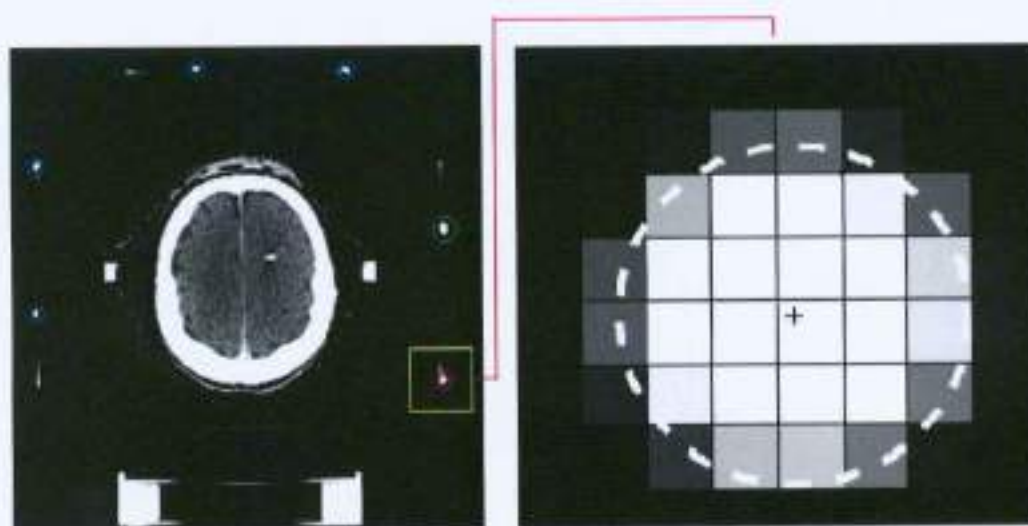


Figura 14: Identificação dos marcadores fiduciais externos em imagens 2D (Fonte: HAAR, 1996).

O ruído, no entanto, está sempre presente em imagens reais e, na falta de qualquer informação a priori sobre uma cena, não é possível saber qual informação constitui o sinal e qual informação constitui o ruído. Nas imagens com alta resolução, os dados dos pixels, em princípio constituem o sinal e nas imagens com baixa resolução ocorre o efeito da média. Portanto, a escala de imagens pode, de forma aproximada, ser considerada uma indicação da distância a partir da qual um objeto é observado, ou seja, a indicação do nível de detalhe que é possível visualizar (HAAR, 1996).

A ferramenta utilizada nos TPS's para se realizar a localização dos marcadores fiduciais externos, bem como a localização exata do centro da projeção dos mesmos em uma imagem bidimensional, utiliza o princípio de registro de imagens, denominado registro baseado em pontos. Esta metodologia caracteriza-se pela identificação de pontos utilizando a densidade de um pixel ou voxel. Considerando essa metodologia utilizada nos TPS's, é fundamental que as imagens a serem utilizadas em planejamento estejam com a qualidade satisfatória.

### **3.2 VISUALIZADORES E SISTEMAS DE VISUALIZAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS**

Toda e qualquer imagem médica que pertença à norma DICOM pode ser analisada utilizando visualizadores e/ou sistemas de visualização de imagens médicas. Embora não seja necessário uma explicação aprofundada sobre a diferença entre visualizadores e sistemas de visualização de imagens médicas, para o conteúdo deste estudo, faz-se necessário saber diferenciá-los. Os visualizadores correspondem à aplicação de um software dedicado à visualização de dados no formato de imagens médicas. No que tange os sistemas de visualização de imagens médicas, esses são mais abrangentes podendo ser constituídos por componentes que interagem entre si. Tais componentes podem ser softwares e hardwares. Dentre inúmeras soluções disponíveis para visualização de imagens médicas, alguns visualizadores e sistemas de visualização apresentam particularidades que os adequam ao uso no campo de imagiologia médica.

No desenvolvimento deste estudo, a escolha de um visualizador adequado foi feita utilizando três fatores: nível de aplicação na imagiologia médica, número de ferramentas e/ou funcionalidades relevantes para interpretação, processamento e



segmentação de imagens médicas sob a norma DICOM e acesso ao código fonte para uso de novos algoritmos transcritos na forma de Macros e/ou Extensão de softwares. O ImageJ foi desenvolvido com uma arquitetura aberta que fornece extensibilidade via extensão de softwares ou macros escritos na linguagem JAVA. Portanto, com essa ferramenta o usuário poderá resolver um grande número de problemas de processamento de imagens (FERREIRA, 2012). O ImageJ, foi o software utilizado como visualizador neste estudo. O ImageJ é um programa de processamento e segmentação de imagens escrito na linguagem JAVA, desenvolvido pelo National Institutes of Health, Bethesda, USA, substituto do NIH Image (IJFIGI 1.46r User Guide, 2012). Esse software permite visualizar, editar, analisar, processar, segmentar, salvar e imprimir imagens de 8-bit, 16-bit e 32-bit, tendo a possibilidade de ler imagens de diferentes formatos, dentre eles, o DICOM, formato este das imagens utilizadas neste estudo.

O ImageJ utiliza duas classes para representar e manipular imagens.

- ImagePlus: uma imagem é uma instância de um objeto;
- ImageProcessor: encapsula os dados sobre os pixels e possui métodos para acessar diretamente os pixels;

No que tange o método de acesso aos pixels, esses incluem:

- Object getPixels ( ): retorna um array de pixel (é necessário fazer o cast para o tipo apropriado);
- int getHeight ( ): retorna a altura da imagem;
- int getWidth ( ): retorna a largura da imagem

A representação de um pixel usa o tipo de dado byte para grayscale de imagens coloridas e short para imagens 16-bit grayscale. O byte e o short são associados a faixa de valores, sendo importante ressaltar que geralmente para valores de grayscale esses valores são positivos (IJFIGI 1.46r User Guide, 2012). No ImageJ também é possível realizar transformações geométricas tais como rotações e “flips”. Uma outra funcionalidade do ImageJ é a possibilidade de desenvolver Extensão de softwares para se aplicar novas ferramentas de análise de imagens, bem como ferramentas de obtenção de informações sobre a imagem a ser analisada. Extensão de softwares são classes de uma linguagem de programação com o objetivo de estender a funcionalidade de um

software (OLIVEIRA, 2010). Essas extensões de softwares podem ser classificadas em dois tipos: aqueles que não requerem uma imagem como input e os Extensão de softwares cujo input são imagens, esses últimos denominados Extensão de softwares de filtro (BAILER et al., 2006). As extensões de softwares a serem utilizados neste estudo são especificamente associados à representação e análise de imagens. Os Extensão de softwares foram implementados como classes JAVA, o que significa que os mesmos estão desenvolvidos utilizando todas as características da linguagem JAVA, linguagem essa utilizada para o desenvolvimento de Extensão de softwares no visualizador ImageJ (BURGER, 2010). Portanto, podemos ilustrar a estrutura do software ImageJ com a Figura 15:

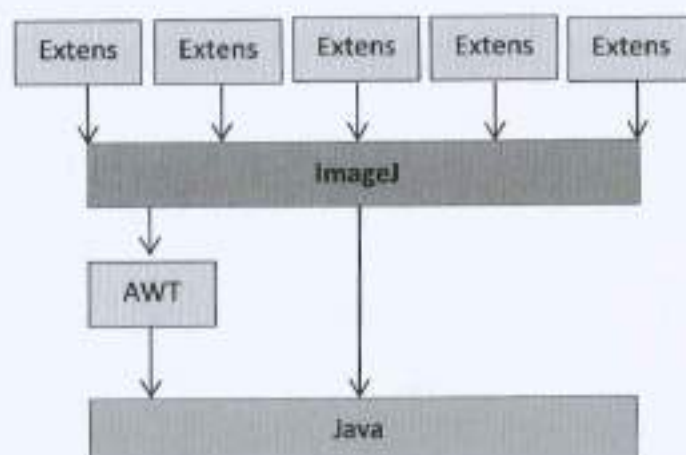


Figura 15: Estrutura do Software ImageJ (Fonte: BRUGER, et al 2010).

onde AWT corresponde ao kit avançado de ferramentas de janelamento de imagens, *Advanced Windowing Toolkit*.

### 3.3 LINGUAGEM DE PROGRAMAÇÃO JAVA

A linguagem JAVA foi desenvolvida por James Gosling Patrick Naughton, Chris Warth, Ed Frank e Mike Sheridan, em 1991, quando os mesmos trabalhavam na empresa Sun Microsystems. Inicialmente chamada de "OaK", esta linguagem foi renomeada em 1995. A justificativa para o desenvolvimento da linguagem JAVA foi a criação de uma linguagem independente de plataforma que pudesse ser usada na criação de software embutido em vários equipamentos domésticos, como fornos microondas,



controles remotos, torradeiras. Como cada equipamento possui um tipo específico de CPU como controlador, a equipe citada acima trabalhou na hipótese de se desenvolver uma linguagem com portabilidade entre plataformas que pudessem produzir códigos para serem executados em várias CPU's em ambientes diferentes, estudo esse que fez surgir a criação de JAVA. Outra forma de impulsionar a linguagem JAVA foi o surgimento da Web, pois a Web também precisa de programas portáteis. O conceito de programas portáteis está caracterizado por serem programas que independem da plataforma, ou seja, o mesmo código deve funcionar em todos os computadores (SCHILDT, 2013).

Diante do cenário apresentado acima, o segredo da linguagem JAVA é o bytecode, pois o mesmo permite que a linguagem JAVA resolva os problemas de segurança e portabilidade. Na linguagem JAVA a saída do compilador não é um código executável e sim um bytecode, o qual se caracteriza por um conjunto de instruções altamente otimizado projetado para ser executado pelo sistema de tempo de execução JAVA, o qual se chama Máquina Virtual Java (JVM – Java Virtual Machine). Resumidamente podemos considerar que a JVM foi criada como um interpretador de bytecodes. A maioria das outras linguagens optou por ser compiladas para códigos executáveis devido a preocupação de desempenho. Em virtude de um programa JAVA ser interpretado, o tempo de execução é mais lento se comparado com o mesmo programa sendo executado quando compilado para código executável. No entanto, na linguagem JAVA a diferença de tempo não é expressiva, pois o bytecode foi altamente otimizado (FILHO, 2008)

A linguagem JAVA tem como essência uma programação orientada a objetos, o que nos permite informar que todos os programas JAVA são, até certo ponto, orientados a objetos. Em outras palavras, em uma linguagem orientada a objetos, você define os dados e as rotinas que podem atuar sobre os dados. Logo, um tipo de dado define precisamente que tipo de operações pode ser aplicado a esses dados. Portanto, a linguagem JAVA possui três características: encapsulamento, polimorfismo e herança. Em Java toda atividade do programa ocorre dentro de uma classe, o que justifica dizer que todo programa Java é orientado a objetos. Outro ponto importante na linguagem Java é o fato de uma sub-rotina ser chamada de método, (CESTA, 2009).

A linguagem de programação JAVA contribuiu para a revolução das linguagens de programação, pois mudou a forma de pensarmos sobre a forma e função de um



programa. Toda e qualquer inovação na linguagem de programação é motivada por dois fatores: melhorias na arte de programar e alterações no ambiente de computação. A linguagem JAVA, com base nas informações acima, oferece recursos que otimizam a programação para uma arquitetura altamente distribuída.

O arquivo fonte nesta linguagem é chamado de Unidade de Compilação, pois corresponde a um arquivo texto que contém (entre outras coisas) uma ou mais definições de classe. Em JAVA todo código deve residir dentro de uma classe e, por convenção, o nome da classe principal deve ser o mesmo do arquivo que contém o programa. A compilação de um programa JAVA é feita especificando o nome do arquivo fonte na linha de comando, por meio do compilador "java.c". O compilador java por sua vez criará um arquivo com o mesmo nome e extensão "class". Esse arquivo será executado por uma JVM.

### 3.4 HISTOGRAMAS – IMAGENS VIRTUAIS (DIGITAIS)

Os histogramas correspondem a uma distribuição de frequência dos valores de intensidade que ocorrem em uma imagem. Considerando uma imagem preciso cortar o  $I$ , como uma imagem de tomografia computadorizada, cujos valores de intensidade  $I$  estão compreendidos no intervalo  $I(u, v) \in [0, K-1]$ , o histograma  $h$  poderá conter exatamente  $K$  valores inteiros. Desta forma, uma imagem de  $n$  bit implica em um valor de  $K = 2^n$ . Mais formalmente, podemos dizer que cada histograma individual  $h(i)$  é definido como o número de pixels em  $I$  com o valor de intensidade igual a  $i$  para todo  $0 < i < K$ . No entanto, o algoritmo que define o histograma da figura 16 é frequentemente aplicado para imagens com uma quantidade pequena de bit, como por exemplo, 8 bit (BURGER et al., 2007). Considerando que uma imagem de tomografia computadorizada utilizada para planejamento de radiocirurgia possui 16 bit ou mais, faz-se necessário a aplicação de um extensão de software específico para essas imagens com maior quantidade de bit.

### 3.4.1 OPERAÇÕES COM PONTOS EM IMAGENS

As operações com ponto se caracterizam por realizar um mapeamento dos valores dos pixels, sem alterar o tamanho, geometria, ou estrutura local da imagem. Para isso, para cada novo valor do pixel,  $a' = I'(u, v)$  dependem exclusivamente do valor prévio  $a = I(u, v)$  na mesma posição (BURGER et al., 2007). Esta metodologia não é afetada pelos valores dos pixels adjacentes ao pixel que foi convertido. Desta forma, os valores originais dos pixels são mapeados para um novo valor através da função  $f(a)$  que atende a:  $a' \leftarrow f(a)$  ou  $I'(u, v) \leftarrow f(I(u, v))$  para cada posição da imagem  $(u, v)$ . Uma das aplicações deste tipo de operação é a modificação do brilho e contraste da imagem. As funções que descrevem as alterações de contraste e brilho são, por exemplo:  $f_{\text{cont}}(a) = a \cdot 1,5$  e  $f_{\text{brilho}}(a) = a + 10$  respectivamente, onde o contraste é alterado em 50% e o brilho aumentado em 10 unidades. Muito importante saber que na implementação de operações aritméticas com pixels, os resultados computados podem exceder o *range* máximo dos valores dos pixels, para um dado tipo de imagem. No caso de uma imagem de 8 bit, este intervalo é  $\{[0, \dots, 255]\}$ . Para evitar essa limitação é necessário incluir um statement "clamping" conforme expressão  $\text{if } (a > 255) \ a = 255$ . Analogamente, os valores negativos também devem ser evitados e para isso utilizamos o statement  $\text{if } (a < 0) \ a = 0$ . Vale lembrar que em algumas extensões de softwares este statement não precisa ser aplicado pois os valores dos pixels não serão negativos. Uma operação no intervalo de limites da imagem pode ser interpretada como um tipo especial de quantização, pois separa a imagem em duas classes, sendo uma superior e outra inferior ao valor do limite  $a_{th}$ .

A função limite  $f_{\text{threshold}}(a)$  faz o mapeamento dos valores dos pixels  $a_0$  ou  $a_1$ , ou seja,  $f_{\text{threshold}}(a) = \begin{cases} a_0 & \text{para } a < a_{th} \\ a_1 & \text{para } a \geq a_{th} \end{cases}$  com  $0 < a_{in} \leq a_{thr} \leq a_{out}$ . Diante das informações acima, as operações com pontos podem ser correlacionadas com o histograma, conforme Figura 16:



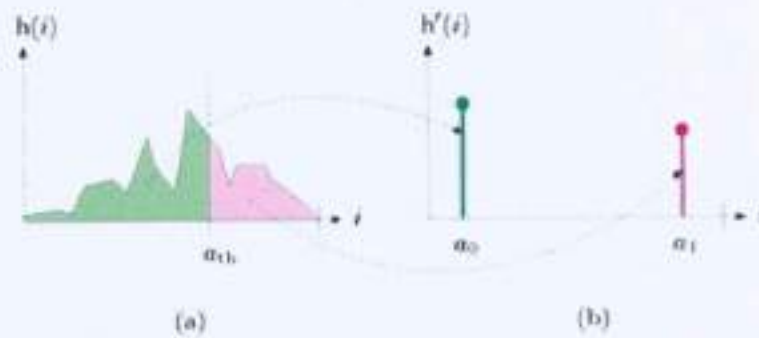


Figura 16: Distribuição de frequência - histograma. O valor do limite é  $a_{th}$ . A distribuição original (a) é dividida e fundida em duas entradas isoladas  $a_0$  e  $a_1$ , resultando no histograma (b). (BURGER et al., 2010).

As operações ponto também podem ser utilizadas como ferramentas para ajustes automáticos do contraste. Esse procedimento é feito considerando dois valores limítrofes dos níveis de cinza. Vamos assumir que os valores máximo e mínimo de intensidade em uma imagem são  $a_{low}$  e  $a_{high}$ , ou seja, valores que pertencem ao range  $[a_{min}, a_{max}]$ . Com o objetivo de converter a imagem para o escala de intensidade, são realizados dois processos: sendo o primeiro o mapeamento do menor valor do pixel  $a_{low}$  e em segundo, aumentamos o contraste por um fator  $(a_{max} - a_{min}) / (a_{high} - a_{low})$  e por fim é feito o deslocamento adicionando  $a_{min}$ . Portanto, a função para realizar o auto contraste é definida como

$$f_w(a) = a_{min} + (a - a_{low}) \cdot \frac{a_{max} - a_{min}}{a_{high} - a_{low}} \quad \text{Eq.(1)}$$

sendo  $a_{high} \neq a_{low}$ .

Considerando uma imagem de 8 bits, os valores de  $a_{min} = 0$  e  $a_{max} = 255$ , desta forma, a equação que define o auto-contraste pode ser escrita como:

$$f_w(a) = (a - a_{low}) \cdot \frac{255}{a_{high} - a_{low}} \quad \text{Eq.(2)}$$

No entanto, em algumas imagens, os valores extremos dos pixels podem não ser representativos, para que isso seja evitado, são determinados dois novos valores



limitrofes, denominados  $\hat{a}_{low}$  e  $\hat{a}_{high}$ , Figura 17, os quais podem ser facilmente obtidos do histograma acumulativo.

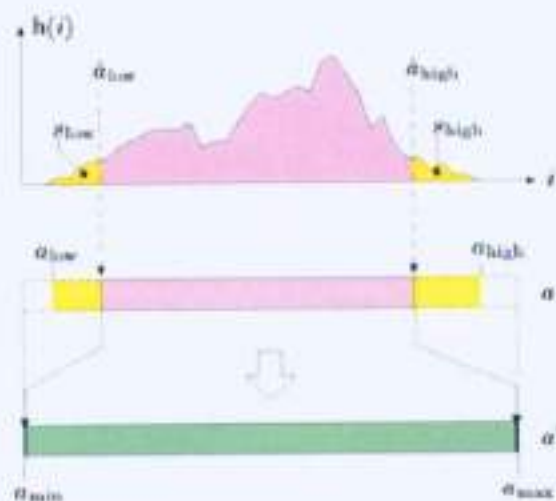


Figura 17: Equalização do Histograma (BURGER, et al, 2010).

Como podemos observar  $0 \leq s_{low}$  e  $s_{high} \leq 1$ ,  $s_{low} + s_{high} \leq 1$  e  $M.N$  equivale ao número de pixels na imagem. Todos os valores de intensidade que estão compreendidos entre  $\hat{a}_{low}$  e  $\hat{a}_{high}$  são mapeados para os valores extremos  $a_{min}$  e  $a_{max}$ , e os valores intermediários são mapeados linearmente no intervalo  $[a_{min}, a_{max}]$ . Portanto, a função para representar esta modificação no auto-contraste pode ser definida como:

$$f_{min}(a) = \begin{cases} a_{min} & \text{para } a \leq \hat{a}_{low} \\ a_{min} + (a - \hat{a}_{low}) \cdot \frac{a_{max} - a_{min}}{\hat{a}_{high} - \hat{a}_{low}} & \text{para } \hat{a}_{low} < a < \hat{a}_{high} \\ a_{max} & \text{para } a \geq \hat{a}_{high} \end{cases} \quad \text{Eq. (3)}$$

Após o desenvolvimento da função histograma modificada é possível fazer uma equalização do histograma o que corresponde a encontrar e aplicar um operação ponto tal que o histograma da imagem modificada aproxima de uma distribuição uniforme. A equalização do histograma em uma imagem digital é relevante para se obter uma melhor interpretação da mesma. No entanto é importante saber qual a melhor operação ponto deverá ser aplicada para a melhor aproximação do histograma.

### 3.5 DETECTORES DE BORDA

Os métodos para detecção de borda possuem como base, derivada primeira e derivada segunda de uma função, pois as derivadas possuem a característica de indicar mudanças nos níveis de cinza de uma imagem. Considerando regiões homogêneas de uma imagem, a derivada primeira (gradiente) é zero e, nas regiões de transição, a derivada primeira assume um valor de máximo ou de mínimo, enquanto que a derivada segunda (Laplaciano) possui um cruzamento por zero (zero-crossing) (GHOSAL, and mehrotra, 1994).

### 3.6 OPERADOR DE CANNY

Em sua essência, o filtro de Canny é um método gradiente, baseado na derivada primeira, no entanto, utiliza os pontos de cruzamento de derivadas segundas para localização precisa da borda. A detecção de borda deve ser feita com eficiência, pois constitui informações importantes de alta frequência e encerram propriedades significativas de uma imagem. Com o objetivo de não contabilizar as bordas espúrias, faz-se necessária uma suavização da imagem antes da detecção de bordas. No entanto, o processo de suavização da imagem pode acarretar em perda de informação e até possíveis deslocamentos de estruturas. Por esse motivo é possível observar que há a necessidade da formulação de um algoritmo de detecção de bordas que possua um bom desempenho em diferentes contextos (ZIOU e TABBONE, 1997). Baseado nos problemas acima citados, Canny (1986) desenvolveu um processo de detecção de bordas a partir de critérios de quantificação de desempenho de operadores de bordas conhecidos como: critério de detecção e critério de localização. Esses critérios ainda estão sujeitos a critérios de resposta múltipla, o qual se caracteriza pelo fato de que deve haver, na saída do operador, uma única resposta para uma única borda (VALE e DEL POZ, 2002).

Canny faz uma operação do operador ótimo pela derivada primeira da função Gaussiana. Em complemento a esse operador, foi proposto um processo de supressão de valores de pixels que não forem máximos locais na direção transversal, à borda, o que

causaria um afinamento de borda. Desta forma atende-se a injunção de resposta múltipla, além de uma segmentação adaptativa (histerese) com complementação de bordas. Essa metodologia elimina a fragmentação dos contornos das bordas (VALE e DEL POZ, 2002).

Uma proposta dos detectores de borda é a redução da quantidade de dados a serem processados, preservando informações estruturais importantes sobre a fronteira dos objetos (DING, 2000).

Segundo Canny, qualquer que seja o detector de borda ou a técnica utilizada é necessário que o detector de bordas atenda a três critérios básicos:

- taxa de erro;
- localização;
- resposta.

Além disso, para Canny, as bordas devem ser consideradas como um máximo local, no processo de filtragem. Observando a Figura 18a, é possível identificar que o filtro tem um desempenho inferior ao filtro da Figura 18b, pois o mesmo pode apresentar mais de um máximo nas adjacências da borda.

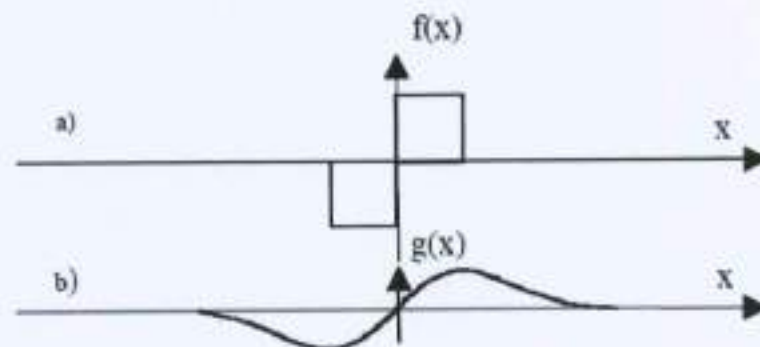


Figura 18: Filtros diferenciais (Fonte: VALE e DEL POZ, 2002).

A figura 19 ilustra a borda  $G(x)$  como máximo local na saída do operador  $(H_G(x))$ .



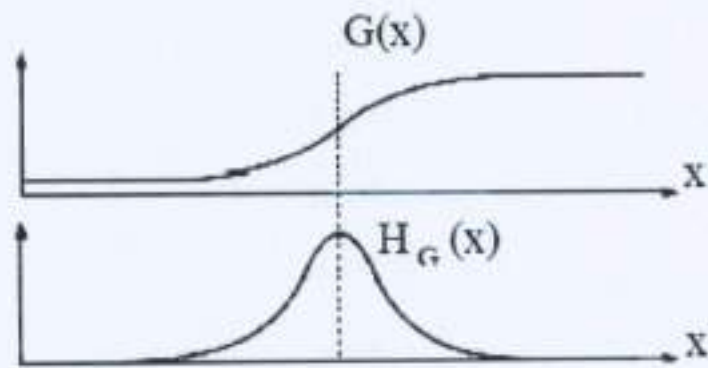


Figura 19: Ilustração da borda  $G(x)$  como máximo local na saída do operador de Canny ( $H_G(x)$ ). (Fonte: VALE e DEL POZ, 2002).

Como etapas iniciais do processo de detecção de bordas está a razão sinal/ruído e a localização. Podemos escrever a integral de convolução como resposta do impulso do filtro em relação ao centro da borda em  $x = 0$ :

$$H_G = \int_{-w}^w G(-x)f(x)dx \quad \text{Eq. (4)}$$

O SNR é um dos parâmetros que podem ser utilizado de forma quantitativa para expressar a qualidade de uma imagem ou a intensidade de ruídos presentes na mesma.

Portanto, o resultado da razão sinal/ruído é expresso pelo quociente

$$SNR = \frac{\left| \int_{-w}^w G(-x)f(x)dx \right|}{\sqrt{n_0 \int_{-w}^w f^2(x)dx}} \quad \text{Eq. (5)}$$

onde  $n_0$  é a amplitude do ruído médio quadrático por unidade de comprimento, em outras palavras,  $n_0$  é a quantização do ruído.

No que tange a  $[-w, w]$ , esse representa o intervalo de resposta de impulso finito com  $w < \infty$ , ou seja, o suporte do filtro (conjunto de pontos do domínio onde a função não se anula) é compacto.

Da equação acima, podemos observar que o denominador é o erro médio quadrático da resposta para o ruído. Portanto, se esse erro tender a zero, o valor de  $SNR$  aumentará, ou seja, se a imagem apresentar pouco ruído, a detecção de borda será melhor.

O formalismo acima apresenta a discriminação de sinal e ruído no centro da borda, sem considerar o comportamento nas proximidades da borda. Por esse motivo

faz-se necessário adicionar aos critérios de detecção de borda, quesito que estabeleça que a função  $f$  não tenha respostas para uma única borda.

Considerando que o ruído está presente em qualquer imagem, e que o mesmo não pode ser separado de dados da imagem, o que se faz é uma caracterização do seu efeito através de uma distribuição de probabilidade, com média e desvio padrão específicos. Vale lembrar que os ruídos que podem ser tratados desta forma são os ruídos independentes do sinal e os ruídos dependentes do sinal. O ruído independente do sinal tem característica randômica e independe de dados da imagem, ou seja, é adicionado aos pixels da imagem resultando em uma imagem ruidosa (PARKER, 1997). Esse comportamento pode ser descrito como:

$B = A + N$ , onde  $B$  é a imagem ruidosa,  $A$  é a imagem sem ruído e  $N$  é o ruído. Por questões práticas considera-se que este tipo de ruído segue a distribuição normal (ruído gaussiano), com média zero e um desvio padrão. Diante disso, quando as imagens são adquiridas com os parâmetros de ruído conhecidos, verifica-se que o ruído possui uma distribuição homogênea sobre a imagem.

Diante do exposto, podemos tratar o ruído através da ideia de que as bordas também fazem parte do ruído.

Uma solução para este problema pode ser implementada através da construção de um histograma global da imagem filtrada (amplitude/frequência) e analisá-lo considerando que a resposta para as bordas são baixas frequências com valores altos de amplitude.

No que tange o ruído dependente do sinal, o nível de ruído está associado a uma função do seu nível de cinza.

Na implementação do operador de canny, a segmentação é efetuada com histerese (duplo limiar) e é acompanhada de um processo de "complementação das bordas", isto é, se qualquer parte de um contorno está acima do maior limiar  $T_1$ , então, esses pontos são imediatamente detectados, formando um conjunto  $L_1$  (VALE e DEL POZ, 2002). O restante dos pontos que se encontram abaixo do maior limiar  $T_1$  e acima do menor limiar  $T_2$  pontos do contorno e pontos não pertencentes a ele forma um subgrupo de pixels  $L_2$ .



Por fim, o operador de canny consiste em buscar no conjunto  $L_1$  a ocorrência de extremidades de contornos e, no segundo conjunto de pontos  $L_2$ , escolher pixel que complete esse contorno.

Este ciclo é repetido até que não haja mais fragmentos de contornos isolados em  $L_1$  ou que não haja mais pontos em  $L_2$  que possam ser aproveitados.

### 3.6.1 ALGORITMO COMPUTACIONAL DE CANNY

No processo de detecção de borda estabelecido por Canny, inicialmente ocorre a suavização da imagem utilizando um filtro de suavização gaussiano. A resposta a essa primeira etapa, será uma matriz de dados

$S[i, j]$  onde  $S[i, j] = G[i, j, \sigma] * I[i, j]$  e  $\sigma$  o desvio padrão da gaussiana o que controla o grau de suavização.

O gradiente da matriz suavizada  $S[i, j]$  pode ser computado por uma máscara 2x2 de aproximação de primeira diferença com o objetivo de produzir duas matrizes de derivadas parciais  $P[i, j]$ , derivada em  $x$ , e  $Q[i, j]$  derivada em  $y$ .

$$P[i, j] \cong \frac{1}{2} \begin{bmatrix} -1 & 1 \\ -1 & 1 \end{bmatrix} * S[i, j] \text{ onde } * \text{ caracteriza a convolução.}$$

Portanto, o algoritmo de Canny consiste em:

1º Ler a imagem  $I[i, j]$  a ser processada;

2º Criar uma máscara de suavização gaussiana  $G[i, j, \sigma]$  para convoluir com a imagem de entrada  $I[i, j]$ . O desvio padrão para essa gaussiana é um parâmetro para detector de borda;

3º Usar aproximações de diferenças finitas para se obter as derivadas parciais sobre a imagem suavizada e computar a magnitude  $M[i, j]$  e a orientação do gradiente  $\theta[i, j]$ ;



4<sup>o</sup> Aplicar a supressão não máxima na magnitude do gradiente;

5<sup>o</sup> Usar o algoritmo de histerese para detectar e efetuar a complementação das bordas (síntese de feição). (JAIN, 1995)

Por fim, é possível concluir que o método de Canny tenta alcançar três objetivos principais:

- minimizar o número de falsos pontos de borda;
- alcançar uma boa localização de bordas e
- atribuir apenas uma simples marca em cada borda

### 3.7 TRANSFORMADA DE HOUGH

A transformada de Hough foi desenvolvida por Paul Hough em 1962 e patenteada pela IBM. Originalmente, esta transformada foi elaborada para detectar características analiticamente representáveis em imagens escritas em forma de binários, assim como linhas, círculos e elipses. Esse método foi inicialmente proposto para detecção de padrões complexos em imagens binarizadas. Por esse motivo a patente foi concedida a P.V.C. Hough em 1962 com o nome de "Method and Means for Recognizing Complex Patterns" (OLSON, 1999). Esse método consistia em detectar pontos colineares em uma imagem. O formalismo matemático aplicado neste método para saber se os pontos eram colineares foi o cálculo dos coeficientes angulares das retas que passam pelo ponto (SAW, 1987). Considerando que em um ponto de uma imagem podem passar infinitas retas e, que uma reta pode ser definida por dois parâmetros  $(\rho, \theta)$  em coordenadas polares, os pontos desta reta podem ser representados por:

$$\rho = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad \text{Eq. (6)}$$

onde  $\rho$  indica a distância mínima do ponto até a origem do plano cartesiano,  $\theta$  o ângulo que o segmento de reta  $r$  faz com o eixo  $x$ . (JANSA et al, 2008).

A partir da última década tornou-se uma ferramenta de uso comum na visão artificial para o reconhecimento destas características. Portanto, é possível definir a transformada de Hough como um método padrão para detecção de formas que são facilmente parametrizadas (linhas, círculos, elipses etc) em imagens digitalizadas. Neste trabalho, os círculos a serem identificados correspondem à projeção dos marcadores fiduciais nas imagens bidimensionais. O conceito principal da TH está em definir um mapeamento entre o espaço da imagem e o espaço dos parâmetros. Cada borda de uma imagem é transformada por esse mapeamento para determinar células no espaço de parâmetros, indicados pelas funções primitivas definidas através do ponto analisado (MARCHAND, 2009). Essas células são incrementadas, e indicarão no final do processo, através do valor máximo local de uma função do acumulador, quais os parâmetros correspondentes à forma especificada. De forma resumida, a ideia da transformada de Hough é aplicar na imagem uma transformação tal que todos os pontos pertencentes a uma mesma curva (reta) sejam mapeados num único ponto de um novo espaço de parametrização da curva procurada (Figura 20). (BONES, BRUNO, 2007).

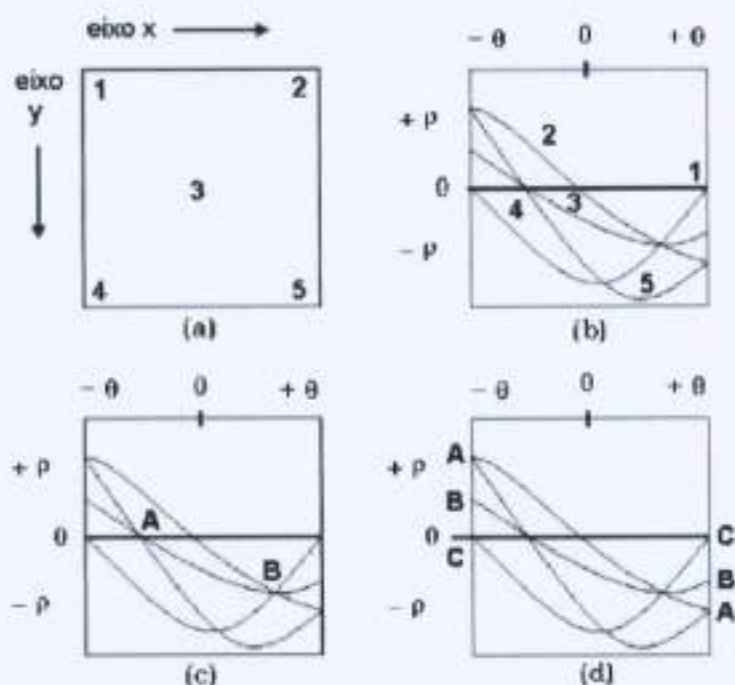


Figura 20: Relação entre o espaço da imagem e o espaço de parâmetros. (Fonte: BONES, BRUNO, 2007).

Na Figura 20: (a) são apresentados os pontos no espaço imagem, em (b) o mapeamento dos pontos no espaço de Hough  $(\rho, \theta)$ , em (c) ilustra as propriedades de



colinearidade, onde o ponto "A" denota a intersecção entre as curvas correspondentes aos pontos 1, 3 e 5 no plano  $x-y$  e similarmemente o ponto "B" corresponde aos pontos colineares 2,3 e 4 e finalmente a figura (d) ilustra a propriedade de reflexão, onde "A", "B" e "C" se repetem quando a senoide inicia um novo ciclo, entretanto com sinal negativo. De acordo com Duda e Hart 1972, as propriedades para transformar pontos em curvas são:

- um ponto no plano imagem corresponde a uma curva senoidal no plano de parâmetros;

- um ponto no plano de parâmetros corresponde a uma reta no plano da imagem;

- pontos pertencentes à mesma linha reta no plano da imagem, correspondem às curvas através de um ponto no plano de parâmetros;

- pontos pertencentes à mesma curva no plano de parâmetros correspondem a linhas através do mesmo ponto no plano da imagem.

A transformada de Hough é de natureza não linear, e quando aplicada à imagem, o resultado é um vetor que representa a reta suporte do eixo de maior representatividade na imagem.

Para tornar possível a aplicação da transformada de Hough, é necessário de forma prévia a aplicação da detecção de bordas e segmentação (Figura 21). Neste trabalho, como o software utilizado foi o ImageJ, o método de detecção de borda utilizado foi o "Canny Edge detection", pois a aplicação desse método bem como a escolha de um limiar ótimo podem ser realizados por meio de métodos existentes na literatura.

É muito utilizada para detecção de caracteres e também caracterizada como um algoritmo para detecção de formas geométricas como círculos, retas, etc. A utilização da transformada de Hough requer que a imagem a ser utilizada esteja em níveis de cinza.

No espaço de Hough o algoritmo detecta todos os pixels da imagem definindo quais pertencem a uma reta, círculo ou elipse. Quando se aplica a transformada de



Hough, é armazenada a localização na imagem e depois o extrator de atributos pega essa informação e, com base nela, ele pode extrair a cor, a forma, a textura, ou seja, tudo que pode ser classificado. Vale lembrar que esse algoritmo não acerta 100%. A transformada de Hough é uma aproximação para localização de qualquer forma que pode ser definida parametricamente dentro de uma distribuição de pontos. (DUARTE, 2001).



Figura 21: Etapas do uso da Transformada de Hough. (Fonte: DUARTE, 2001).

### 3.7.1 TRANSFORMADA DE HOUGH PARA DETECÇÃO DE CÍRCULOS

Para detecção de círculos em imagens é utilizado um processo de eleição de círculos onde os votos são atribuídos aos pontos de passagem dos possíveis círculos existentes na imagem. Os votos são acumulados em uma matriz de acumulação, denominadas acumuladores, sendo que a detecção de um possível círculo é obtida quando um valor máximo (cume) é obtido no acumulador de votos. A pesquisa nos pixels da imagem binária que contém as bordas da imagem original é feita utilizando-se a definição matemática abaixo, onde  $a$  e  $b$  são as coordenadas do centro do círculo e  $r$  é o raio do círculo.

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = R^2 \quad \text{Eq. (7)}$$

O formalismo matemático para detecção de círculos utilizando a transformada de Hough Clássica (THC) é: considere o círculo  $\Delta_1$  (Figura 22a), de raio  $R$  e centro de coordenadas  $(x_c, y_c)$

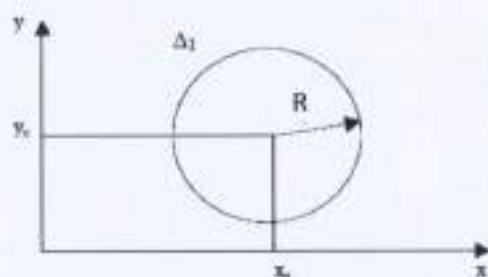


Figura 22a: Círculo de raio  $R$  e centro  $(x_c, y_c)$ .

Traçando uma tangente  $t$  ao círculo  $\Delta_1$  e um vetor gradiente  $G$  perpendicular a  $t$  (figura 22b) temos:

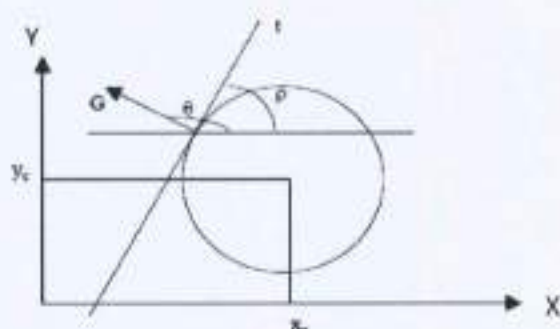


Figura 22b: Vetor gradiente  $G$  e reta tangente  $t$  traçados ao círculo  $\Delta_1$ .

Onde  $\theta$  é o ângulo formado entre o vetor gradiente  $G$  e o eixo horizontal  $x$  e  $\rho$  é o ângulo formado entre a reta tangente  $t$  e o eixo horizontal  $x$ . Da geometria elementar, temos que a equação paramétrica do círculo é

$$(x - x_c)^2 + (y - y_c)^2 = R^2 \quad \text{Eq. (8)}$$

Aplicando a derivada de primeira ordem, relativa ao gradiente  $G$ , em (1), chegamos a:

$$2(x - x_c) + 2(y - y_c) \cdot \frac{dy}{dx} = 0 \quad \text{Eq. (9)}$$

onde:

$$\frac{dy}{dx} = \text{tg}(\rho) \text{ e } \theta = \frac{\pi}{2} + \rho \text{ ou seja, } \rho = \theta - \frac{\pi}{2} \quad \text{Eq. (10)}$$

Substituindo-se, (6) em (5):

$$\frac{dy}{dx} = \text{tg}(\rho) = \text{tg}\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \quad \text{Eq. (11)}$$

$$\frac{dy}{dx} = \frac{-1}{\operatorname{tg}\theta} \quad \text{Eq. (12)}$$

Substituindo (8) em (5) obtemos:

$$2(x - x_c) + 2(y - y_c) \cdot \frac{-1}{\operatorname{tg}\theta} = 0 \quad \text{Eq. (13)}$$

simplificando,

$$(x - x_c) - \frac{(y - y_c)}{\operatorname{tg}\theta} = 0 \quad \text{Eq. (14)}$$

Logo,

$$(x - x_c) = \frac{(y - y_c)}{\operatorname{tg}\theta} \rightarrow (y - y_c) = (x - x_c) \cdot \operatorname{tg}\theta \quad \text{Eq. (15)}$$

Substituindo (11) em (4), temos:

$$(x - x_c)^2 + (x - x_c)^2 \operatorname{tg}^2(\theta) = R^2 \quad \text{Eq. (16)}$$

Isolando  $(x - x_c)^2$ , chega-se a:

$$(x - x_c)^2 \times [1 + \operatorname{tg}^2(\theta)] = R^2 \quad \text{Eq. (17)}$$

Como  $\operatorname{tg}^2(\theta) = \frac{\operatorname{sen}^2(\theta)}{\operatorname{cos}^2(\theta)}$ , pode-se substituir em (13), ficando com:

$$(x - x_c)^2 \cdot \left[ 1 + \frac{\operatorname{sen}^2(\theta)}{\operatorname{cos}^2(\theta)} \right] = R^2 \quad \text{Eq. (18)}$$

$$(x - x_c)^2 \cdot \left[ \frac{\operatorname{cos}^2(\theta)}{\operatorname{cos}^2(\theta)} \cdot 1 + \frac{\operatorname{sen}^2(\theta)}{\operatorname{cos}^2(\theta)} \right] = R^2 \quad \text{Eq. (19)}$$

$$(x - x_c)^2 \cdot \left[ \frac{\operatorname{cos}^2(\theta) + \operatorname{sen}^2(\theta)}{\operatorname{cos}^2(\theta)} \right] = R^2 \quad \text{Eq. (20)}$$

Sendo  $\operatorname{cos}^2(\theta) + \operatorname{sen}^2(\theta) = 1$ :



$$(x - x_c)^2 \left[ \frac{1}{\cos^2(\theta)} \right] = R^2 \quad \text{Eq. (21)}$$

$$(x - x_c)^2 = R^2 \cdot \cos^2 \theta \quad \text{Eq. (22)}$$

Simplificando:

$$(x - x_c) = R \cdot \cos(\theta) \quad \text{Eq. (23)}$$

Substituindo (6) em (4), encontramos:

$$(y - y_c) = R \cdot \cos(\theta) \cdot \text{tg}(\theta) \text{ como } \text{tg}(\theta) = \frac{\text{sen}(\theta)}{\cos(\theta)} \quad \text{Eq. (24)}$$

concluindo que:

$$(y - y_c) = R \cdot \text{sen}(\theta) \quad \text{Eq. (25)}$$

Onde  $x$  e  $y$  definem as coordenadas do ponto no novo espaço de parametrização do círculo,  $x_c$  e  $y_c$  definem as coordenadas do centro e  $R$  é o raio do mesmo.

Portanto, a THC utiliza o cálculo da reta tangente às curvas, bem como o vetor gradiente, e como desvantagem desta metodologia da THC está o tempo de processamento que se torna mais longo.

### 3.8 AVALIAÇÃO DAS INCERTEZAS

Segundo o Comitê Internacional de Pesos e Medidas – CIPM (1981), caracteriza-se como grandeza tudo que pode ser aumentado ou diminuído e que pode ser medido, sendo assim, mensurável. Considerando o Vocabulário Internacional de Termos Fundamentais e Gerais de Metrologia – VIM (2003), grandeza corresponde ao atributo de um fenômeno, corpo ou substância que, pode ser qualitativamente distinguido e quantitativamente determinado. Uma grandeza deve ser dividida em Grandeza Escalar e Grandeza Vetorial, ambas para serem caracterizadas precisam de quantidade e unidade e no caso da grandeza vetorial, ainda é necessário uma orientação.

Todo e qualquer resultado, para se ter uma confiabilidade, faz-se necessário uma indicação quantitativa da qualidade do resultado (GUIA PARA A EXPRESSÃO DA INCERTEZA DA MEDIÇÃO – 2003).

A incerteza é composta de vários componentes, agrupados em duas categorias, de acordo com o método utilizado para estimar seu valor numérico:

-avaliados com auxílio de métodos estatísticos;

-avaliados por outros meios;

A descrição detalhada de uma incerteza deve consistir de uma lista completa de seus componentes e indicar para cada um o método utilizado para lhe atribuir um valor numérico.

Os componentes classificados na categoria A, são caracterizados pela variância estimada  $s_i^2$  (ou o desvio padrão estimado  $s_i$ ) e o número de graus de liberdade  $\nu_i$ . No que tange aos componentes classificados na categoria B, são caracterizados pelos termos  $u_j^2$  que podem ser considerados aproximações das variâncias correspondentes, cuja existência é suposta. Os termos  $u_j^2$  podem ser tratados como variância e os termos  $u_j$  como desvio padrão.

Portanto, podemos dizer que a incerteza no resultado de uma medição caracteriza a dispersão das medidas em torno da média, desta forma esta incerteza é graduada em duas categorias de acordo com o método utilizado para estimar o seu valor:

-Avaliação do Tipo A: a incerteza é avaliada por meio de uma análise estatística da série das medidas;

-Avaliação do Tipo B: a incerteza é avaliada por meio de métodos não estatísticos, por não se dispor de observações repetidas;

Seja uma medida realizada  $n$  vezes, nas mesmas condições, obtendo-se  $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ . Nesse caso, estabeleceu-se que a melhor estimativa para a medida é dada pela média aritmética  $\langle x \rangle$  dos valores obtidos, ou seja,

$$\langle x \rangle = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \text{Eq (26)}$$

e a incerteza padrão da medição é identificada com o desvio padrão  $u$  da média das observações, dado por

$$u^2 = \left[ \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \langle x \rangle)^2 \right] \quad \text{Eq(27)}$$

A distribuição mostrada na figura abaixo é uma distribuição normal ou gaussiana, que é descrita pela função

$$P(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\langle x \rangle)^2}{2u^2}} \quad \text{Eq (28)}$$

em que  $\langle x \rangle$  é o valor central ou médio e  $u$  é o desvio padrão da média da distribuição.

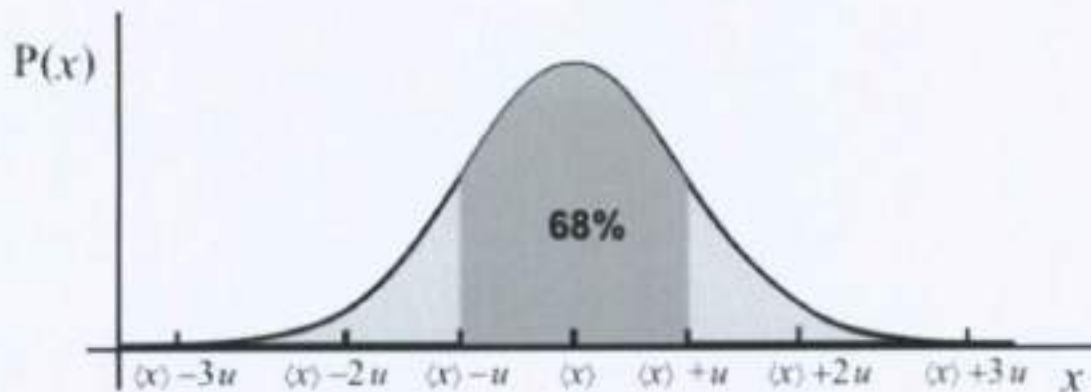


Figura 23: Distribuição normal ou gaussiana

Neste tipo de distribuição, aproximadamente 68% dos valores encontram-se dentro do intervalo de um desvio padrão em torno da média; cerca de 95% estão dentro de um intervalo de duas vezes o desvio padrão; e cerca de 99,7% estão dentro de três vezes o desvio padrão. Esses intervalos são denominados intervalos de confiança.

Por fim, podemos afirmar que a incerteza de medição, estimada com base no desvio padrão da média de uma distribuição normal, tem a seguinte interpretação: qualquer medida da grandeza tem uma probabilidade de 68% de estar dentro do intervalo  $\langle x \rangle \pm u$ . Vale lembrar que o número de medições define se a estimativa é confiável.



## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 FLUXOGRAMA DA METODOLOGIA

A metodologia aplicada nesse estudo pode ser resumida de acordo com o fluxograma ilustrado abaixo. As etapas do processo foram colocadas em ordem de aplicação.



## 4.2 HARDWARE, SOFTWARE E IMAGENS

Para o desenvolvimento deste estudo foi utilizado um computador portátil HP – G42-430BR. A configuração deste computador caracteriza-se por um processador Intel Core i3-350M, 2GB RAM, 320GB HDD e sistema operacional Windows 7. O Software utilizado para as etapas de processamento e segmentação das imagens, bem como para a identificação e atribuição da origem do volume estereotático definido por marcadores fiduciais externos foi o ImageJ Versão 1.46r. No que tange às imagens de Tomografia Computadorizada utilizadas neste estudo, foram obtidas de um banco de imagens teste fornecidas pela empresa BrainLAB. O software dedicado utilizado para obter os resultados da identificação dos marcadores fiduciais externos foi o iPlan RT Image da empresa BrainLAB (Figura 24).



Figura 24: Sistema de Planejamento dedicado iPlan RT Image/iPlan RT Dose (Fonte: Sistema de Planejamento iPlan Net).

## 4.3 CARACTERIZAÇÃO DOS SISTEMAS DE COORDENADAS

Considerando o espaço da imagem  $I$ , definido no software ImageJ 1.46r, a origem desse espaço é estabelecida no próprio sistema da linguagem de programação

Java e mostrado por um extensão de software, denominado 3D Viewer, que permite a reconstrução 3D de uma série de imagens DICOM. Essa reconstrução 3D é feita inscrita em um volume cuja origem  $X, Y, Z = (0,0,0)$  está localizada em um vértice do volume (Figura 25).

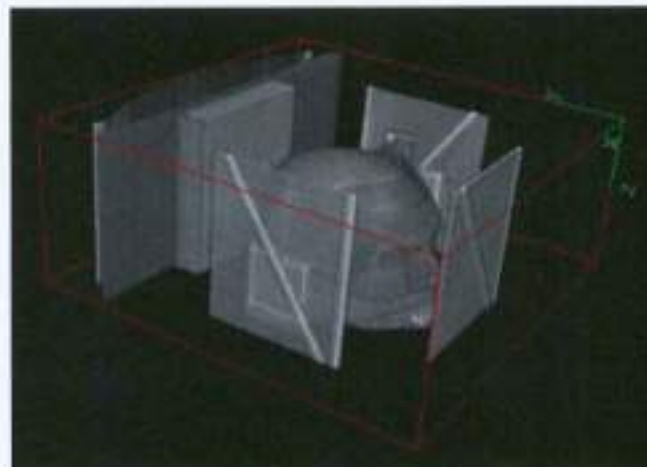


Figura 25: Sistema de Coordenadas da Imagem – Espaço I ( $X, Y, Z$ ) (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

Este sistema de coordenadas obtido com a reconstrução 3D do software Image J, foi considerado, nesse estudo, como sistema de coordenadas da imagem, cujos eixos foram definidos como  $X_i, Y_i, Z_i = X, Y, Z$ . Portanto as coordenadas cartesianas da Imagem, no espaço  $R^3$  tem como origem  $X_i, Y_i, Z_i = (0,0,0)$  o vértice mostrado na Figura 25. O volume  $V_i$  corresponde ao volume do paralelepípedo reconstruído com as imagens bidimensionais obtidas com um equipamento de tomografia computadorizada. No entanto, a origem do sistema de coordenadas do volume estereotático  $V_E$ , definido pelos marcadores fiduciais externos utilizados nesse estudo, não corresponde à mesma origem. Para melhor correlacionar os volumes  $V_i$  e  $V_E$ , faz-se necessário identificar a origem do espaço estereotático. A identificação desta origem foi feita como uma etapa posterior ao processamento e segmentação das imagens, conforme item 4.5.



#### 4.4 PROCESSAMENTO E SEGMENTAÇÃO DAS IMAGENS

A etapa de processamento das imagens nesse estudo foi dividida em três fases: inserção das imagens no software ImageJ, pré-processamento e processamento. A imagem de entrada a ser processada e analisada foi inserida no software ImageJ em forma de uma sequência “séries” de imagens bidimensionais, conforme Figura 26.



Figura 26: Imagem Bidimensional da série com a visualização da projeção dos marcadores fiduciais externos que precisam ser identificados (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

Após a etapa de inserção das imagens no software ImageJ, conforme Figura 26, foi iniciada a etapa de pré-processamento que consiste em duas subetapas, (a) aplicação de uma equalização do histograma característico de uma imagem bidimensional e (b) projeção das imagens bidimensionais sobre um único plano, denominada Projeção em Z.

##### (a) Equalização do Histograma da Imagem:

Para se aplicar a equalização do Histograma (Figura 27) foi utilizada uma ferramenta para identificar os valores de mínimos e máximos da escala de cinza correspondentes da imagem, ou seja, de toda a série das imagens bidimensionais (Figura 26). A opção de selecionar uma ferramenta que considera toda a série foi feita para que

todas as estruturas contidas na série fossem consideradas, ou seja, a anatomia do paciente, bem como o sistema de localização estereotática, conforme Figura 26.

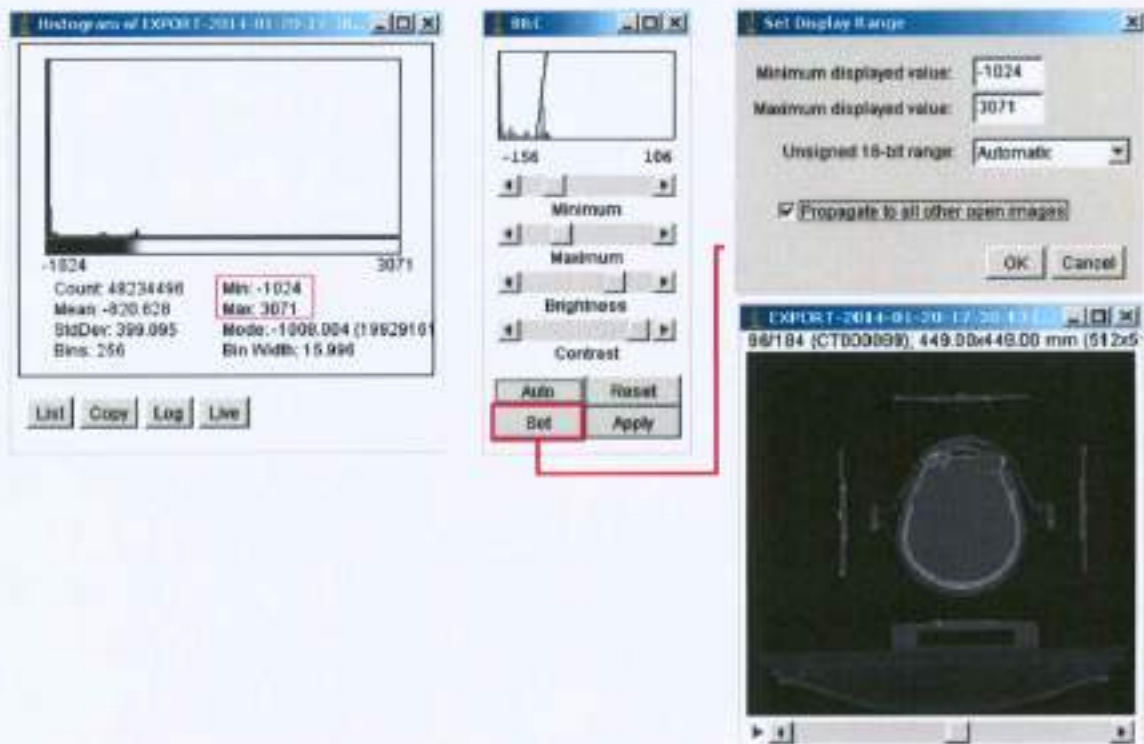


Figura 27: Equalização do Histograma (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

A equalização do histograma também foi utilizada no software de planejamento dedicado na etapa de localização extereotática, conforme Figura 28.

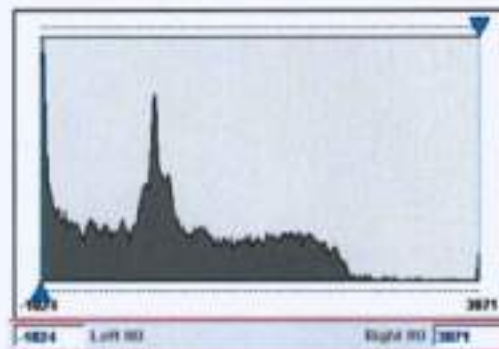


Figura 28: Equalização do Histograma no software de planejamento dedicado a SRS e SRT (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

(b) Projeção das Imagens Bidimensionais sobre um plano  $XY$

Após a equalização do histograma representativo da série de imagens, obtém-se uma série de imagens bidimensionais com representação gráfica considerando um novo “graylevel”. Nessa nova série é necessário destacar a projeção dos marcadores fiduciais



externos que assumem coordenadas cartesianas  $(x, y)$ , em número de pixels, constantes. Essa projeção também é chamada de Projeção em Z, que neste estudo foi utilizada como uma ferramenta para auxiliar no destaque dos marcadores fiduciais externos, ortogonais ao plano do corte de aquisição da imagem para planejamento Figura (29).

Em outras palavras, o uso da projeção em Z da série permitiu destacar a densidade do marcador fiducial externo (ortogonal ao plano XY) em uma imagem bidimensional.

Obtida a imagem que representa a série projetada em um plano XY, foram iniciadas as etapas de processamento e segmentação.



Figura 29: Projeção em Z da série (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

Nas etapas de processamento e segmentação das imagens foram aplicadas extensões de softwares que permitem a identificação dos centros das projeções dos marcadores fiduciais citados na etapa de pré-processamento. Com o objetivo de obter, com exatidão, as coordenadas desses centros, foram desenvolvidas para essas etapas, extensões de softwares e uma metodologia utilizando essas extensões de softwares como ferramentas, que permitem realizar contorno de bordas e extensão de softwares para a identificação de figuras geométricas em imagens digitalizadas. Para o delineamento das bordas importantes da imagem obtida após a etapa de pré-processamento o extensão de software desenvolvido nesse estudo utiliza como estrutura de base, as instruções do algoritmo de detecção de borda de Canny (Canny Edge



Detection - CED). Considerando a correlação da máscara Gaussiana com a sensibilidade do filtro a ruídos, nessa extensão de software o valor utilizado da máscara gaussiana ou núcleo de convolução, Gaussian Kernel Radius = 3. No que tange aos valores limites utilizados nessa extensão de software, foram considerados valores que permitiram conservar as características relevantes da imagem. Houve uma análise dos valores de limite, pois para valores altos de limite pode haver perda de informação da imagem e para valores baixos do limite acarreta na identificação de falsas bordas. Baseando-se nessa avaliação, os limiares utilizados nesse estudo foram: limiar mínimo = 1 e limiar máximo = 10. De acordo com as considerações acima, a imagem (Figura 30) obtida com aplicação dessa extensão de software caracteriza-se pela visualização dos círculos representativos da projeção de cada marcador fiducial externo, ortogonal ao plano do scanner.



Figura 30: Delimitação das bordas dos círculos que correspondem às projeções dos marcadores fiduciais externos (Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

Após a aplicação do extensão de software de detecção de bordas, foi utilizado outro extensão de software, especificamente para a identificação de formas geométricas em imagens digitalizadas. Esse extensão de software teve como base as instruções do extensão de software Hough\_Circles, o qual caracteriza-se pelo uso da transformada de Hough para identificação de círculos no espaço de Hough (Figura 31a).

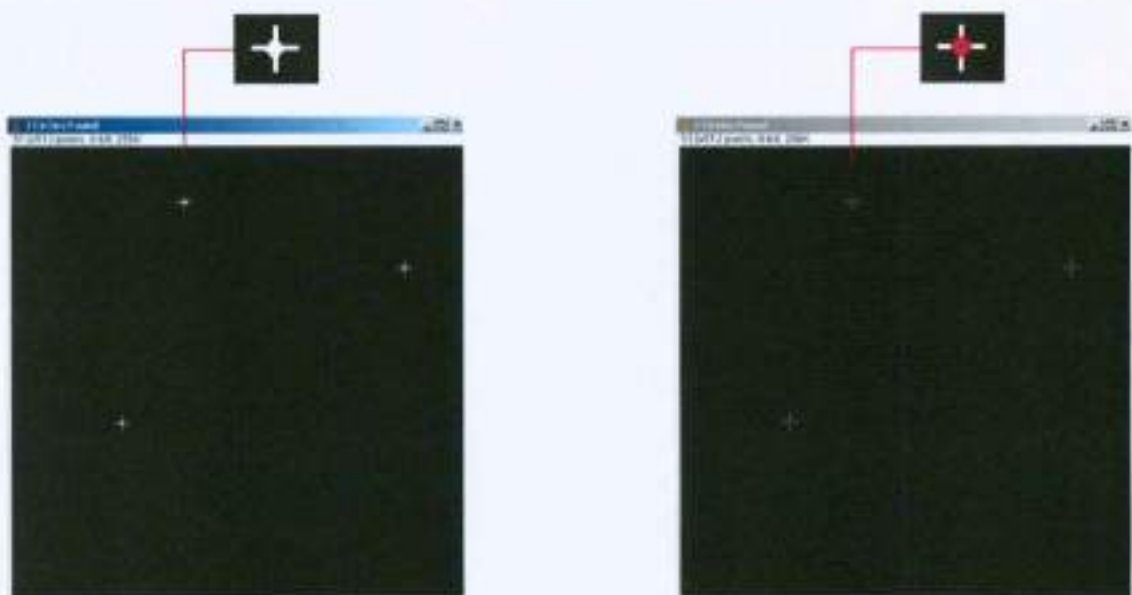


Figura 31: a) Espaço de Hough.

b) Espaço de Hough com a marcação dos centros das projeções.

(Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

Como instruções para esse extensão de software foram utilizados, o raio mínimo, o raio máximo e o incremento dos círculos a serem identificados. Além desses parâmetros, foram analisados e aplicados a profundidade do espaço de Hough e, por fim, os parâmetros, que auxiliam na eliminação de pontos nas áreas adjacentes aos círculos a serem identificados.

Com o objetivo de correlacionar o centro dos círculos identificados com o pixel de intensidade máxima, foi aplicada uma ferramenta de detecção desse sinal de intensidade, denominada “*Find Máxima*” (Figura 31b).

Portanto, uma vez identificados esses centros, as suas respectivas coordenadas ( $X, Y$ ) em número de pixels foram estabelecidas.

De posse dessas coordenadas, foi dado início a etapa de verificação das propriedades geométricas do espaço estereotático identificadas na imagem.

## 4.5 VERIFICAÇÃO DAS PROPRIEDADES GEOMÉTRICAS DO ESPAÇO ESTEREOTÁTICO

Com o objetivo de verificar se a posição dos centros das projeções no plano da imagem bidimensional está correta, foi realizado uma adaptação de uma ferramenta do ImageJ que permite especificar um segmento de reta com seus pontos de origem e extremidade. Essa ferramenta, definida como “Specify Line”, também corresponde a um extensão de software da biblioteca do software ImageJ. Os pontos de origem e extremidade do segmento de reta a ser definido com essa ferramenta podem ser escolhidos aleatoriamente entre os três pontos identificados na figura 32a.



Figura 32: a) Segmento de reta  $\overline{AC}$  no espaço de Hough.

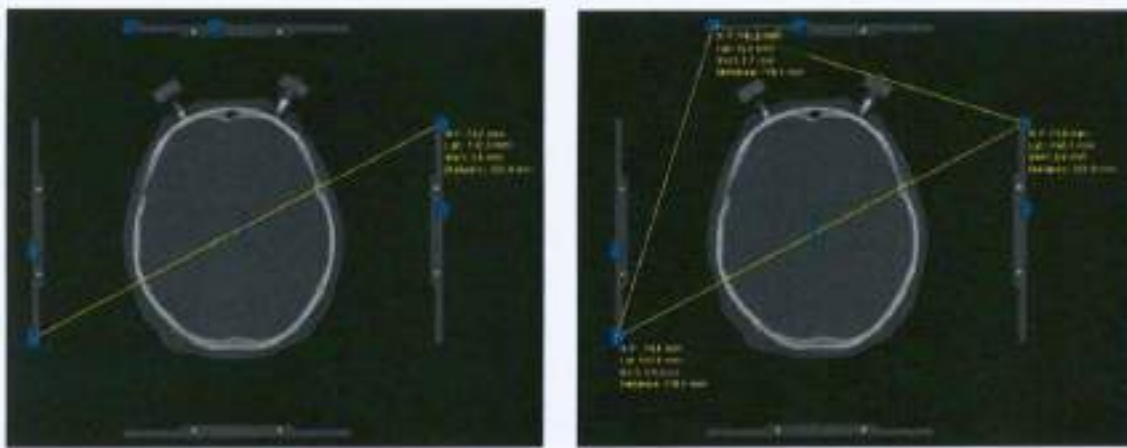


b) Segmentos de reta  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  no espaço de Hough.



c) Imagem das medidas obtidas com a metodologia do estudo.





d) Imagem das medidas obtidas com o sistema de planejamento dedicado iPlan RT Image e iPlan RT Dose.

(Fonte: ImageJ – Obtida com o Estudo).

As coordenadas cartesianas  $(X, Y)$  de cada um dos pontos foram obtidas utilizando um comando denominado Measure, que permite identificar de forma automática as mesmas. No entanto, essas coordenadas são mostradas em número de pixels. Aplicando a ferramenta “Specify Line” com as coordenadas dos pontos identificados, podemos definir 3 segmentos de retas possíveis:  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$ , também em número de pixels. Considerando as especificações técnicas fornecidas pelo fabricante, Figuras 8 e 9, foi possível certificar se a aplicação da Transformada de Hough, auxiliou na identificação, com acurácia, do círculo que representa as projeções dos marcadores fiduciais externos.

Após a determinação dos segmentos de reta acima, foram avaliados dois parâmetros que caracterizam o sistema de localização estereotática utilizado nesse estudo. Os parâmetros avaliados foram: comprimento dos segmentos de reta,  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  (Figura 33b), e o ângulo entre esses segmentos e o eixo horizontal da imagem (Figura 34). Esses parâmetros foram avaliados com o objetivo de verificar se a série de imagem não foi adquirida com rotação no plano  $XY$ , bem como para verificar se a caracterização do Sistema de Localização Estereotática foi feita de forma correta. Se há rotação, nesse mesmo trabalho foi utilizada uma ferramenta para correção de rotação dessa série de imagem, antes de definir as coordenadas  $(X, Y)$  da origem do volume estereotático definido pelos marcadores fiduciais externos.

Por fim, vale lembrar que: o tamanho do segmento  $\overline{AC}$  encontrado no Software ImageJ está em pixels, o que torna necessário achar o valor correspondente em

milímetros. Para encontrar esse valor, basta fazermos a conversão de acordo com o da matriz 512x512 pixels em milímetros. Nesse estudo, um exemplo foi: o tamanho da matriz é de 449x449 mm, portanto, o fator multiplicativo será  $449/512 = 0,877$ . Esse fator multiplicativo foi atribuído às propriedades da imagem, dentro do software ImageJ.

#### 4.6 ANÁLISE DAS INCERTEZAS

Neste estudo, as grandezas de influência não afetam o resultado da medição, pois são mantidas constantes, uma vez que, as grandezas estão intrínsecas nas ferramentas utilizadas no software ImageJ. A precisão da ferramenta utilizada para medir o comprimento dos segmentos de reta  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$ , é definida como sendo a menor divisão da escala graduada. Para se obter esta precisão foi verificado o algoritmo que define essa ferramenta, pois a definição da menor divisão corresponde a uma linha de comando do algoritmo. Uma vez identificada a menor divisão, utilizada por essa ferramenta, o cálculo da incerteza de escala desta ferramenta foi feito utilizando a equação abaixo:

$$\delta_{ap} = \frac{1}{2} \cdot (\textit{precisão da ferramenta}) \textit{ mm} \quad \text{Eq. (29)}$$

A cada momento em que identificamos o centro das projeções dos marcadores fiduciais externos sobre uma imagem bidimensional, obtemos os valores das coordenadas cartesianas desses pontos, que serão utilizadas para se determinar a origem e a extremidade de cada seguimento de reta. Portanto, o valor de cada seguimento é diretamente dependente das coordenadas dos pontos. Podemos desta forma plotar um gráfico, da distribuição dos resultados, obtidos dessas medições. Nessa distribuição, o valor obtido em cada medição está representado na abcissa e cada barra vertical representa o número de vezes que esse valor foi encontrado. Verifica-se claramente que os resultados estão dispersos em torno de um valor médio. Portanto, podemos observar que apesar de afirmarmos que o valor encontrado para o comprimento do seguimento encontra-se entre dois valores, não se tem certeza do valor da fração adicional no comprimento, pelas razões a abaixo;



-Ao aplicarmos a ferramenta que identifica o sinal de máxima intensidade dentro do círculo definido pela transformada de Hough, os pontos definidos em cada medição podem não ser os mesmos;

-A cada momento que aplicarmos a Transformada de Hough, para identificarmos os círculos representativos das projeções dos marcadores fiduciais externos, há diferenças intrínsecas a esse processo;

-Com as diferenças relatadas acima, a identificação das coordenadas cartesianas dos centros dessas áreas também apresentam diferenças;

No entanto, mesmo com as diferenças apresentadas acima, é possível observar que os valores encontrados nas medições estão muito próximos.

Por fim, foi criada uma tabela para cada segmento, com suas respectivas incertezas.

#### **4.7 DEFINIÇÃO DA ORIGEM DO VOLUME ESTEREOTÁTICO E ORIENTAÇÃO DOS RESPECTIVOS EIXOS**

Para definir a origem do volume estereotático, o processo foi dividido em três etapas: (a) identificação do ponto médio do segmento de reta  $\overline{AC}$  definido no item anterior, (b) identificação da coordenada Z desta origem e (c) atribuir ao software ImageJ o centro do volume estereotático. Para a identificação do ponto médio do segmento de reta  $\overline{AC}$ , foi utilizado um extensão de software que retorna o valor das coordenadas de um ponto médio, sendo conhecidos os pontos extremos de um segmento de reta.

De acordo com a Figura 9, a projeção da secção transversal, do marcador fiducial externo que não está perpendicular ao corte axial (imagem bidimensional), não é uma circunferência e, sim, uma elipse. No entanto, o centro dessa elipse representa o ponto geométrico que caracteriza o fiducial naquele plano. Na Figura 9, o valor de (S) corresponde à espessura da imagem bidimensional que determinará o número de planos dentro do espaço estereotático. Em outras palavras, a espessura da imagem bidimensional determinará o tamanho do voxel da matriz da imagem digital.



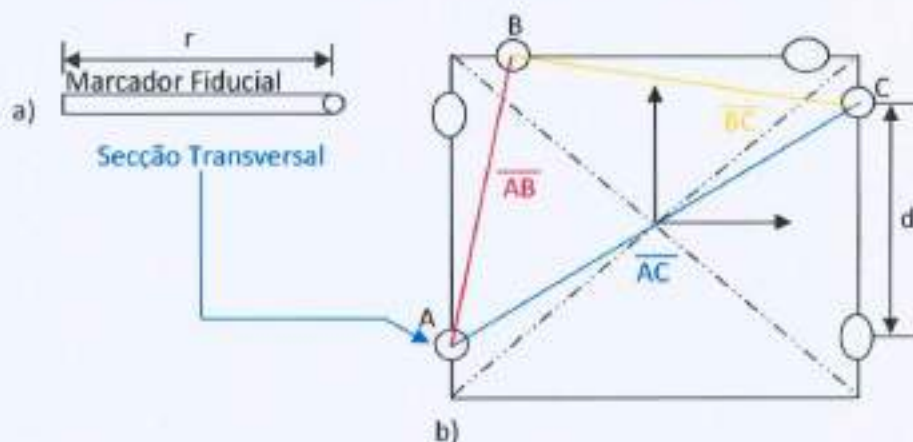


Figura 33: a) Vista Sagital de um marcador fiducial com o seu tamanho  $L$ ; b) Vista de um plano central do volume estereotático com as projeções dos marcadores fiduciais, perpendicular ao plano da imagem bidimensional e Representação Vetorial dos pontos representativos dos marcadores fiduciais em cada plano, tendo como origem, a origem do volume estereotático.

Cada imagem bidimensional obtida com o scanner de tomografia é composta por imagem da anatomia do paciente, três áreas circulares e três áreas em forma de elipse, as quais correspondem à secção transversal (axial) dos marcadores fiduciais contidos em cada face do sistema de localização estereotática, conforme Figuras 33 a e b.

Uma vez identificadas as coordenadas  $(X, Y)$  deste ponto médio, a segunda e última etapa para definir as coordenadas da origem do espaço estereotático concentra-se na definição da coordenada  $Z$  desse ponto. Como o comprimento, distância longitudinal, do acessório CT/X-ray Localizer ao ser "cortado" durante a tomografia, é definido de acordo com a espessura de corte do scanner, a coordenada  $Z$  será definida como sendo a metade desse comprimento do marcador fiducial ortogonal ao corte da TC. Em outras palavras, a coordenada  $Z$  foi definida no plano onde o comprimento do marcador fiducial externo (Figura 33a), ortogonal ao scanner, corresponde à metade desse comprimento. Como forma de verificar se o plano que representa  $Z = 0$  está correto, foi feita a medida do parâmetro  $d$  (Figura 33 b).

Por fim, mas não menos importante, a definição da origem do volume estereotático no software ImageJ, foi feita utilizando as propriedades da imagem, ou seja, os valores das coordenadas dessa nova origem foram inseridas no software ImageJ.

No que tange à definição da orientação dos respectivos eixos  $(X, Y, Z)$ , essa informação também foi inserida nas propriedades da imagem dentro do software ImageJ.

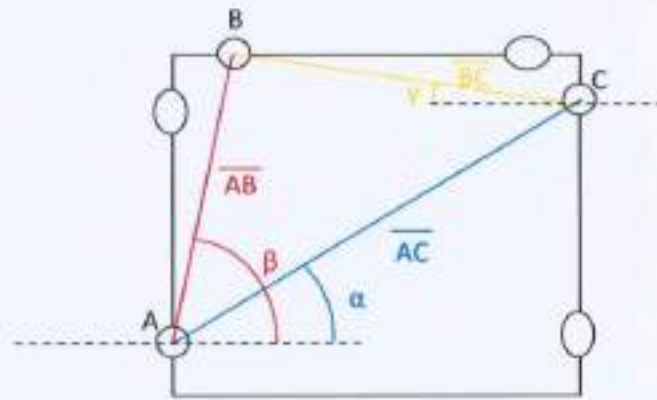
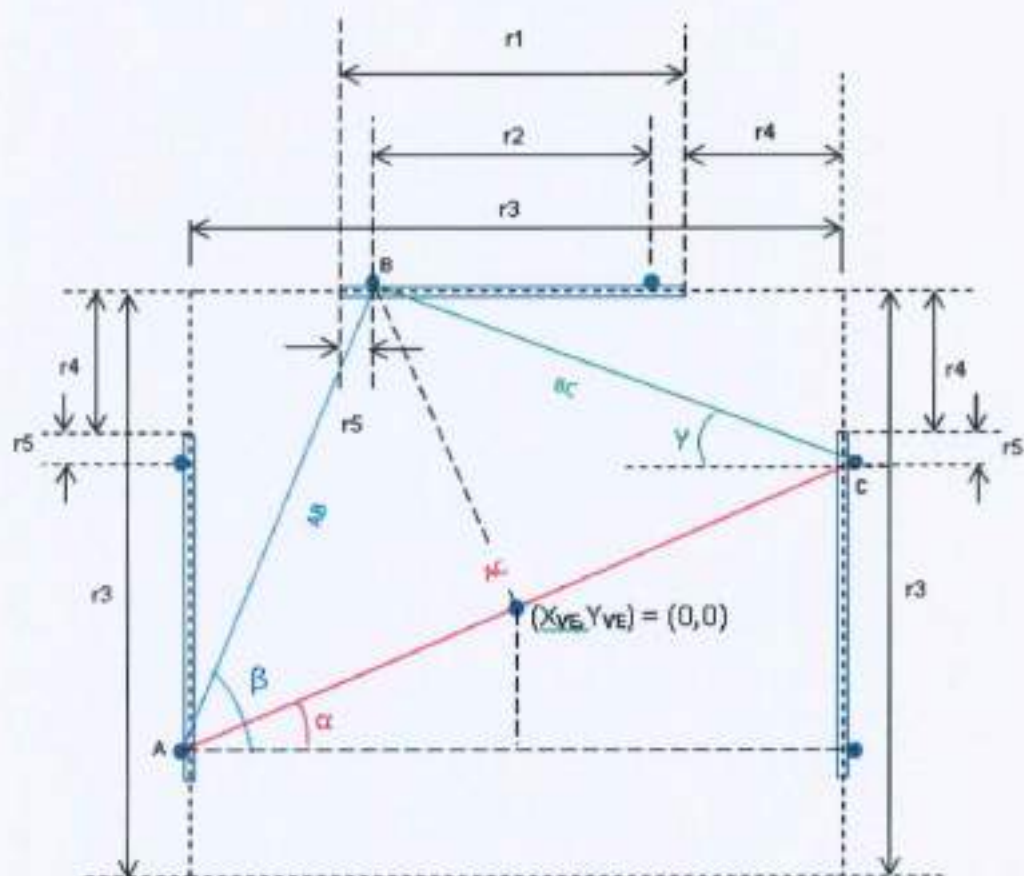


Figura 34: Ângulos entre os segmentos de reta e o eixo horizontal da imagem.

#### 4.8 INTERCOMPARAÇÃO COM SOFTWARE DEDICADO

A intercomparação com um software dedicado foi feita considerando a identificação de pontos que pertencem à estrutura do sistema de localização (CT/X-ray Localizer). Os pontos escolhidos correspondem aos mesmos pontos que foram utilizados para a identificação da origem do espaço estereotático. Além dessa identificação, todos os parâmetros avaliados nesse estudo foram também avaliados no software dedicado iPlan, conforme resultados apresentados nas tabelas 2 e 3. De acordo com as informações geométricas, do sistema de localização estereotática (CT/X-ray Localizer), obtidas junto ao fabricante BrainLAB, foi construída a Figura 35. Nesta figura é possível observar todos os parâmetros geométricos analisados nesse estudo, considerados valores de referência para o estudo.



OBS: Diâmetro do Fiducial Externo = 4 mm

Figura 35: Parâmetros geométricos do sistema de Localização Estereotática – CT/X-ray Localyser.



## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A identificação dos pontos  $A, B$  e  $C$  que caracterizam a projeção dos marcadores fiduciais externos em uma imagem bidimensional, consistiu na aplicação de ferramentas e extensão de softwares na plataforma do software ImageJ. Essas ferramentas e extensão de softwares possuem como características e comandos, instruções sobre a geometria do sistema de localização. Os pontos  $A, B$  e  $C$  estão mostrados na figura 29. Nessa figura estão projetados os marcadores fiduciais externos que, em virtude da geometria do sistema de localização, estão ortogonais ao scanner da TC. A tabela 2 mostra os valores em milímetros das coordenadas  $(X, Y)$  dos pontos  $A, B$  e  $C$  encontrados com a metodologia desenvolvida nesse estudo, bem como as coordenadas encontradas com o software dedicado iPlan RT Image.

**Tabela 2** - Coordenadas  $(X, Y)$  dos pontos que representam a projeção dos marcadores fiduciais externos, ortogonais ao plano do Scanner da TC.

COORDENADAS CARTESIANAS DOS PONTOS A, B e C (mm)									
$\bar{M} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n}$	A			B			C		
	$\bar{X}$	$\bar{Y}$	$\bar{Z}$	$\bar{X}$	$\bar{Y}$	$\bar{Z}$	$\bar{X}$	$\bar{Y}$	$\bar{Z}$
iPlan RT Image	142,70 ± 0,03	74,70 ± 0,03	Corte	75,00 ± 0,07	142,80 ± 0,09	Corte	142,70 ± 0,1	74,90 ± 0,09	Corte
Estudo (ImageJ)	141,19 ± 0,03	75,40 ± 0,18	Corte	73,89 ± 0,09	141,68 ± 0,16	Corte	143,20 ± 0,32	73,86 ± 0,27	Corte
$\Delta$ (%)	-1,06	+0,94	Corte	-1,48	-0,78	Corte	+0,35	-1,39	Corte

Percebe-se da análise dessas coordenadas que os valores encontrados caracterizam uma diferença percentual mostrada na terceira linha da tabela 2. É possível observar que a maior diferença percentual encontrada está associada à coordenada X do ponto  $B$ .

No que tange ao comprimento dos segmentos  $\overline{AB}, \overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  (Figura 35), característica da geometria do sistema de localização estereotática, também analisadas nesse estudo, a tabela 3 resume os valores, em milímetros encontrados para cada um dos segmentos.

De posse dos resultados descritos nas tabelas mostradas no apêndice A, a avaliação Tipo A da incerteza  $u(d)$  estimada como desvio padrão da média, foi feita utilizando a expressão abaixo:

$$u^2 = \left[ \frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (\Delta d_i)^2 \right] \quad \text{Eq. (30)}$$

Portanto, o valor do segmento  $d$  foi escrito na forma:

$$d = (d \pm \langle d \rangle) \text{ mm}$$

**Tabela 3** - Comprimento dos segmentos  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizado nesse estudo.

COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS AB, AC e BC (mm)				
Matriz: 512 x 512; Esp. = Espessura (mm); Dist. = Distância entre os Cortes de TC (mm)				
Série	Software	AB	AC	BC
<b>Série 1</b> Nº Cortes = 155 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	228,10 ± 0,02	322,40 ± 0,07	228,10 ± 0,02
	Estudo (ImageJ)	227,25 ± 0,12	321,27 ± 0,19	227,74 ± 0,11
	Δ (%)	-0,37	-0,35	+0,16
<b>Série 2</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	228,20 ± 0,04	322,28 ± 0,01	228,30 ± 0,05
	Estudo (ImageJ)	228,61 ± 0,10	323,30 ± 0,20	228,61 ± 0,14
	Δ (%)	+0,18	+0,32	+0,14
<b>Série 3</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	228,40 ± 0,05	323,00 ± 0,09	228,20 ± 0,03
	Estudo (ImageJ)	227,68 ± 0,13	323,34 ± 0,18	227,93 ± 0,15
	Δ (%)	-0,32	+0,11	-0,12
<b>Série 4</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	228,10 ± 0,05	322,90 ± 0,10	228,40 ± 0,07
	Estudo (ImageJ)	228,99 ± 0,16	321,81 ± 0,22	228,89 ± 0,11
	Δ (%)	+0,39	-0,34	+0,21
<b>Série 5</b> Nº Cortes = 152 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	228,20 ± 0,07	322,90 ± 0,07	228,20 ± 0,02
	Estudo (ImageJ)	228,76 ± 0,10	324,48 ± 0,20	227,85 ± 0,13
	Δ (%)	+0,25	+0,49	-0,15



**Tabela 4** – Variação do Comprimento dos segmentos  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizando o sistema iPlan RT Image.

VARIAÇÃO DO COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS AB, AC e BC (mm)				
Matriz: 512 x 512 – iPlan RT Image				
Software	Séries	AB	AC	BC
iPlan RT Image	Série 1	228,10	322,40	228,10
	Série 2	228,20	322,28	228,30
	Série 3	228,40	323,00	228,20
	Série 4	228,10	322,90	228,40
	Série 5	228,20	322,90	228,20
	$\sigma$		0,12	0,33

**Tabela 5** – Variação do Comprimento dos segmentos  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  que caracterizam o Sistema de Localização estereotática utilizando a metodologia do Estudo (ImageJ).

VARIAÇÃO DO COMPRIMENTO DOS SEGMENTOS AB, AC e BC (mm)				
Matriz: 512 x 512 – Estudo (ImageJ)				
Série	Séries	AB	AC	BC
Estudo (ImageJ)	Série 1	227,25	321,27	227,74
	Série 2	228,61	323,30	228,61
	Série 3	227,68	323,34	227,93
	Série 4	228,99	321,81	228,89
	Série 5	228,76	324,48	227,85
	$\sigma$		0,75	1,29

Foi observado durante esse estudo que o tamanho dos segmentos  $\overline{AB}$  e  $\overline{BC}$  possuem comprimentos idênticos, o que caracterizou um triângulo isósceles, confirmando assim que o ponto médio do segmento  $\overline{AC}$  corresponde à projeção da origem do espaço estereotático em uma imagem bidimensional, conforme Figuras 33 e 35.

Em virtude da diferença percentual encontrada entre as coordenadas cartesianas dos pontos  $A, B$  e  $C$ , também foram encontradas discrepâncias nos valores dos comprimentos dos segmentos de reta, conforme tabela 3.



Para evitar que o centro do espaço estereotático seja definido de forma errada, ou seja, para que essa informação seja inserida nas propriedades da imagem com a devida acurácia, foram mensurados os ângulos entre os segmentos de reta  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  com o objetivo de corrigir erros de rotação. No que tange à coordenada  $Z$ , a mesma foi definida na imagem bidimensional que corresponde à metade do comprimento do marcador fiducial ortogonal ao scanner da TC. Em outras palavras, a coordenada  $Z$  foi definida na imagem bidimensional onde a distância entre os marcadores fiduciais que pertencem ao mesmo plano é igual a  $\frac{r}{2}$ , onde  $r$  está ilustrado na figura 33a.

A tabela 4 mostra que: embora pequenas, houve diferença entre esses ângulos, quando analisados pela metodologia aplicada nesse estudo e pelo software dedicado à SRS e SRT. Esses resultados também possibilitaram concluir que embora não seja perceptível por um observador, há a possibilidade de haver uma aquisição rotacionada, das imagens de planejamento, o que prejudica os procedimentos para planejamento.

**Tabela 6** - Ângulos entre os segmentos  $\overline{AB}$ ,  $\overline{AC}$  e  $\overline{BC}$  com o eixo horizontal da imagem  $I$ , conforme figura 34, para verificar rotação das imagens de tomografia computadorizada sobre o plano  $XY$

ÂNGULO ENTRE OS SEGMENTOS AB, AC, BC E O EIXO HORIZONTAL DA IMAGEM (°)				
Matriz: 512 x 512				
Série	Software	$\alpha$	$\beta$	$\gamma$
<b>Série 1</b> Nº Cortes = 155 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	27,90	72,90	17,10
	Estudo (ImageJ)	27,72	72,84	17,29
	$\Delta$ (%)	-0,64	-0,08	+1,11
<b>Série 2</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	27,00	71,90	18,10
	Estudo (ImageJ)	27,04	72,04	17,96
	$\Delta$ (%)	+0,13	+0,15	-0,77
<b>Série 3</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	26,90	71,90	18,10
	Estudo (ImageJ)	26,74	71,56	18,02
	$\Delta$ (%)	-0,59	-0,47	-0,44
<b>Série 4</b> Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	28,70	73,70	16,30
	Estudo (ImageJ)	28,66	73,99	16,70
	$\Delta$ (%)	-0,14	+0,39	+2,45
<b>Série 5</b> Nº Cortes = 152 Esp. do Corte: 1,2	iPlan RT Image	27,20	72,10	17,80
	Estudo (ImageJ)	27,00	72,00	17,92
	$\Delta$ (%)	-0,73	-0,14	+0,67

Antes da definição da origem do espaço estereotático, foi aplicada uma ferramenta de correção de rotação em relação ao plano  $XY$ , de acordo com os valores encontrados na tabela 6.

Por fim, após aplicadas todas as ferramentas e extensão de softwares para identificação da origem do espaço estereotático, as coordenadas  $(X_{VE}, Y_{VE}, Z_{VE})$  foram inseridas como propriedades da imagem estudada.

Para realizar a intercomparação da coordenada  $Z$  foi tomado um ponto  $P$  genérico, pertencente à estrutura do CT/X-ray Localizer. Os resultados obtidos estão dispostos na tabela 7.

**Tabela 7:** Diferença percentual entre as coordenadas cartesianas identificadas com o iPlan RT Image e o ImageJ, comparadas com as coordenadas obtidas da geometria do CT/X-Ray Localizer, de um ponto  $P(X,Y,Z)$ .

DIFERENÇA PERCENTUAL ENTRE AS COORDENADAS CARTESIANAS DE UM PONTO P				
Matriz: 512 x 512 – Espessura dos Cortes (mm)				
Série	Software	X	Y	Z
Série 1 Nº Cortes = 155 Esp. do Corte: 1,2	Geometria	30,00	-138,00	-8,50
	iPlan RT Image	30,60	-137,50	-8,30
	Estudo (ImageJ)	30,20	-137,30	-8,10
	$\Delta$ (%) Est. X iPlan	+2,00	-0,36	-2,35
	$\Delta$ (%) Est. X Geom	+0,67	-0,50	-4,70
Série 2 Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	Geometria	30,00	-138,00	-8,50
	iPlan RT Image	30,20	-137,40	-8,20
	Estudo (ImageJ)	29,60	-137,20	-8,00
	$\Delta$ (%) Est. X iPlan	+0,67	-0,43	-2,50
	$\Delta$ (%) Est. X Geom	-1,33	-0,58	-5,88
Série 3 Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	Geometria	30,00	-138,00	-8,50
	iPlan RT Image	29,70	-137,10	-8,00
	Estudo (ImageJ)	29,20	-137,30	-7,90
	$\Delta$ (%) Est. X iPlan	-1,00	-0,65	-5,88
	$\Delta$ (%) Est. X Geom	-2,66	-0,51	-7,10
Série 4 Nº Cortes = 154 Esp. do Corte: 1,2	Geometria	30,00	-138,00	-8,50
	iPlan RT Image	30,80	-137,50	-8,60
	Estudo (ImageJ)	29,80	-137,00	-8,20
	$\Delta$ (%) Est. X iPlan	+2,66	-0,36	+1,18
	$\Delta$ (%) Est. X Geom	-0,67	-0,72	-3,52
Série 5 Nº Cortes = 152 Esp. do Corte: 1,2	Geometria	30,00	-138,00	-8,50
	iPlan RT Image	30,20	-138,30	-8,10
	Estudo (ImageJ)	29,60	-137,40	-8,30
	$\Delta$ (%) Est. X iPlan	+0,67	+0,22	-4,70
	$\Delta$ (%) Est. X Geom	-1,33	-0,43	-2,35



## 6. CONCLUSÕES

O presente trabalho avaliou a implementação de uma nova metodologia para a identificação de marcadores fiduciais externos em imagens bidimensionais, bem como a identificação da origem do espaço estereotático de um sistema de localização estereotática utilizado em procedimentos de SRS e SRT.

Essa metodologia utilizou um software não dedicado, denominado ImageJ, no qual foram inseridos extensão de softwares com funções distintas nessa metodologia e considerando como instruções características geométricas do sistema de localização.

A extensão de software baseado nas instruções do operador de Canny, bem como as ferramentas, utilizadas para a identificação das bordas da projeção dos marcadores fiduciais externos em uma imagem bidimensional apresentou-se adequado para a metodologia, pois permitiu identificar a área circular que caracteriza a secção transversal do marcador fiducial.

No que tange ao extensão de software utilizado para identificar a figura geométrica que caracteriza as projeções dos marcadores fiduciais nas imagens bidimensionais, cujas instruções são oriundas da Transformada de Hough, auxiliou na identificação com acurácia as coordenadas cartesianas do centro  $(x_c, y_c)$ , conservando as características da imagem original.

Os valores encontrados para as coordenadas  $(X_{ix}, Y_{ix})$  apresentaram diferenças percentuais com valores máximos de 7,10% em relação às coordenadas desses mesmos pontos identificadas em um software dedicado. No entanto, foi observado que o próprio software dedicado, também apresenta diferenças em relação às coordenadas desses pontos se comparadas com as características geométricas do sistema de localização estereotática.

Considerando os resultados apresentados neste trabalho, concluímos que a metodologia utilizada nesse estudo permitiu alcançar os objetivos propostos, permitindo utilizar esse software não dedicado como uma ferramenta de controle de qualidade das coordenadas estereotáticas.

## 7. PROPOSTAS PARA CONTINUAÇÃO DA PESQUISA

- Verificar a concordância das coordenadas  $(X, Y, Z)$  de um ponto dentro do volume estereotático que represente o centro de massa de um volume alvo.
- Unificar as ferramentas e extensão de softwares em um extensão de software "global" que conserve todas as funções estabelecidas nesse estudo.
- Aplicar a metodologia desse estudo para outros sistemas de localização disponíveis no mercado.
- Aplicar as coordenadas estereotáticas identificadas nesse estudo, em sistemas de planejamento que não possuem sistemas de localização próprios, para analisar o valor da dose absoluta no mesmo.
- Fazer a irradiação de um planejamento desenvolvido em um TPS dedicado, mas utilizando a localização estereotática encontrada com a metodologia desse estudo, e comparar o resultado com o valor obtido aplicando a localização oriunda do TPS dedicado.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAPM, 1995, "Stereotactic Radiosurgery – Report of Task Group 42 Radiation Therapy Committee", American Association of Physicists in Medicine.

BRAINLAB User Guide.

BURGER, W., BURGE, M.J., 2010 *Digital Image Processing – An Algorithmic Introduction using Java*, 1 ed., Arlington, USA, Ed. Springer.

CESTA, A.A., 2009 "Tutorial: A linguagem de programação java".

DAI, J., ZHU, Y., QU, H., HU, Y., 2002 "An algorithm for stereotactic localization by computed tomography or magnetic resonance imaging", *Phys. Med. Biol.*, 46, pp N1-N7.

DING, L., GOSHTASVY, A., 2000 "On the Canny edge detector", *Pattern Recognition*, 34, pp 721-725.

FERREIRA, T., WAYNE, R., 2012 "ImageJ User Guide – IJ 1.46r", *ImageJ FIGI*.

FILHO, R.R., 2008 *Desenvolva Aplicativos com Java 6*, 1 ed., São Paulo, BR, Ed. Érica Ltda.

GHOSAL, S., MEHROTRA, R., 1994 "Detection of composite edges", *IEEE Transactions on Image Processing*, 3(1), pp 14-25.

GRIGORESCU, C., PETKOV, N., WESTENBERG, M.A., 2004 "Contour and boundary detection improved by surround suppression of texture edges", *Image and Vision Computing*, 22, pp 609-622.

Manual do Usuário - IJFIGI 1.46r User Guide, 2012

Internet, <http://thietbiysinh.wordpress.com/2013/01/11/he-thong-may-gia-toc-xa-tri/>, 10/02/2014)

LINSKEY, M.E., ANDREWS, D.W., 2010 "The role of stereotactic radiosurgery in the management of patients with newly diagnosed brain metastases: a systematic review and evidence-based clinical practice guideline", *J Neurooncol*, 96(1), pp 45-68.



LUNSFORD, L.D., KIM, D.G., 2012 "Current and Future Management of Brain Metastasis", Pittsburgh, Pa. USA, Karger.

MARCHAND, S., VIALARD, A., 2009 "The hough transformation for binaural source localization", *Proc. of the 12<sup>th</sup> Int. Conference on Digital Audio Effects (DAFx-09)*, Como, Italy, pp 01-09.

OLSON, C.F., 1999 "Constrained Hough Transforms for Curve Detection", *Computer Vision and Image Understanding*, 73(3), pp 329-345.

OLIVEIRA, R.S.M.F., OLIVEIRA, F.A.M., PINHEIRO, H.S., 2010 "Programando o software ImgeJ para a seleção automática de áreas marcadas por imunohistoquímica e coradas com cromogênio DAB e contra-coradas pela hematoxilina", *Rev. Int. de Est. Experimentais*, 3, pp 76-80.

PIANYKH, O.S., 2008 "Digital Imaging and Communication in Medicine", Springer, Boston, USA.

PODGORSAK, E.B., 2005 "Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students", IAEA – Technical Editor.

SAW, C.B., AYYANGAR, K., SUNTHARALINGAN, N., 1987 "Coordinate transformations and calculation of angular and depth parameters for a stereotactic system", *Med. Phys.* 14(6), pp 1042-1044.

SCHILDT, H., 2013 Java Para Iniciantes, 5 ed., Porto Alegre, BR, Ed. Bookman.

SIDDON, R.L., BARTH, N.H., 1987 "Stereotaxic localization of intracranial targets", *Int. J. Radiation Oncology Bio. Phys.*, 13, pp 1241-1246.

STURM, V., KOBER, B., HOVER, K.H., et al, 1987 "Stereotactic percutaneous single dose irradiation of brain metastases with a linear accelerator", *Int. J. Radiat Oncol Biol Phys.*, 13, pp 279-282.

VOZIKIS, G., JANSÁ, J., 2008 "Advantages and disadvantages of the hough transformation in the frame of automated building extraction", *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences Vol. XXXVII. Part B3b. Beijing 2008*, pp 719-724.

VALE, G.M.D., POZ, A.P.D., 2002 “O processo de detecção de bordas de Canny: fundamentos, algoritmos e avaliação experimental”, *Anais do Simpósio Brasileiro de Geomática*, pp 292-303.

WISCONSIN, MADISON UNIVERSITY, [www.uwhealth.org](http://www.uwhealth.org) (Universidade de Wisconsin-Madison, 10/02/2014)

WOO, M.K., BRIEN, P.O., GILLIES, B., ETHRIDGE, R., 1992 “Mechanical and radiation isocenter coincidence: An experience in linear accelerator alignment”, *Med. Phys.* 19(2), pp 357-359.

WANG, M.Y., MAURER, C.R., FITZPATRICK, J.M., MACIUNAS, R.J., 1996 “An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(6), pp 627-637.

BAILER, W., 2006 “Writing ImageJ Extensão de softwares—A Tutorial”, Version 1.71, Hagenberg, Austria.

(Fonte: Internet, <http://thietbiysinh.wordpress.com/2013/01/11/he-thong-may-gia-toc-xa-tri/>, 10/02/2014).

Documentação → Atuação Profissional

2006 → Atual → Fundação de Apoio ao Hemoc IEPON  
centro de Pesquisas Otológicas de Santa Catarina.

2005 → 2006 → Hospital de Clínicas de Porto Alegre - HCPA