

**UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FGA - FACULDADE GAMA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA**  
**BIOMÉDICA**

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE**  
**FUSÃO DE IMAGENS PARA CORREÇÃO DO**  
**POSICIONAMENTO DO PACIENTE EM RADIOTERAPIA DE**  
**REGIÃO PÉLVICA**

**CRISTINA DUARTE ALMEIDA**

**ORIENTADORA: Dra. Lourdes Mattos Brasil**

**COORIENTADOR: Dr. Cristiano Jacques Miosso**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PUBLICAÇÃO: 009A/2013**

**BRASÍLIA/DF: FEVEREIRO – 2013**

CRISTINA DUARTE ALMEIDA

Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Fusão de Imagens Para Correção do Posicionamento do Paciente em Radioterapia de Região Pélvica, [Distrito Federal] 2013.

82p, 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2013).

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                       |                               |
|-----------------------|-------------------------------|
| 1. Radioterapia       | 2. Posicionamento do Paciente |
| 3. Imagem Portal      | 4. Fusão de Imagem            |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. Título (série)            |

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ALMEIDA, C. D. (2013). Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Fusão de Imagens Para Correção do Posicionamento do Paciente em Radioterapia de Região Pélvica. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 009A/2013, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 82p.

## CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Cristina Duarte Almeida.

TÍTULO: Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Fusão de Imagens Para Correção do Posicionamento do Paciente em Radioterapia de Região Pélvica.

GRAU: Mestre

ANO: 2013

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

Cristina Duarte Almeida  
SQS103 Bloco F, apt 604 – Asa Sul  
CEP:70342-060 Brasília, DF – Brasil

## DEDICATÓRIA

*“Dedico esta dissertação ao meu companheiro  
Rafael Werkema, que esteve ao meu lado e  
nunca mediu esforços para me ajudar,  
Obrigada por tudo.”*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço em primeiro lugar a Deus pela força e coragem nestes dois últimos anos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro concedido para a realização dessa pesquisa.

Agradeço também a todos os professores que me acompanharam no mestrado, em especial à professora Dra. Lourdes Mattos Brasil, não apenas pela orientação, mas também pelo companheirismo e confiança depositada no meu trabalho.

Ao professor Dr. Cristiano Jacques Miosso, pela coorientação, mas também pela ilustre habilidade no processamento de imagens, auxiliando na realização deste trabalho.

Ao Físico Médico, Samuel Ramalho Avelino, por ter apostado em mim, tornando-se responsável pelo meu ingresso como dosimetrista na área de radioterapia.

Aos médicos radio-oncologistas Eronides Batalha, Juliano Nakashima e Wenzel de Abreu, pela amizade e pela imensa disponibilidade em ajudar durante as medidas e testes.

Em especial, ao amigo e Físico Médico, Luis Felipe Oliveira e Silva, pelo incentivo, direcionamento de estudo, credibilidade, ensinamentos, auxílios e muita compreensão.

Aos meus amigos técnicos, enfermeiras e demais profissionais do departamento de Radioterapia do Hospital Universitário de Brasília que colaboraram com o desenvolvimento e implantação do sistema de fusão.

Por fim, agradeço a todos que contribuíram direta ou indiretamente na concretização desse trabalho.

## RESUMO

### DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE FUSÃO DE IMAGENS PARA CORREÇÃO DO POSICIONAMENTO DO PACIENTE EM RADIOTERAPIA DE REGIÃO PÉLVICA

**Autor:** CRISTINA DUARTE ALMEIDA

**Orientador:** Profa. Dra. Lourdes Mattos Brasil

**Coorientador:** Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica**

**Brasília, Fevereiro de 2013.**

O Planejamento da radioterapia é tradicionalmente baseado na Tomografia Computadorizada (TC) para obtenção de imagens das áreas alvo, que são então analisadas para determinação da dosagem de radiação. A eficiência do tratamento, em seguida, depende da reprodutibilidade da posição em que o paciente estava quando as imagens de TC foram realizadas. Neste trabalho é proposto e avaliado um processo de fusão da imagem que ajuda os médicos radio-oncologistas no sentido de comparar a posição atual do paciente através da imagem portal com a imagem reconstruída digitalmente através do sistema proposto de planejamento, e com isso estimar os erros de posicionamento e os deslocamentos de correção necessários. O sistema foi desenvolvido no Hospital Universitário de Brasília. Neste sistema, a imagem radiográfica digital (imagem portal) é adquirida de cada paciente, antes do tratamento radioterápico. A imagem portal é então fundida com uma radiografia digital reconstruída permitindo as correções de posicionamento. O sistema demonstrou precisão na determinação dos deslocamentos a partir da fusão, tendo sido constatada maior concordância entre os usuários sobre o posicionamento do paciente quando comparada a fusão com a análise visual. As variâncias observadas foram em média no eixo lateral de 0,0172, longitudinal de 0,0267 e vertical de 0,0405. Obtidas com o sistema de fusão, com p-valor de 0,0877 na lateral; 0,0106 no longitudinal e 0,0930 no vertical. Os resultados sugerem uma melhoria, mesmo sem um dispositivo eletrônico de imagem portal, utilizando uma solução de baixo custo, com um *software* livre e um algoritmo simples de fusão de imagens.

**Palavras-chaves:** Radioterapia, posicionamento do paciente, fusão de imagens, imagem portal.

## **ABSTRACT**

### **DEVELOPMENT AND EVALUATION OF A IMAGE FUSION SISTEM FOR CORRECTION OF PATIENT POSITIONING IN RADIOTHERAPY OF PELVIC REGION**

**Author : Cristina Duarte Almeida**

**Supervisor: Dr. Lourdes Mattos Brasil**

**Co-supervisor: Dr. Cristiano Jacques Miosso**

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering – Qualify of Master Degree**

**Brasília, February of 2013.**

*Radiotherapy planning traditionally uses Computed Tomography (CT) to obtain images from the target areas, which are then analyzed in order to determine the needed radiation doses. Following the planning stage, the treatment efficacy depends on the reproducibility of the patient position when the doses are applied, as compared to the position when the CT scans were performed. This work proposes and evaluates an image fusion method for assisting radio-oncologists doctors to analyze the patient position when the portal image is acquired, as compared to the position during the acquisition of the digitally reconstructed image. The proposed planning system thus estimates the positioning errors and indicates the necessary corrections, which are then verified by the health professionals in charge. The system was developed at the University Hospital of Brasilia. In this system, the digital radiographic image (portal image) is acquired from each patient before the radiotherapy sessions. The portal image is then fused with a digitally reconstructed radiography, so that placement corrections can be conducted. The system has demonstrated precision in the determination of the displacements from fusion, and the users had greater concordance about the positioning of the patient compared to fusion with visual analysis. The variances observed were, in average: 0.0172 in the lateral axis, in longitudinal axis 0.0267 and 0.0405 in vertical axis. The variances obtained with the fusion system, with p-value of 0.0877 to the lateral axis; 0.0106 in longitudinal axis and 0.0930 in the vertical axis. The results suggest an improvement, even without an electronic portal imaging and using a low-cost solution, with free software and a simple algorithm for image fusion.*

**Key-words:** *Radiotherapy, patient position, image fusion, portal image.*

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	14
1.1 Contextualização e formulação do problema.....	14
1.2 Objetivos.....	16
1.2.1 Objetivo geral.....	16
1.2.2 Objetivos específicos .....	16
1.3 Revisão da literatura .....	17
1.4 Organização do trabalho .....	19
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1 Radioterapia.....	20
2.2 Teleterapia .....	21
2.3 Planejamento e tratamento.....	22
2.4 Fantoma .....	23
2.5 Radiografia computadorizada .....	28
2.6 Imagem portal.....	30
2.7 Fusão de imagens.....	31
2.8 Ferramenta de processamento de imagem.....	32
3. METODOLOGIA .....	37
3.1 O ambiente do estudo .....	37
3.2 Delimitação do estudo .....	38
3.3 Coleta de dados para o método de fusão de imagem .....	38
3.4 Fantoma de cera vermelha .....	41
3.5 Testes com a fusão 2D e 3D .....	42
3.6 Realce de contraste .....	46
3.7 Automatização de etapas no sistema de fusão .....	47
4. RESULTADOS.....	51
4.1 Visão geral .....	51
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO.....	64
6. TRABALHOS FUTUROS .....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	66

ANEXOS.....	69
ANEXOS I – Autorização de coletas de dados.....	70
ANEXO II – Algoritmo de automatização usado no MATLAB .....	72
PUBLICAÇÕES.....	75
ANEXO III – Artigo aceito no WC 2012 .....	76
ANEXO IV – Resumo aceito na ASTRO 2012.....	81



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupo de valores dos deslocamentos conjugadas .....	46
Tabela 2 - Deslocamento lateral com avaliação de fusão 2D .....	52
Tabela 3 - Deslocamento longitudinal com avaliação de fusão 2D .....	53
Tabela 4 - Deslocamento vertical com avaliação de fusão 2D .....	54
Tabela 5 - Deslocamento conjugado com avaliação da fusão 3D .....	56
Tabela 6 - Avaliação pelo método de fusão no sentido lateral .....	57
Tabela 7 - Avaliação pelo método visual no sentido lateral.....	58
Tabela 8 - Avaliação pelo método de fusão no sentido longitudinal .....	58
Tabela 9 - Avaliação pelo método visual no sentido longitudinal .....	59
Tabela 10 - Avaliação pelo método de fusão no sentido vertical .....	59
Tabela 11 - Avaliação pelo método visual no sentido vertical.....	60
Tabela 12 - Comparação da média dos desvios dos deslocamentos.....	60
Tabela 13 - Comparação dos resultados das fusões do 1º observador .....	61
Tabela 14 - Comparação dos resultados das fusões do 2º observador .....	62
Tabela 15 - Comparação dos resultados das fusões do 3º observador .....	62

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Imagem portal e imagem DRR da região pélvica (HUB, 2011).....	15
Figura 2 - Acelerador Linear Primus com <i>Electronic Portal Image Device</i> (EPID) (Adaptado de RAVINDRAN, 2007). .....	15
Figura 3 - Equipamento de radioterapia, um acelerador linear (HUB, 2011). .....	21
Figura 4 - Esquema de um acelerador linear, (1) Fonte de elétrons, (2) Alvo, (3) Feixe de elétrons ou fótons, (4) Mesa de tratamento (SCAFF, 1997).....	22
Figura 5 - Movimentos da mesa de tratamento e <i>gantry</i> (HUB, 2012). .....	23
Figura 6: Volumes de tratamento de acordo com o ICRU 50 e 62 (ICRU, 1999). .....	25
Figura 7 - Planejamento radioterápico de próstata com quatro (4) campos (HUB, 2011). .....	26
Figura 8 - Fantoma simulador do tórax feminino (PNWX, 2013). .....	27
Figura 9 - Fantoma simulador da pelve feminina e tórax masculino (PNWX, 2013). .....	28
Figura 10 - Cassete do tipo oncológico tecnologia CR (HUB, 2011). .....	28
Figura 11 - Processo de leitura do CR (WILLIS, 1996). .....	29
Figura 12 - Imagem portal para visualizar o campo de tratamento da região do tórax e do pescoço (HUB).....	30
Figura 13 - Fusão de Imagem TC e RM (HUB, 2012).....	31
Figura 14 - Ferramenta utilizada no Sistema de Planejamento, o histograma (HUB, 2011). .....	33
Figura 15 – Processo de equalização de histograma, histograma acumulativo e regular (BOURNE, 2009). .....	34
Figura 16 – (A) Imagem portal original da região pélvica, (B) Imagem portal processada utilizando a técnica de equalização para realce de contraste (HUB, 2011).....	35
Figura 17 - Janela de trabalho do programa <i>ImageJ</i> (Adaptado de RASBAND, 2011). .....	36
Figura 18 - Imagens DRR e portal ântero-posterior (HUB, 2012).....	38
Figura 19 - Imagens DRR e portal lateral (HUB, 2012). .....	39
Figura 20 - Marcação dos três (3) pontos sobre o graticulado da imagem portal (HUB, 2012). .....	39

Figura 21 - Imagens DRR e portal lateral (HUB, 2012). .....	40
Figura 22 - Fantoma de cera vermelha (HUB, 2012).....	41
Figura 23 - Fantoma posicionado sobre a mesa do tomógrafo (HUB, 2012).....	42
Figura 24 - Fantoma posicionado sobre a mesa do acelerador linear (HUB, 2012).....	43
Figura 25 - Demonstração do teste realizado com o fantoma de cera vermelha (HUB, 2012). .....	44
Figura 26 - Imagem DRR e portal do fantoma com <i>gantry</i> 0° (HUB, 2012). .....	44
Figura 27 - Imagem DRR e portal do fantoma com <i>gantry</i> 270° (HUB, 2012). .....	45
Figura 28 – Imagem linearizada da região de interesse no eixo horizontal e vertical (HUB, 2012).48	
Figura 29 – Gráfico de soma das verticais da imagem portal linearizado no eixo horizontal (HUB, 2012). .....	48
Figura 30 – Gráfico de soma das horizontais da imagem portal linearizado no eixo vertical (HUB, 2012). .....	49
Figura 31 – Imagem portal anterior com a determinação automatizado dos pontos do graticulado. (HUB, 2012).....	50
Figura 32 – Imagem portal lateral com a determinação automatizado dos pontos do graticulado. (HUB, 2012).....	50
Figura 33 - Fusão com a imagem DRR e portal sem deslocamento, com o <i>gantry</i> 0° (HUB, 2012). .....	51
Figura 34 - Movimento da mesa para os deslocamentos (HUB, 2012).....	52
Figura 35 - Fusão do primeiro par de imagens com deslocamento zero (0) (HUB, 2012). .....	56

## **LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES**

*ADC – Analog-to-Digital Converter*

*ASTRO – American Society for Radiation Oncology*

*CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior*

*CNEN – Comissão Nacional de Energia Atômica*

*CR – Computed Radiography*

*CTV – Clinical Tumor Volume*

*DNA – Deoxyribonucleic Acid*

*DRR – Digitally Reconstructed Radiography*

*DVH – Dose-Volume Histogram*

*EPID – Eletronic Portal Image Device*

*GTV – Gross Tumor Volume*

*HUB – Hospital Universitário de Brasília*

*ICRU – International Commission on Radiation Units*

*IEEE – Institute of Electrical and Electronics Engineers*

*INCA – Instituto Nacional de Câncer*

*ITV – Internal Target Volume*

*MLC – Multileaf Collimator*

*NLM – National Library of Medicine*

*PSP – Photostimulable Storage Phosphor*

*PTV – Planning Target Volume*

*USP – Universidade de São Paulo*

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 Contextualização e formulação do problema

A radioterapia externa ou teleterapia é uma modalidade de tratamento utilizada majoritariamente em oncologia, e que tem por objetivo destruir células doentes, através do emprego de radiação ionizante, e ao mesmo tempo poupar ao máximo as células sadias que não precisam ser irradiadas. Com o avanço da informática e as evoluções das pesquisas na área de planejamento computacional, surgiu a técnica de Radioterapia Conformacional Tridimensional, caracterizada por moldar o feixe às características geométricas de cada tumor, nos vários ângulos de irradiação possíveis (BOMFORD, 2003).

Na Radioterapia Conformacional Tridimensional utiliza-se sistemas de planejamento, que são *softwares* utilizados para delineamento de órgãos e cálculo de tratamentos em radioterapia. Mais especificamente, o sistema de planejamento possibilita a definição precisa das estruturas de interesse (alvo e áreas sadias), demonstra a melhor distribuição geométrica dos campos de tratamento, permite alcançar maior precisão do cálculo da dose distribuída e ajuda a avaliar a dose nas estruturas (alvo e áreas sadias) envolvidas naquele planejamento. O volume a ser irradiado é determinado em uma imagem tomográfica, o planejamento do tratamento é realizado com base no posicionamento do paciente durante a aquisição da imagem tomográfica. E para garantir que o volume alvo esteja dentro do campo de radiação e que os órgãos de risco estejam devidamente protegidos durante o tratamento, a imagem portal é adquirida e comparada com a *Digitally Reconstructed Radiography* (DRR) do sistema de planejamento (SCAFF, 2001).

A imagem portal é uma radiografia da região a ser tratada. Esta radiografia pode ser convencional, usando filme oncológico, ou digital. Já o DRR é a imagem que foi reconstruída digitalmente pelo sistema de planejamento a partir da análise combinada de todos os cortes tomográficos realizados daquela determinada área a ser tratada. O DRR corresponde à posição pretendida do paciente e é utilizada como referência ao analisar a imagem de portal. Diferentes estudos indicam que a comparação entre o DRR e a imagem portal pode levar a conclusões muito diferentes, quando a avaliação é feita de forma subjetiva (visual) e por diferentes observadores (BISSETT e BOYKO, 1995). A Figura 1 exemplifica uma imagem portal e a correspondente imagem DRR.



Figura 1 - Imagem portal e imagem DRR da região pélvica (HUB, 2011).

Para evitar esta variação significativa, uma forma mais prática e estável de verificar a posição do paciente é o uso do o *Eletronic Portal Image Device* (EPID) que é um dispositivo eletrônico de imagem portal. Em alguns sistemas comerciais, o dispositivo captura o sinal, adquire a imagem e a envia para um computador, que realiza a fusão automática da imagem portal e do DRR. O dispositivo encontra-se acoplado ao acelerador linear, mas nem todo acelerador linear possui este dispositivo (GREER e PHILLIP, 1999). A Figura 2 exemplifica um acelerador linear acoplado com um EPID.



Figura 2 - Acelerador Linear Primus com *Eletronic Portal Image Device* (EPID)  
(Adaptado de RAVINDRAN, 2007).

Quando um EPID não estiver disponível, a avaliação de posicionamento do paciente antes do tratamento baseia-se normalmente numa observação puramente visual do filme de verificação, a imagem portal com o DRR. O médico radio-oncologista observa o

centro na imagem portal e as estruturas anatômicas e visualmente avalia se estão de acordo com a imagem DRR (SCAFF, 2001).

A fim de substituir o EPID e atingir o mesmo resultado a um custo inferior, o departamento de radioterapia do Hospital Universitário de Brasília (HUB) alterou o procedimento de avaliação da imagem portal. O novo sistema permite detectar para corrigir os erros de posicionamento utilizando a fusão das imagens. Desta forma, o médico radio-oncologista realiza a fusão entre o DRR e a imagem portal antes do tratamento.

Diante do exposto, este trabalho apresenta a implantação do novo sistema de avaliação das imagens portais, com o objetivo de diminuir os erros nos posicionamentos dos pacientes em tratamento de radioterapia. O método aqui abordado é baseado no processamento de fusão das imagens DRR e portal.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo geral

Este trabalho tem por objetivo principal desenvolver e implementar o sistema de fusão de imagens para processamento de imagens portais na realização de correções no posicionamento de pacientes que estejam realizando tratamento de radioterapia externa.

### 1.2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste trabalho podem ser detalhados segundo dois (2) aspectos ou áreas de interesse: Física Médica e Processamento de Imagens.

Quanto à Física Médica, este trabalho se propõe a:

- Avaliar os deslocamentos da mesa de tratamento;
- Avaliar a exatidão do sistema de fusão nas medições dos deslocamentos translacionais;
- Determinar as variações das medições realizadas com o sistema de fusão por diferentes observadores;
- Implantar o sistema proposto de fusão de imagens que possa ser utilizado na avaliação da imagem portal no departamento de radioterapia do HUB.
- Avaliar o impacto da utilização do sistema de verificação na rotina de trabalho;

Quanto à área de Processamento de Imagens este trabalho se propõe a:

- Utilizar um programa de processamento de imagem para realizar a fusão das imagens;
- Realçar o contraste na imagem portal adquirido pelo sistema de radiografia computadorizada;
- Utilizar técnica de processamento de imagem para localizar automaticamente o centro das imagens e obter o ajuste de rotação da imagem portal.

### 1.3. Revisão da literatura

A pesquisa bibliográfica realizada neste trabalho adotou livros, monografias, teses, e artigos de fontes especializadas tais como: o *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (IEEE), a *National Library of Medicine* PubMed (NLM), a Universidade de São Paulo (USP), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), *Medical Physics* (MEDPHYS).

O IEEE, uma organização profissional sem fins lucrativos, mantém uma série de materiais com o intuito de difundir conhecimento no ramo da engenharia elétrica e de eletrônica, da computação e afins. Na base do IEEE foram localizados 3 resultados para a pesquisa por trabalhos relacionados ao tema “*Image Fusion Portal Radiotherapy*” e 75 resultados alterando a pesquisa para o tema “*Radiotherapy Verification*”.

Em um dos trabalhos, o tema de Riefenstahl (2006) propõe um método para analisar e visualizar o movimento do paciente durante a radioterapia. Os parâmetros de movimento são derivados a partir de dois modos de imagem, através de um sensor óptico e de um dispositivo eletrônico de imagem portal que estão sincronizados. Merecem destaque os trabalhos de Krell *et al* (1997) e Van Herk (2000), cujos estudos têm o mesmo interesse em verificar se o paciente está na posição correta para o tratamento radioterápico.

O PubMed é mantido pela *National Library of Medicine* (NLM), e disponibiliza material publicado em revistas de grande circulação na área médica. Foram localizados 33 registros para a busca por “*Image Fusion Portal*”. Um estudo interessante é o de Lattanzi *et al.* (1998), que apresenta a técnica de simulação diária na detecção do volume alvo no caso do tratamento de próstata, onde o erro de posicionamento foi reduzido para 3 mm.

Nas bases bibliográficas nacionais consultadas foram localizados 125 resultados na USP para o tema “Fusão de Imagens Radioterapia”. Os trabalhos, em sua maioria, são direcionados à área da saúde ou não apresentam grande relevância com o tema desta



pesquisa, sendo Ros (2006) o trabalho mais próximo do tema aqui abordado, associado à ideia da fusão de imagens no sistema de planejamento radioterápico.

O Portal de Periódicos da CAPES foi lançado em novembro de 2000 e é uma das maiores bibliotecas virtuais do mundo, reunindo conteúdo científico de alto nível disponível à comunidade acadêmico-científica brasileira. Na base da CAPES foi possível localizar pouco material afim ao objeto de estudo dessa pesquisa. Com o tema “Imagem Portal Radioterapia”, foram localizados 3 resultados, sendo um deles o estudo de Moura (2008), que comenta o método que permite quantificar a variação dos parâmetros físicos do EPID no tempo e a sua correlação entre o desgaste e a sua utilidade clínica. Porém, quando o tema da pesquisa foi “*Radiotherapy verification*”, foram localizados 14.154 estudos. Dentre os 40 primeiros estudos desta pesquisa, o estudo de Langmack e Goss (1999) comenta sobre a importância da imagem portal e a sua limitação devida à baixa qualidade de imagem e à falta de contraste inerente às energias de megavoltagem.

A *Medical Physics* é o jornal científico oficial da Associação Americana de Física Médica. Foram localizados 1801 registros para a busca por “*Radiotherapy Verification*”. Alguns dos estudos demonstraram a relevância da verificação do posicionamento do paciente em tratamento de radioterapia, no trabalho de Bissonnette et al (2012) mostra que os sistemas guiados por imagens permitem a gestão generalizada de variações geométricas na configuração do paciente e do movimento dos órgãos internos. E fornece recomendações consensuais para os protocolos de garantia de qualidade que garantem a segurança do paciente e fidelidade tratamento do paciente para tais sistemas.

Devido à grande variedade de assuntos associados ao objeto de estudo, foram realizadas outras pesquisas nas bases de dados citadas, de modo a identificar trabalhos nas seguintes áreas de conhecimento: radioterapia, fusão de imagem e imagem portal. Os dados dos artigos são bem sugestivos e interessam ao tema deste trabalho, ou seja, a maioria faz referência à verificação do posicionamento do paciente em radioterapia, a pesquisa reuniu material suficiente para os objetivos deste trabalho. As publicações foram utilizadas na atualização da pesquisa bibliográfica para o embasamento teórico da pesquisa, além de outras referências obtidas em pesquisas anteriores.

## 1.4 Organização do trabalho

O trabalho foi dividido em seis capítulos, que podem ser divididos em quatro tópicos principais, onde o primeiro faz a introdução e contextualização do problema, o segundo faz à análise teórica da radioterapia e processamento de imagem; o terceiro tópico apresenta a aplicação da metodologia e quarto os resultados obtidos durante os testes.

Os capítulos podem ser resumidos da seguinte forma:

- O primeiro capítulo faz a introdução e contextualização do problema;
- O segundo capítulo apresenta a análise teórica da radioterapia e teleterapia, o avanço da tecnologia com o uso de radiografia computadorizada, o uso de imagens médicas com aplicação de fusão de imagens e a teoria de processamento de imagem;
- O terceiro capítulo detalha a metodologia e ambiente do estudo;
- O capítulo quatro descreve os resultados obtidos através dos testes realizados;
- O capítulo cinco discute os pontos de maior importância envolvendo o tema deste estudo e apresenta as conclusões finais do trabalho;
- Por fim, o capítulo seis apresenta o trabalho futuro que pode ser desenvolvido a partir das sugestões, decorrentes dos resultados dos testes apresentados neste trabalho.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 Radioterapia

A Radioterapia é um método de tratamento que emprega feixes de radiações ionizantes a fim de produzir alterações físico-químicas nos componentes celulares. O método é capaz de destruir células tumorais. As radiações ionizantes são eletromagnéticas ou corpusculares e carregam energia. Ao interagirem com os tecidos, dão origem a elétrons rápidos que ionizam o meio e criam efeitos químicos como a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de *DeoxyriboNucleic Acid* (DNA). A morte celular pode ocorrer então por variados mecanismos, desde a inativação de sistemas vitais para a célula até sua incapacidade de reprodução (JUVER, 2009).

A resposta dos tecidos às radiações depende de diversos fatores, tais como a sensibilidade do tumor à radiação, sua localização e oxigenação, a qualidade e a quantidade da radiação e o tempo total em que ela é administrada. Para que o efeito biológico atinja o maior número de células neoplásicas e a tolerância dos tecidos normais seja respeitada, a dose total de radiação a ser administrada é habitualmente fracionada em doses diárias iguais. A velocidade da regressão tumoral representa o grau de sensibilidade que o tumor apresenta às radiações. Depende fundamentalmente da sua origem celular, do seu grau de diferenciação, da oxigenação e da forma clínica de apresentação. Em princípio, os tumores radiosensíveis são, em sua maioria, radiocuráveis. Entretanto, alguns se disseminam independentemente do controle local e outros apresentam sensibilidade tão próxima à dos tecidos normais, que esta impede a aplicação da dose de erradicação. A curabilidade local só é atingida quando a dose de radiação aplicada é letal para todas as células tumorais (HALL, 2006).

A quantidade de radiação liberada para destruir o tumor é frequentemente limitada pelos riscos de danos aos tecidos sadios vizinhos. Uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor, buscando erradicar todas as células tumorais, com o menor dano possível às células normais circunvizinhas, à custa das quais se fará a regeneração da área irradiada (WITHERS, 1992). Como a radioterapia é um método de tratamento local e/ou regional, pode ser indicada de forma exclusiva ou associada aos outros métodos terapêuticos. Em

combinação com a cirurgia, também poderá ser indicada antes, durante ou logo após a quimioterapia (HALL, 2006).

A radioterapia pode ser paliativa, com o objetivo do controle local do tumor primário, ou de metástase(s), sem influenciar a taxa da sobrevivência global do paciente. Geralmente, a dose aplicada é menor do que a dose máxima permitida para a área. Poderá ser também antiálgica para diminuir ou eliminar a dor e anti-hemorrágica, método indicado para pacientes com o sangramento capilar tumoral de intensidade volumosa (JUVER, 2009).

## 2.2 Teleterapia

A Teleterapia emprega uma fonte externa, colocada à distância do paciente, através de um aparelho emissor de radiação. Por esta razão, também é conhecida como radioterapia externa e representa a modalidade mais comum de tratamento radioterápico. Sua aplicação é ambulatorial e dependerá do tipo do câncer e da profundidade na qual se encontra o tumor. O equipamento utilizado nesse tipo de tratamento normalmente é o acelerador linear, bomba de cobalto ou um aparelho de ortovoltagem. A teleterapia foi introduzida na prática médica no início do século e se expandiu na década de 30 devido ao desenvolvimento dos aparelhos de radioterapia convencional com alta energia, permitindo o tratamento de tumores mais profundos. Os aceleradores lineares podem emitir, além de raios-X, feixes de elétrons com várias energias (SCAFF, 1997). A Figura 3 ilustra um equipamento de radioterapia, um acelerador linear.



Figura 3 - Equipamento de radioterapia, um acelerador linear (HUB, 2011).

Num acelerador linear, elétrons produzidos por um filamento aquecido são ejetados para dentro de uma estrutura aceleradora. Ao deixar a estrutura aceleradora, colidem com um alvo, produzindo tanto um espectro com componentes contínua (Efeito *Bremsstrahlung*, ou radiação de freamento) e discreta (radiação característica do alvo). A estrutura aceleradora é composta por um guia de ondas e cavidades ressonantes que transportam a onda eletromagnética produzida pela *magnetron* ou *klystron* e transferem, gradualmente, sua energia para o elétron, acelerando-o em direção ao alvo (SCAFF, 1997). A Figura 4 demonstra a liberação do feixe de radiação de um acelerador linear.

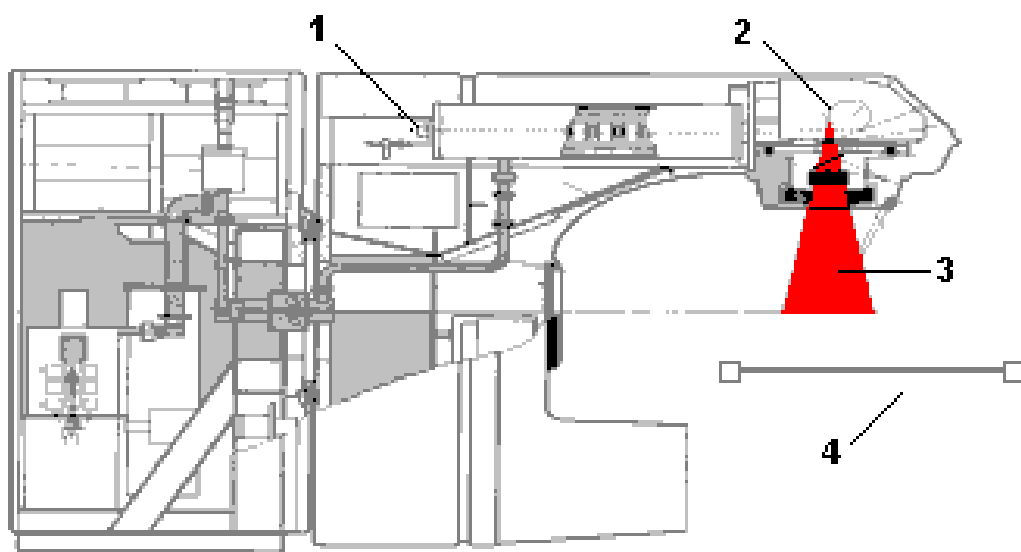


Figura 4 - Esquema de um acelerador linear, (1) Fonte de elétrons, (2) Alvo, (3) Feixe de elétrons ou fótons, (4) Mesa de tratamento (SCAFF, 1997).

Associada ao acelerador há uma mesa onde é posicionado o paciente e que apresenta quatro (4) graus de liberdade: vertical, longitudinal, lateral e rotacional. O braço do acelerador pode girar em torno da mesa. Na Figura 5 segue o esquema dos movimentos da mesa de tratamento e da coluna do equipamento chamado de *gantry*.

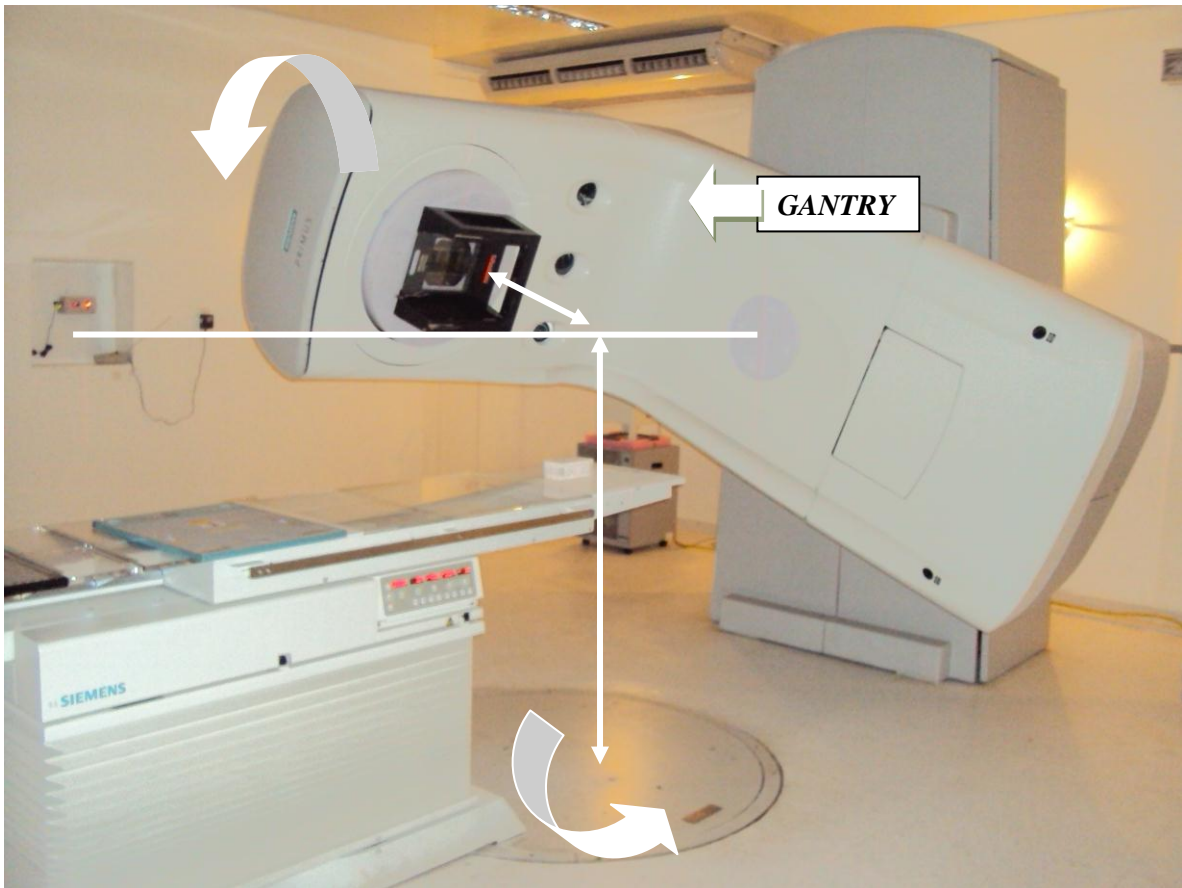


Figura 5 - Movimentos da mesa de tratamento e gantry (HUB, 2012).

### 2.3 Planejamento e tratamento

O planejamento radioterápico é realizado através da determinação de alguns fatores, como o posicionamento do paciente, os acessórios, imobilizadores, a definição do volume a ser irradiado e a definição de dose. É elaborado, no planejamento radioterápico, um conjunto de procedimentos para homogeneizar a dose prescrita no volume a ser tratado (SCAFF, 1997).

O paciente deve ser colocado na posição de tratamento o mais confortável possível. Para tanto, utilizam-se eventualmente apoios (cervicais, tórax, membros, etc.) e fixadores como máscaras para tumores do cérebro ou da cabeça e pescoço, ou de outras partes do corpo. A simulação de tratamento é a determinação e/ou a identificação do volume alvo e dos órgãos críticos, através de métodos de imagem, com o paciente em posição para o tratamento. Para realizá-la, utiliza-se um equipamento de raio-X, um simulador convencional, o próprio equipamento de tratamento, ou pelo uso de um equipamento de tomografia computadorizada (PEREZ, 2004).

Em radioterapia, torna-se obrigatória uma localização precisa do volume a ser irradiado, para que os níveis pré-estabelecidos de dose sejam homogêneas dentro desse volume determinado e que estruturas sadias circunvizinhas a ele recebam a menor dose possível. Após obtenção dos cortes tomográficos ou mesmos das imagens radiográficas do paciente, deve-se marcar os contornos dos volumes. Estas são recomendações dos relatórios números 50 e 62 da *International Commission on Radiation Units (ICRU)*, que definem e descrevem esses vários volumes alvo e órgãos de risco (ICRU, 1993). Há mais de 80 anos o ICRU estabeleceu padrões internacionais para as unidades de radiação e de medição. Com isso, essa comissão internacional define alguns conceitos para determinar os volumes de tratamento, isto é:

- A área de maior concentração de células tumorais, clinicamente visível, também conhecido pela sigla *Gross Tumor Volume (GTV)* é o volume palpável ou visível do tumor. Esse volume corresponde à parte da doença onde existe a maior concentração de células malignas. Se o tumor foi removido cirurgicamente, o GTV não pode ser definido. A delimitação do GTV é baseada na anatomia topográfica e em considerações biológicas, sem levar em conta os fatores técnicos do tratamento;
- O volume alvo é conhecido por *Clinical Tumor Volume (CTV)*, e corresponde ao volume de tecido que contém um GTV visível e/ou doença maligna microscópica subclínica. O desenho do CTV é baseado em considerações anatômicas e topográficas, desconsiderando-se o movimento do paciente e dos órgãos, ou fatores técnicos (localização). A doença subclínica pode ser considerada como a disseminação presumida da doença, como por exemplo, os linfonodos regionais. Na prática, o delineamento do CTV consiste em vários fatores, como a história natural da doença, a capacidade de invasão do tumor, e seu potencial de disseminação para as regiões linfonodais;
- O volume tratado denomina-se de *Planning Target Volume (PTV)*, e inclui o GTV e o CTV, e também é acrescido por uma margem de segurança que permite ajustes de incertezas, tolerâncias do equipamento de tratamento e movimentos dos órgãos. O PTV tem o formato geométrico parecido com o do CTV, só que é maior em escala para assegurar que todos os tecidos inclusos no CTV estão recebendo a dose prescrita;

- A margem interna foi definida para levar em consideração as variações do tamanho, forma e posição do CTV em relação a pontos de referência anatômica (isto é, movimentação devido ao enchimento do estômago, bexiga, movimentos devido à respiração etc) e a Margem de *Set-up* (posicionamento) é adicionada para levar em consideração as incertezas devidas ao posicionamento do paciente. Com isso, foi criado pelo ICRU no relatório (62) o *Internal Target Volume* (ITV), onde o volume tratado é a soma do CTV com a margem interna, isto é, o CTV com as margens devido a sua variação da posição e formato. Logo, o PTV é igual ao CTV somado pela Margem Interna e pela Margem de *Set-up*.

A Figura 6 representa um esquema dos volumes de tratamento de acordo com o ICRU.

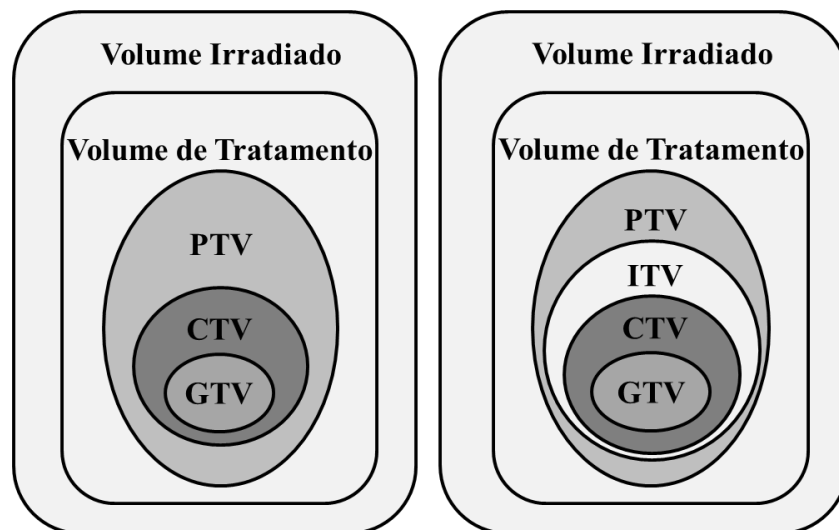


Figura 6 - Volumes de tratamento de acordo com o ICRU 50 e 62 (Adaptado de ICRU, 1999).

Todos os órgãos e tecidos saudáveis que estão próximos ou dentro destes volumes são considerados de risco, já que neles a sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente o planejamento e/ou a dose prescrita. Essa sensibilidade à radiação varia com o tipo histológico e volume do tumor. Esses aspectos, somados à intenção do tratamento, determinam o uso de diferentes doses totais (SALVAJOLI, 1999).

No planejamento conformacional 3D, é possível visualizar e delinear as estruturas, a doença e os órgãos de risco. É possível ainda definir geometrias de planos para poupar os órgãos saudáveis e maximizar a dose na área tumoral, para posteriormente avaliar a relação dose/volume para cada área de interesse (SCAFF, 1979). Este planejamento é chamado de



conformacional 3D porque são utilizadas as imagens em três (3) dimensões com auxílio da tomografia computadorizada. A Figura 7 representa um planejamento de próstata com quatro (4) campos.

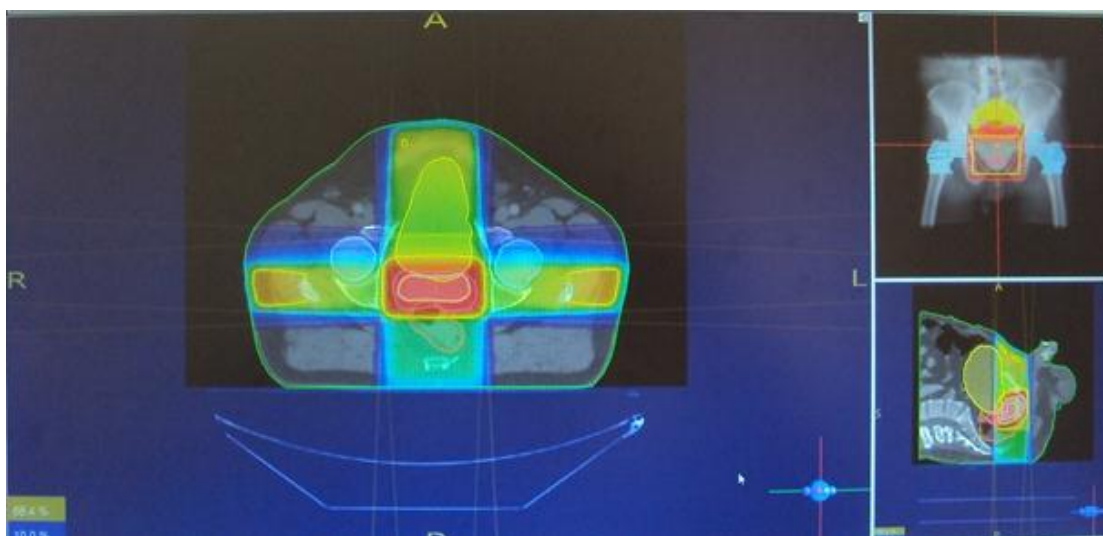


Figura 7 - Planejamento radioterápico de próstata com quatro (4) campos (HUB, 2011).

Depois de planejado, o tratamento de radioterapia será realizado de maneira sequencial. O fracionamento é a determinação da dose por fração, o número de frações, e sua frequência. A fração é a dose resultante da composição de campos utilizados para tratar determinado volume, em cada sessão. O número de campos varia, em geral, de um (1) a seis (6), por fração. Quando múltiplos, são dispostos com diferentes angulações (paralelos e opostos, angulados entre si ou mesmo não coplanares), para permitir uma liberação mais uniforme da radiação. A fim de proteger áreas que não devem receber radiação, a forma dos campos, deve ser às vezes irregular, necessitando da confecção de blocos de proteção ou da utilização de multi-lâminas o *Multileaf Collimator* (MLC), são lâminas normalmente de tungstênio que se movem de forma independente para dentro e para fora do caminho do feixe de radiação, desta forma o feixe é fornecido conformacionado com o volume de tratamento (PEREZ, 2004).

## 2.4 Fantoma

O fantoma é um objeto simulador muito utilizado no controle de qualidade de equipamentos para radiodiagnósticos e existem diferentes tipos de fantoma. Sua composição simula ou imita o tecido biológico humano, e é constituído de materiais que tenham propriedades semelhantes ao tecido humano, como atenuação e velocidade de propagação do som. Os fantasmas podem ser constituídos a base de ágar e glicerina, parafina em gel, além de outros materiais, conhecidos como fantasmas físicos, e também podem ser obtidos através de reações químicas, conhecidos como fantasmas químicos. Também pode ser confeccionado com materiais biológicos de animais mortos (BAMBER e HILL, 1979) ou ser confeccionado de forma sintética (MADSEN *et al*, 1978). Eles são encontrados à venda no mercado, tendo um custo relativamente elevado, comparado aos valores referentes à aquisição dos materiais para confecção do fantoma. A Figura 8 mostra um fantoma que simula um tórax feminino e a Figura 9 mostra um fantoma que simula a região pélvica feminina e o tórax masculino.

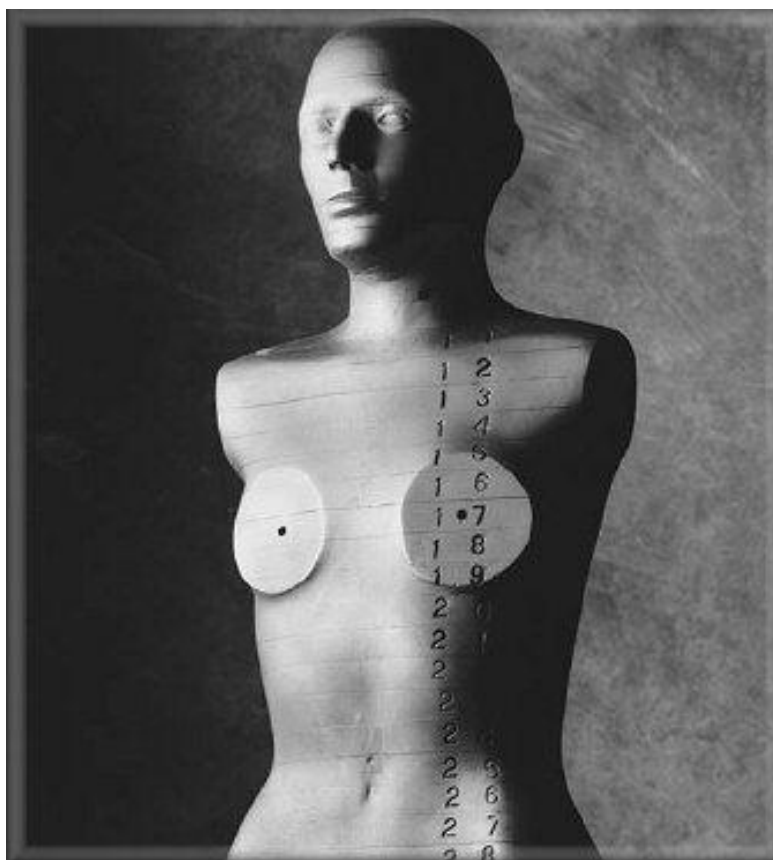


Figura 8 - Fantoma simulador do tórax feminino (PNWX, 2013).



Figura 9 - Fantoma simulador da pelve feminina e tórax masculino (PNWX, 2013).

## 2.5 Radiografia computadorizada

No tratamento de radioterapia, é comum o uso de filmes para a realização das imagens portal. Estes filmes podem ser convencionais ou do tipo oncológico. Alternativamente, utiliza-se a radiografia computadorizada, isso quando o departamento de radioterapia não possui um *Electronic Portal Image Device* (EPID). Nos últimos anos, o sistema de detecção analógico tela filme utilizado nas imagens radiográficas convencionais vêm sendo substituído pelas placas de fósforo fotossensível *Photostimulable Storage Phosphor* (PSP) do sistema conhecido como Radiografia Computadorizada ou *Computed Radiography* (CR) (AGFA, 2001). O cassete é representado na Figura 10.



Figura 10 - Cassete do tipo oncológico tecnologia CR (HUB, 2011).

Neste sistema, a placa de fósforo armazena a energia dos raios-X transmitidos pelo paciente criando uma imagem latente que consiste em elétrons armadilhados dentro da estrutura dos cristais da placa. Esta energia armazenada é liberada quando a placa passa por uma leitora que faz a sua varredura utilizando um feixe de radiação laser. A leitura das informações é realizada com um feixe de laser de comprimento de onda próximo ao vermelho, que excita as moléculas dos cristais de forma provocar a emissão da energia armazenada por meio de radiação eletromagnética com comprimento de onda menor que o usado na varredura (luz verde, azul ou ultravioleta). O processo é denominado processo de luminescência foto-estimulada (WILLIS, 1996). A Figura 11 representa o processo de leitura de um *Imaging Plate* (IP).

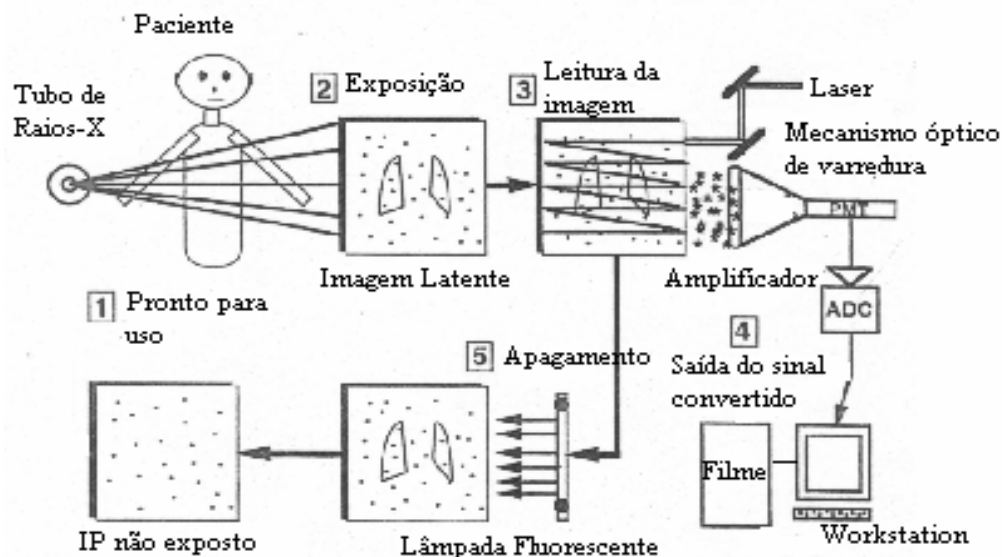


Figura 11 - Processo de leitura do CR (WILLIS, 1996).

A intensidade da luz emitida é proporcional à quantidade de raios-X absorvidos pela placa. A luz emitida pela placa é coletada por um sistema de fibras óticas e é filtrada para remover a luz de estimulação (laser) espalhada. Um tubo fotomultiplicador é usado para converter a luz em sinal elétrico que, por sua vez, é amplificado e digitalizado por um *Analog-to-Digital Converter* (ADC) e armazenado em uma matriz digital. Uma análise da imagem dos dados digitais brutos adquiridos localiza as áreas pertinentes da imagem útil e, conforme a região anatômica selecionada gera uma escala de tons de cinza que imita a aparência de um filme analógico (WILLIS, 1996).

## 2.6 Imagem portal

A radiografia ou imagem portal é a imagem do campo de tratamento. Esta imagem é frequentemente denominada filme de localização ou filme portal, como mostra a Figura 12. Ela pode ser usada para ajustar os limites do campo de tratamento, o isocentro do paciente ou para verificação dos blocos de proteção (BEN, 2001).

A imagem portal é utilizada para avaliar a precisão do posicionamento do paciente em tratamento de radioterapia. Geralmente, os erros de colocação do campo são identificados pela observação visual, sendo que a comparação é feita entre DRR e a imagem portal. O objetivo é verificar a posição do campo de tratamento e a localização do isocentro. Com isso, é possível identificar se há erro no posicionamento do paciente (VAN HERK, 2000).

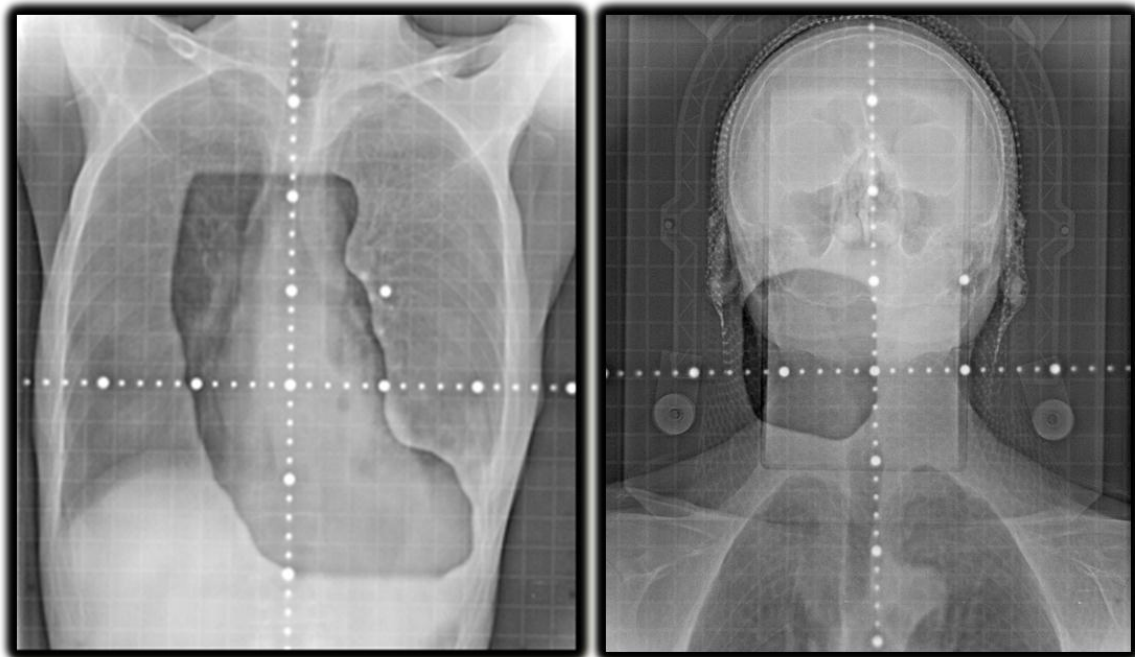


Figura 12 - Imagem portal para visualizar o campo de tratamento da região do tórax e do pescoço (HUB, 2012).

## 2.7 Fusão de imagens

A análise de imagens de diferentes modalidades tornou-se um tópico importante para o diagnóstico médico. A fusão de imagem promove um melhor diagnóstico, planejamento cirúrgico e radioterápico. Mas a fusão de imagens médicas é uma tarefa complexa, pois cada modalidade de imagem tem sua própria natureza, formada por princípios físicos diferentes (ARDEKANI *et al.*, 1995).

Técnicas de radioterapia exigem técnicas de processamento de imagens que definam da melhor forma possível o GTV e o CTV. A tomografia computadorizada possui uma relação clara entre unidades *Hounsfield* e densidade eletrônica, e apresenta simultaneamente boa resolução e constância da geometria. Outras modalidades podem definir melhor o GTV e inclusive acrescentar informação sobre o CTV (anatômica e funcional) (ROS, 2006). Na Figura 13 é apresentada a fusão de um exame de tomografia computadorizada de crânio com a ressonância magnética de crânio do mesmo paciente. Esta fusão de imagem tem o objetivo de evidenciar o GTV e o CTV para ser desenhado pelo médico radio-oncologista.

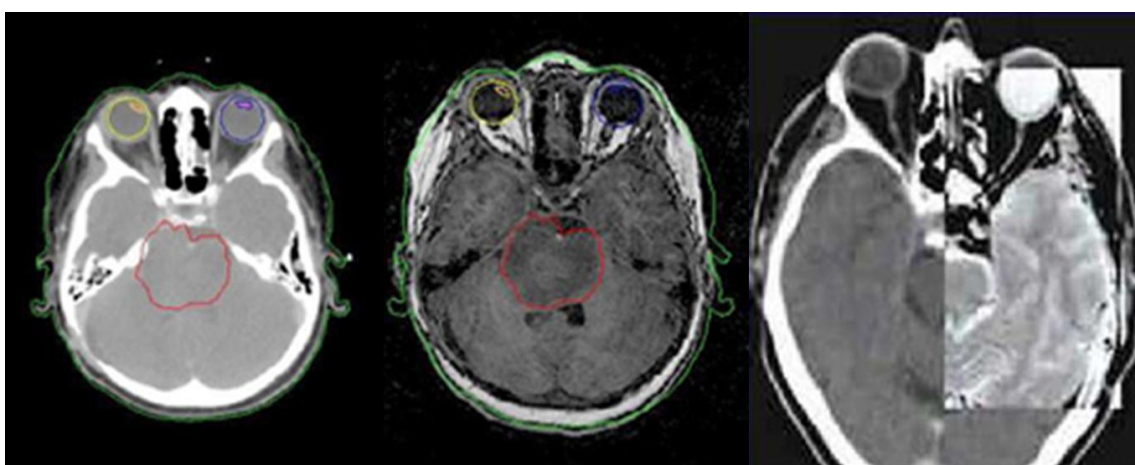


Figura 13 - Fusão de Imagem TC e RM (HUB, 2012).

A fusão das informações contidas nas imagens pode ser realizada em imagens de diferentes dimensões. No método bidimensional 2D as imagens são alinhadas assumindo que foram adquiridas no mesmo plano. Já o método tridimensional 3D considera uma imagem tomográfica, por exemplo, não como um conjunto de cortes individuais, mas sim um conjunto de dados volumétricos. A primeira etapa para o processo de integração é realizar um alinhamento espacial das imagens, com a transformação das coordenadas de

uma imagem para outra, seguido pela fusão de imagens que apresenta visualmente as informações das modalidades envolvidas (BOURNE, 2009).

## 2.8 Ferramentas de processamento de imagem

O interesse no método de processamento de imagem digital decorre de duas áreas principais de aplicação, na melhoria da informação visual para a interpretação humana e no processamento de dados das cenas para percepção automática através de máquinas. O processamento de imagens digitais envolve procedimentos normalmente expressos de forma algorítmica. Em função disto, com exceção das etapas de aquisição e exibição, a maioria das funções de processamento de imagens pode ser implementada via *software*. O uso de *hardware* especializado para processamento de imagens somente será necessário em situações nas quais certas limitações do computador principal (por exemplo, velocidade de transferência dos dados através do barramento) forem intoleráveis (MARQUES e VIEIRA, 1999).

Pode-se dizer que os fatores mais importantes que contribuem para a qualidade da imagem médica são contraste, resolução espacial, ruído. Idealmente seria muito bom que a imagem médica tivesse alto contraste, alta resolução espacial, e baixo ruído, no entanto, eles não são independentes. Estes fatores afetam uns aos outros de formas complexas e confusas. Se qualquer um contraste ou a resolução espacial é muito baixo, ou se o ruído é demasiado alto, então esta imagem não terá valor, pois não possui nenhuma informação clínica que poderá ser extraída. A resolução espacial está relacionada à capacidade de exibir separação física entre duas imagens. Para a imagem digital, a resolução espacial é determinada pelo número de pixels por área de imagem. O ruído de imagem é relacionado como qualquer intensidade ou flutuações de cores ou níveis de cinza que tornam difícil para visualizar o que se deseja (BOURNE, 2009).

O contraste é uma medida da magnitude das diferenças dos sinais medidos entre as regiões fisicamente diferentes do objeto da imagem. Os sinais de contraste dependem da fonte de energia e as propriedades físicas do objeto. Uma maneira mais geral de medir o contraste é descrever a diferença dos objetos da imagem em relação à intensidade do fundo. Quantitativamente o contraste pode ser definido como:

$$C = \log_{10} \frac{I_0}{I_g}, \quad (1)$$



onde  $I_0$  indica o nível de cinza do objeto (no caso da imagem portal a estrutura óssea) e o  $I_g$  indica o nível de cinza do fundo a ser destacado (no caso da imagem portal o tecido mole). É possível melhorar ou reduzir as diferenças de intensidade na imagem digital, a fim de torná-las mais ou menos evidentes a um observador humano. No entanto, não há nenhuma maneira de melhorar o contraste, se não houver diferença no sinal medido ou dado não processado (BOURNE, 2009).

Uma maneira simples de avaliar o contraste geral de uma imagem, ou mais especificamente, o gama de intensidades da matriz de imagem, é traçar um histograma de intensidades, como mostra a Figura 14. O histograma é um gráfico do número de pixels (eixo  $y$ ) de cada intensidade valor (eixo  $x$ ). O eixo  $y$  é muitas vezes rotulado como frequência no histograma. Este uso da frequência do termo refere-se à frequência da ocorrência de um valor de intensidade da imagem. A equalização do histograma é um processo automatizado que tenta redistribuir as intensidades dos pixels para produzir um histograma com contagens iguais para todas as possíveis intensidades. A partir de um histograma regular pode-se traçar um histograma cumulativo, que é uma soma da contagem total de pixels a partir das intensidades mais baixas possíveis e progredindo para a mais alta (BRYAN, 2010).

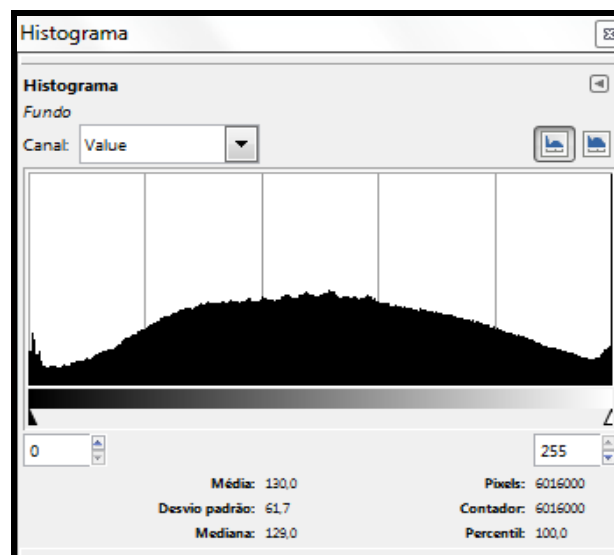


Figura 14 - Ferramenta utilizada no Sistema de Planejamento, o histograma (HUB, 2011).



O processo de equalização utiliza o histograma acumulado para definir uma função de mapeamento. Assim, durante a equalização cada pixel da imagem original tem o seu nível de cinza substituído pelo valor da frequência acumulada, daquele nível de cinza indicado pelo histograma acumulado. Mostra-se que este procedimento gera uma nova imagem em que, a distribuição dos níveis de cinza é mais uniforme, ou seja, o novo histograma é aproximadamente apresentado pelo procedimento na Figura 15.

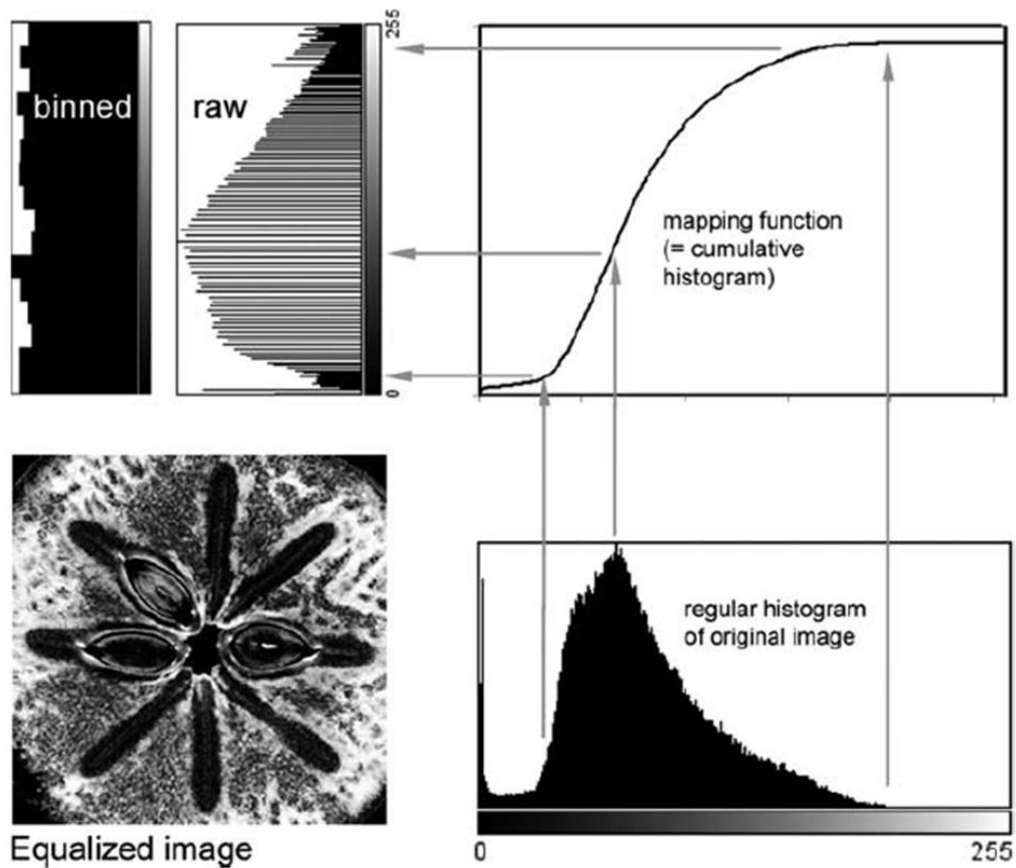


Figura 15 – Processo de equalização de histograma, histograma acumulativo e regular (BOURNE, 2009).

A técnica de equalização de histograma para realce de contraste tem por objetivo melhorar a qualidade das imagens sob os critérios subjetivos do olho humano. É normalmente utilizada como uma etapa de pré-processamento. A técnica reduz automaticamente o contraste em áreas muito claras ou muito escuras, numa imagem. Expande também os níveis de cinza ao longo de todo intervalo. Consiste em uma transformação não-linear que considera a distribuição acumulativa da imagem original, para gerar uma imagem resultante, como mostra a Figura 16.

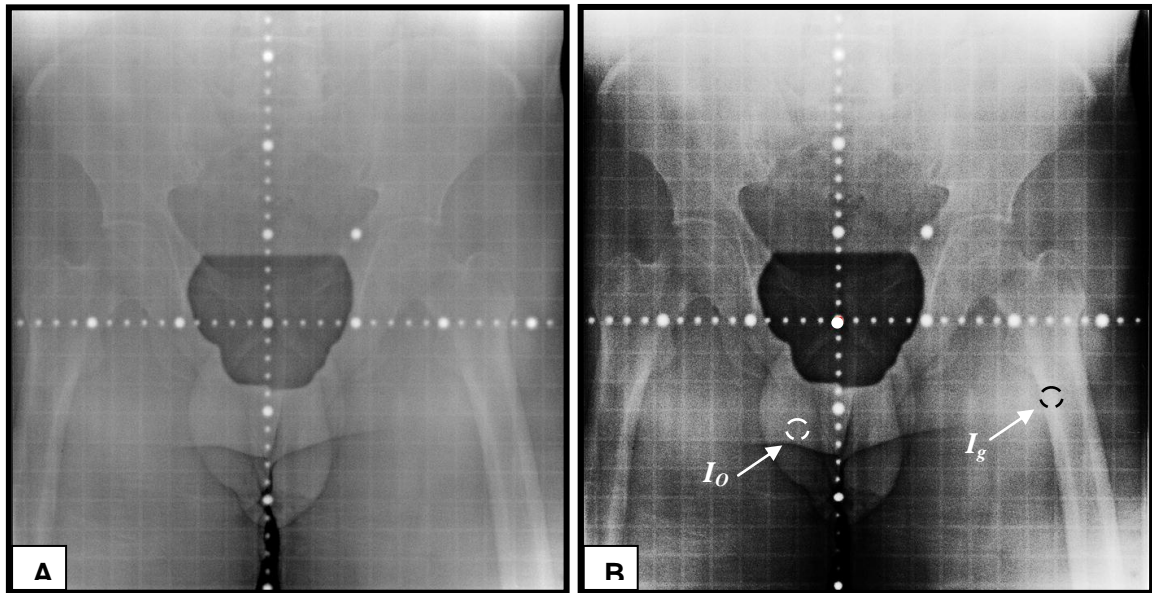


Figura 16 – (A) Imagem portal original da região pélvica, (B) Imagem portal processada utilizando a técnica de equalização para realce de contraste (HUB, 2011).

Já o processo da limiarização (*Thresholding*) consiste em separar as regiões de uma imagem quando esta apresenta duas classes, isto é, o fundo e o objeto. Devido ao fato da limiarização produzir uma imagem binária de saída, o processo é um tipo de binarização. A forma mais simples de limiarização consiste na bipartição do histograma, convertendo os *pixels* cujo tom de cinza é maior ou igual a algum certo valor de limiar ( $T$ ) em brancos e os demais em pretos. No caso em que os níveis de cinza são divididos basicamente em duas classes, de forma que o histograma apresenta dois picos e um vale, a limiarização é comparativamente simples. Ainda assim, é crítica à escolha de um valor específico de limiar dentre os diversos pontos situados na região de vale (MARQUES e VIEIRA, 1999), sobretudo na presença de ruído aditivo intenso.

A aplicação de filtros lineares em imagens digitais também tem grande utilidade em diversas áreas, com destaque principalmente em sistemas clínicos, onde normalmente é utilizada na remoção de ruídos indesejáveis, possibilitando de obter sinais de melhor qualidade a fim de serem analisados mais precisamente por profissionais ou sistemas de visão computacional.

A detecção de bordas é outra técnica de processamento de imagem de interesse nesta pesquisa. Define-se borda (*edge*) como a fronteira entre duas regiões cujos níveis de cinza predominantes são razoavelmente diferentes (PRATT, 1991). O conceito de borda de luminosidade é associado à descontinuidade na luminosidade de uma imagem.

Analogamente, pode-se considerar ainda a borda de textura ou borda de cor, em imagens onde as informações de textura ou cor, respectivamente, são as propriedades de interesse. Para a detecção e realce de bordas, aplicam-se habitualmente filtros espaciais lineares de dois tipos, os baseados no gradiente da função de luminosidade da imagem e os baseados no filtro *Laplaciano*. Existem outros operadores direcionais, que correspondem a máscaras (*kernels*) que representam aproximações discretas de bordas ideais em várias direções (PREWITT, 1970).

Portanto, alguns programas de processamento de imagens foram desenvolvidos com o objetivo de disponibilizar uma grande variedade de máscaras para sinais digitais. Um deles é o *ImageJ*, que é um *software* livre de domínio público de processamento de imagem, desenvolvido pelo *National Institutes of Health* (RASBAND, 2011). A janela de trabalho do programa *ImageJ* é representada pela Figura 17.

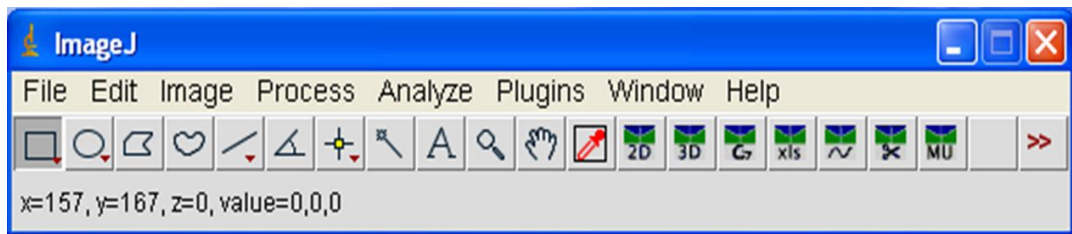


Figura 17 - Janela de trabalho do programa *ImageJ* (Adaptado de RASBAND, 2011).

O *ImageJ* foi projetado com uma arquitetura aberta que fornece extensibilidade via *Java plugins* e macros graváveis. A análise e o processamento dos *plugins* podem ser desenvolvidos usando *built-in* que é um editor e um compilador Java. O programa pode exibir, editar, analisar, processar, salvar e imprimir de *8-bits*, *16-bits* e *32-bits* imagens. Pode também ler muitos formatos de imagens, incluindo TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, bem como os formatos RAW. O programa permite criar histogramas de densidade e gráficos de perfil em linha. Ele suporta funções de processamento de imagem padrão, tais como operações lógicas e aritméticas entre imagens, manipulação de contraste, análise de Fourier, nitidez, suavização de detecção de bordas e mediana de filtragem (RASBAND, 2011).

## 3 METODOLOGIA

### 3.3 O ambiente do estudo

Este estudo foi realizado no HUB onde oferece o serviço de Radioterapia pelo Sistema Único de Saúde. A implantação do estudo contou com o apoio dos médicos radio-oncologistas, físicos médicos e dosimetristas. Por dia são atendidos 65 pacientes, cerca de 30% destes pacientes tratam a região pélvica.

No estudo verificou-se a viabilidade do uso do programa *ImageJ* na rotina do departamento de radioterapia do HUB. Foram realizados testes para verificar a exatidão dos deslocamentos da mesa de tratamento, para a precisão do sistema de fusão em uma pesquisa sobre a variabilidade da interpretação por diferentes observadores, comparando a fusão de imagem com a observação visual e subjetiva que é o método mais tradicional. E também foi realizado um teste para avaliar a necessidade de realçar o contraste na imagem portal, além da revisão da literatura a fim de investigar a relevância do estudo.

Os dados anotados neste trabalho foram adquiridos através dos procedimentos de medições e também pela análise realizada por diferentes observadores. As imagens utilizadas foram adquiridas através do banco de imagens do departamento de radioterapia, a autorização da coleta de dados está no Anexo I.

Neste trabalho foi utilizado o sistema de planejamento *Prowess* para gerar as imagens DRRs. As imagens portal foram adquiridas com um sistema de radiografia computadorizada da fabricante *Fuji* modelo FCR Capsula e cassete do tipo oncológico em feixes de fótons de 6 MV produzidos no acelerador linear da marca *Siemens*, modelo *Primus*.

A equipe da física médica do departamento de radioterapia do HUB já utilizava um programa de processamento de imagem, o *ImageJ*. O uso deste programa tinha como objetivo de manipular o brilho e o contraste de algumas imagens, por exemplo, a imagem portal. Devido a praticidade deste programa, o *ImageJ* foi utilizado para a criação de um sistema de fusão de imagem. Com isso a equipe de física médica desenvolveu um algoritmo que foi inserido no programa, que passou a executar a função de fusão.

### 3.4 Delimitação do estudo

O presente estudo destina-se a disponibilizar um sistema de fusão de imagens para avaliar e corrigir o posicionamento do paciente em tratamento radioterápico. O estudo foi direcionado para região pélvica devido à facilidade de interpretação das estruturas anatômicas e pela importância do posicionamento correto no tratamento de radioterapia para o câncer de próstata. A próstata por ser um órgão pequeno e devido a localização anatômica sofre constantemente alterações em seu posicionamento por compressão de outros órgãos adjacentes como o reto e a bexiga, principalmente nos momentos que estes órgãos estão cheios de excremento.

### 3.5 Coleta de dados para o método de fusão de imagem

O método para verificação do posicionamento do paciente é baseado na observação da imagem gerada pelo sistema de planejamento, o DRR (imagem referência) e da imagem portal adquirida antes do feixe de tratamento, com o sistema de fusão observa-se a fusão de duas (2) imagens ortogonais adquiridas antes do feixe de tratamento, sendo a imagens portal e os DRRs. Através da fusão de imagens ântero-posteriores é possível determinar as variações de posicionamento rotacional no eixo ântero-posterior e translacional lateral. Através da fusão de imagens laterais é possível determinar as variações verticais e as variações longitudinais podem ser determinadas a partir das duas projeções. As imagens são representadas através das Figuras 18 e 19.

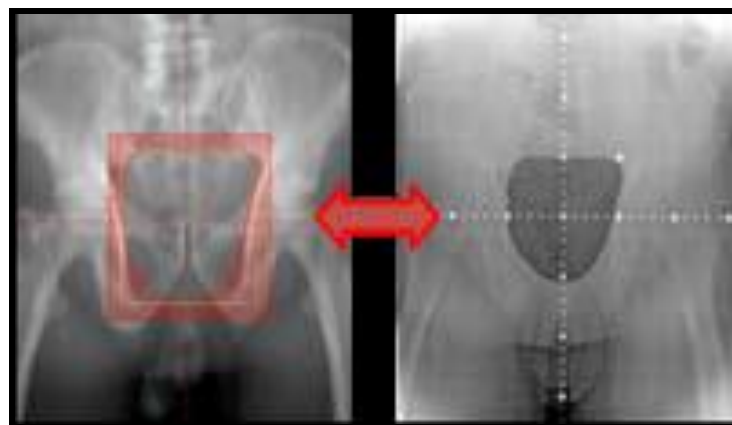


Figura 18 - Imagens DRR e portal ântero-posterior (HUB, 2012).

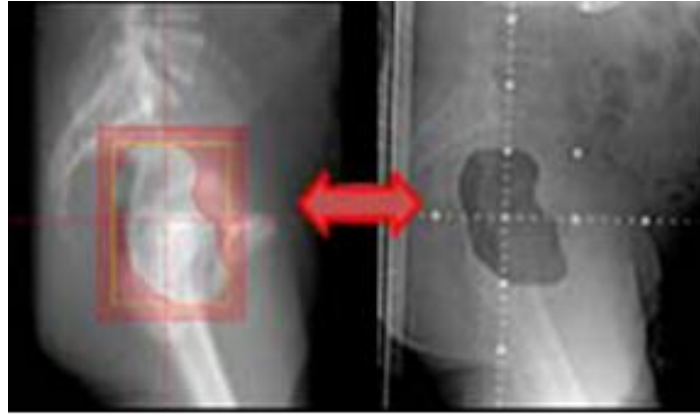


Figura 19 - Imagens DRR e portal lateral (HUB, 2012).

Para realizar a fusão, o observador deve abrir primeiramente a imagem DRR informando a angulação do *gantry*, por exemplo, em um campo anterior a angulação do *gantry* é 0°. Depois, o observador deve abrir a imagem portal correspondente ao DRR (ao campo de tratamento) e marcar em três (3) pontos sobre a linha do graticulado (acessório acoplado ao cabeçote do acelerador), como segue na Figura 20. Isto servirá para informar o tamanho (escala) correto da imagem e ajustar magnificações e rotações da Imagem Portal.

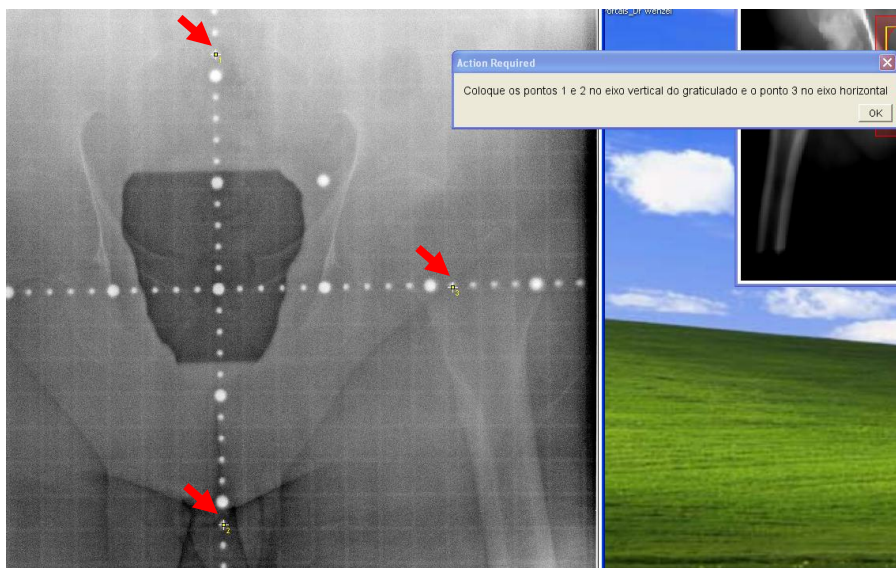


Figura 20 - Marcação dos três (3) pontos sobre o graticulado da imagem portal (HUB, 2012).

Com a fusão realizada, as duas (2) imagens, então, são sobrepostas alinhando o reticulado do DRR com o graticulado da imagem portal e um ajuste da sobreposição das estruturas anatômicas deve ser realizado de forma manual. Para avaliar a fusão é preciso analisar o centro das imagens, observar as estruturas anatômicas, verificar o tamanho do campo de tratamento e também é interessante verificar a qualidade dos blocos de proteção.

O programa *ImageJ* informa em uma janela adicional os deslocamentos necessário para corrigir o posicionamento do paciente. Nesta janela está representada a movimentação que deve ser realizada na mesa para a correção do posicionamento. Na janela consta a rotação do filme, o sentido lateral, longitudinal, vertical da mesa de tratamento. Os sinais (+) positivo ou (-) negativo aparecem indicando a direção seja para esquerda ou direita, para cima ou para baixo e para cabeça ou para o pé. A janela adicional é representada na Figura 21.

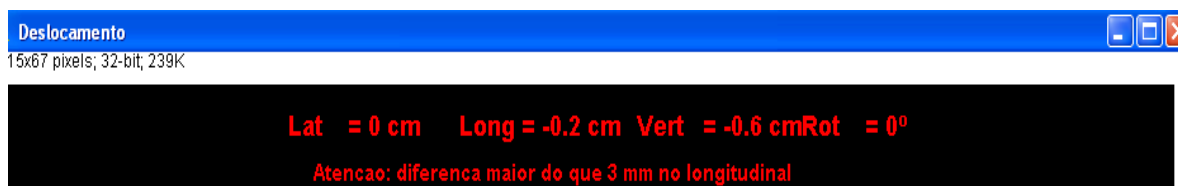


Figura 21 - Imagens DRR e portal lateral (HUB, 2012).

Na incidência Anterior é possível medir os deslocamentos laterais e longitudinais. E na incidência lateral é possível medir os deslocamentos verticais e também longitudinais. Quando a fusão é realizada usando o ícone Fusão 3D, o deslocamento longitudinal é calculado pela média da medição realizada com a imagem anterior e a lateral. Um aviso de atenção é exibido na janela adicional caso o valor da média do deslocamento longitudinal seja maior que 3 mm. Neste caso poderá ter ocorrido um erro na interpretação do observador ou houve movimentação do paciente no intervalo da realização da incidência anterior para a lateral.

Em geral, o médico radio-oncologista observa os valores indicados na janela adicional do sistema de fusão. Estes valores, diferentes de zero, indicam o deslocamento que a mesa irá sofrer para corrigir o posicionamento do paciente. Desta forma, o técnico de radioterapia irá movimentar a mesa de acordo com os valores demonstrados na fusão de imagens. Posteriormente, devem-se repetir as radiografias e o médico realizará uma nova fusão de imagens para verificar o posicionamento. Um Controle de Qualidade Mecânico é realizado mensalmente a fim de avaliar a exatidão dos movimentos da mesa e do *gantry*, geralmente é feito pelo físico médico ou dosimetrista do departamento. O valor de incerteza do movimento da mesa é indicado pelo fabricante é de + ou - 0,2 cm.



### 3.6 Fantoma de cera vermelha

Com o intuito de avaliar o sistema de fusão de imagens, os testes foram realizados comparando a imagem DRR com imagens portal realizadas em deslocamentos conhecidos. A mesa de tratamento foi utilizada para gerar os deslocamentos conhecidos. Neste caso, esse teste não poderia ser realizado com pacientes, pois o estudo estaria em desacordo com um dos princípios da radioproteção o Princípio da Justificação<sup>1</sup>, como refere à NN 3.01 da Comissão Nacional de Energia Atômica (CNEN).

Neste sentido, é necessário à utilização de um objeto simulador do paciente. Devido o alto custo do fantoma antropomórfico tornou-se inviável a utilização para o estudo. Desta forma, para realizar os testes, foi desenvolvido um objeto simulador confeccionado com cera vermelha, específica para modelar. É um produto odontológico da marca *Epoxiglass*. O fantoma foi construído com uma base inferior e superior de isopor de 2cm, aproximadamente, para evitar deformações do objetivo devido o manuseio. As dimensões são retangulares em que em seu meio foram adicionados quatro (4) fiduciais de 2mm de diâmetro e 2 mm de comprimento (marcadores de ouro), representado na Figura 22. O fantoma de cera foi tomografado para posteriormente, através do sistema de planejamento, emitir um DRR do objeto simulador.



Figura 22 - Fantoma de cera vermelha (HUB, 2012).

---

<sup>1</sup> Princípio da Justificação: As exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando-se os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao detrimento correspondente, levando-se em conta os riscos e os benefícios de técnicas alternativas disponíveis, que não envolvam exposição (CNEN NN 3.01, 2005).



### 3.7 Testes com a fusão 2D e 3D

O fantoma foi tomografado por um equipamento *multislice* de 16 canais *LigthSpeed* da GE. Com aquisição dos cortes de 1,25 de espessura e 1,25 de incremento. O objeto simulador foi posicionado sobre a mesa do tomógrafo utilizando os lasers sagitais e coronais no centro do objeto, como mostra a Figura 23. E, no ponto de encontro dos lasers, era feita uma marcação com caneta no objeto em forma de cruz, para definir o isocentro do fantoma e, posteriormente, posicioná-lo na mesa de tratamento do acelerador linear reproduzindo a mesma posição do tomógrafo. Assim, com essas imagens tomográficas adquiridas do fantoma foi possível utilizá-las no sistema de planejamento *Prowess* para gerar a imagem DRR do objeto simulador.

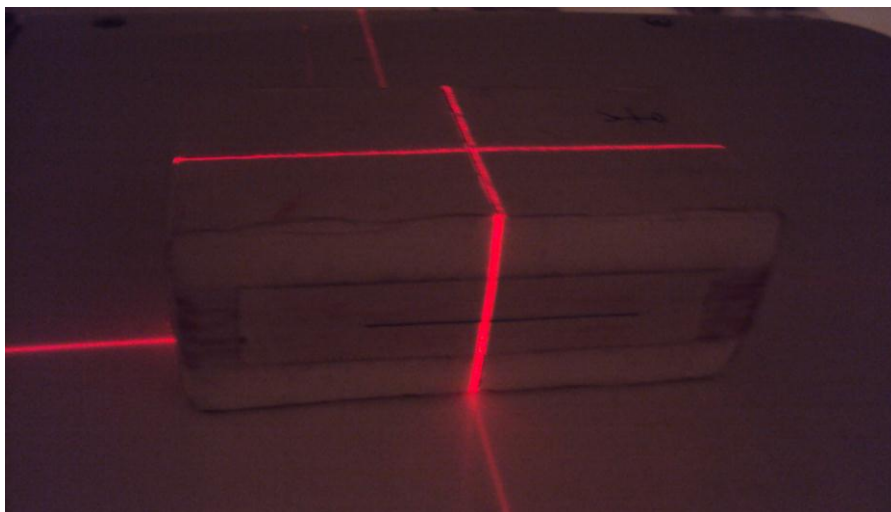


Figura 23 - Fantoma posicionado sobre a mesa do tomógrafo (HUB, 2012).

No interesse de avaliar o sistema de fusão de imagens foi realizada uma sequência de radiografias ou imagem portal do fantoma para posteriormente usá-las com a imagem DRR na fusão das mesmas.

No primeiro teste, foram escolhidos de forma aleatória alguns valores de deslocamentos para a mesa de tratamento, ou seja, 3, 5, 7, 10, 12, 15, 17, 20, 25, -3, -5, -7, -10, -12, -15, -17, -20 e -25 mm nas direções vertical, lateral e longitudinal. Estes valores foram escolhidos para contemplar as variações de -2.5cm a +2.5cm, pois na rotina clínica esses valores de deslocamentos são mais frequentes.

O fantoma, então, foi posicionado sobre a mesa de tratamento de acordo com as marcas de referência, que foram afixadas durante o exame de tomografia através dos *lasers* do aparelho como mostra a Figura 24. Com isso a mesa é zerada, ou seja, a mesa está em um ponto que é chamado de isocentro. Em seu painel eletrônico é exibido o número zero (0) para todos os sentidos de movimento.

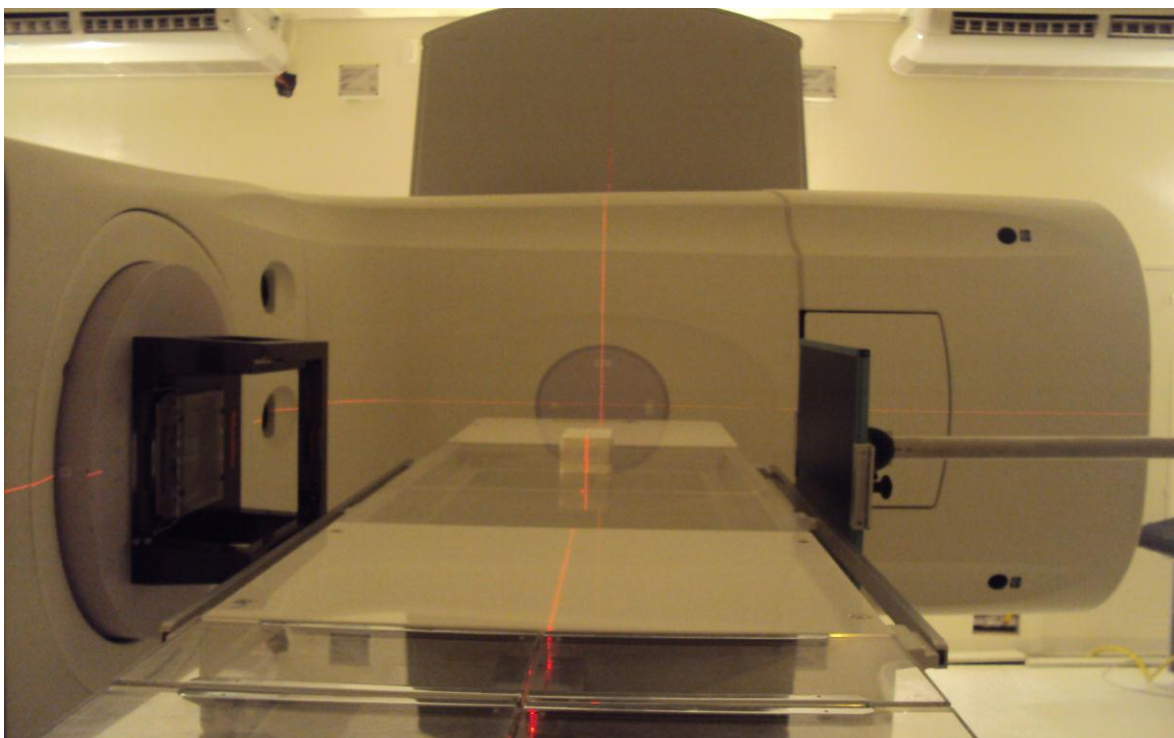


Figura 24 - Fantoma posicionado sobre a mesa do acelerador linear (HUB, 2012).

A partir deste ponto foi realizada a primeira radiografia ou imagem portal. Esta imagem de referência é comparada com a imagem DRR. Depois, no sentido lateral, a mesa foi movimentada seguindo os deslocamentos escolhidos. A cada movimento (deslocamento de mesa) uma radiografia ou imagem portal era adquirida. E, assim, sucessivamente para os outros movimentos, longitudinal e vertical. A Figura 25 demonstra o teste realizado com o fantoma de cera vermelha.

Depois de adquiridas todas as imagens portal, essas foram comparadas com a imagem de referência e através da fusão destas imagens foi possível verificar o valor de deslocamento, os quais foram comparados com os valores dos deslocamentos conhecidos. Estes valores são demonstrados na Tabela 2, na seção de resultados. As imagens DRRs e portais são representados na Figura 26 e 27.

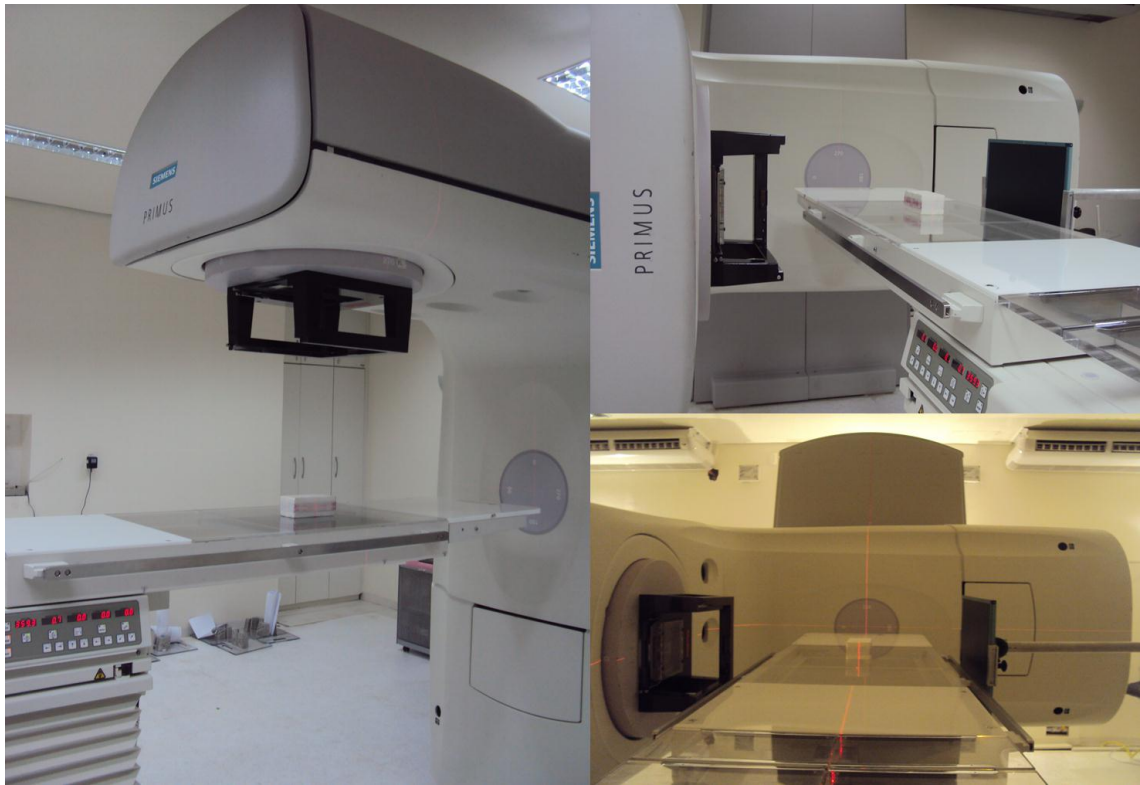


Figura 25 - Demonstração do teste realizado com o fantoma de cera vermelha (HUB, 2012).

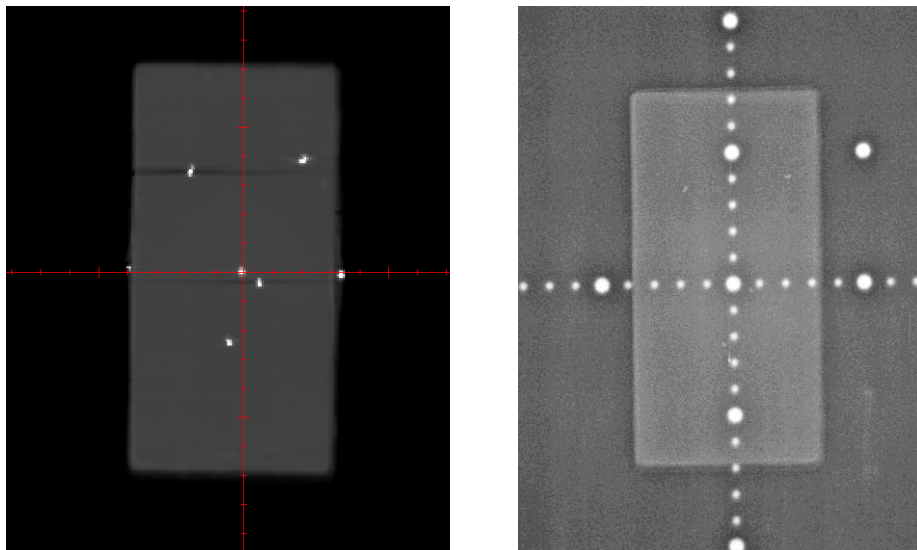


Figura 26 - Imagem DRR e portal do fantoma com *gantry* 0° (HUB, 2012).

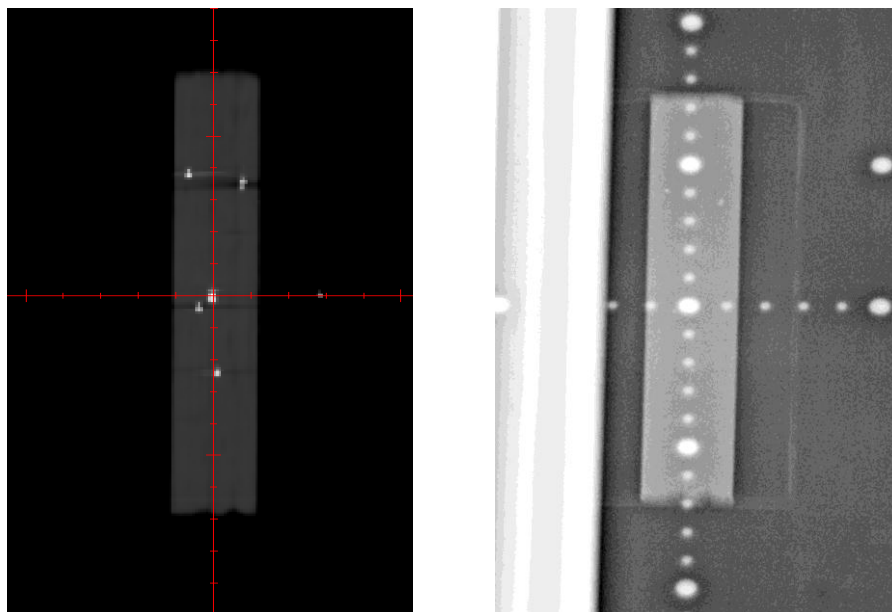


Figura 27 - Imagem DRR e portal do fantoma com *gantry* 270° (HUB, 2012).

Neste caso, esse teste utilizou a opção no sistema de fusão 2D. Este ícone do programa permite realizar a fusão das imagens em um único plano, por exemplo: incidência com o *gantry* à 0°, 270° ou 90°. Significa que a análise das imagens anterior e lateral é independente. O intuito deste teste é demonstrar a exatidão do sistema de fusão e explicitar a coerência das coordenadas de deslocamento com a mesa de tratamento.

O segundo teste foi realizado para também demonstrar a exatidão do sistema de fusão, este utilizando a opção 3D, a fusão das imagens é realizada usando dois planos, por exemplo: *gantry* à 0° e 270° ou 0° e 90°. Desta forma, é possível avaliar as imagens com deslocamentos conjugadas, sendo dois pares de imagens. A fusão é feita com a imagem DRR anterior com a imagem portal anterior o outro par é a imagem DRR lateral com a imagem portal lateral.

Para este teste foi realizada uma sequência de radiografias. Foram escolhidos valores aleatórios de deslocamento onde para cada conjunto de deslocamento foi realizado duas radiografias sendo a imagem portal anterior e lateral. Na Tabela 1 são demonstrados os valores de deslocamentos. Para cada par de imagens era realizado o deslocamento nas três (3) direções: lateral, longitudinal e vertical, exemplo: na imagem (A) deslocou-se a mesa no sentido lateral -0,2 cm, no longitudinal 0,3 cm e no vertical 0,5 cm.

Tabela 1 - Grupo de valores dos deslocamentos conjugadas.

Deslocamento (mm)																				
Par de Imagens	A	B	C	D	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
Lateral	-2	-6	-8	-9	-11	-13	-16	-20	3	5	7	10	12	15	20	1	-3	4	-1	2
Longitudinal	3	5	7	-2	-6	-8	12	10	-9	-11	15	-20	-6	20	-13	2	1	-1	3	5
Vertical	5	7	-2	-6	-8	-9	-13	3	10	12	-11	15	20	-20	-16	-3	-2	6	2	-1

Depois de adquiridas todas as imagens portal com os deslocamentos conjugados e conhecidos, as imagens foram comparadas com as imagens de referência através da fusão de imagens utilizando a função 3D do programa *ImageJ*. Foi possível comparar os deslocamentos realizados na mesa de tratamento com os valores exibidos pelo sistema de fusão. Estes valores são demonstrados na Tabela 5 na seção de resultados.

O terceiro teste, o da precisão do sistema de fusão foi medido através da avaliação das variações de interpretação das imagens portal. O método mais usual (avaliação visual) foi comparado com o método de fusão de imagem. Foram selecionados a partir da base de dados do departamento de radioterapia do HUB, retrospectivamente, 18 pares de imagem portal da região pélvica, que foram comparados com DRRs por seis (6) observadores, sendo os três (3) médicos e os dois (2) físicos e a dosimetrista do serviço. A avaliação visual foi comparado com um método de fusão de imagem, usando o programa *ImageJ*. As imagens eram observadas lado a lado e depois era realizada a fusão. Em ambas as técnicas o observador anotava os valores de deslocamento para calcular o desvio padrão e a variância do estudo.

### 3.8 Realce de contraste

Durante os testes os observadores questionavam sobre o baixo contraste da imagem portal. E que isso prejudicava a interpretação em ambos os métodos de avaliação. Por esse motivo foi realizado um processamento de imagem com o interesse de realçar o contraste da imagem portal. O realce do contraste foi realizado através da equalização de histograma, esse processamento reduz automaticamente o contraste em áreas muito claras ou muito escuras, numa imagem. Expande os níveis de cinza ao longo de todo intervalo. As imagens escolhidas para realizar o processamento de realce foi o mesmo conjunto de 18 pares de imagens utilizadas no terceiro teste.

### 3.9 Automatização de etapas no sistema de fusão

Com intuito de tornar a de fusão mais rápida, foi realizada a automatização de algumas etapas do algoritmo no programa *ImageJ*. Com essas alterações é possível localizar automaticamente o centro das imagens e obter o ajuste de rotação da imagem portal. No algoritmo utilizado nos primeiros testes, havia a necessidade de marcar três (3) pontos sobre a linha do graticulado. Que servia para informar o tamanho (escala) correto da imagem e ajustar magnificações e rotações da imagem portal. Os usuários do sistema de fusão julgaram este processo lento e sujeito a erro, pois exigia precisão na colocação dos pontos na linha do graticulado.

Na substituição do uso dos (3) pontos sobre a linha do graticulado, o algoritmo foi alterado de forma que, ele reconhece-se a imagem portal e fazesse a leitura de um arquivo texto. Neste arquivo constam valores das coordenadas, resoluções dos eixos e do ângulo de rotação das imagens. Este arquivo texto é gerado através de uma série de funções executadas pelo programa interativo para computação numérica e visualização de dados, o MATLAB. Este algoritmo está no Anexo II.

O quarto teste foi realizado utilizando os 18 pares de imagem portal da região pélvica, o mesmo conjunto de imagens utilizadas no terceiro teste, porém, as imagens já processadas com realce de contraste. Este teste foi realizado por dois (2) físicos e a dosimetrista do serviço. Foram comparados os resultados da análise de fusão do terceiro teste com o resultado da fusão deste teste.

Primeiramente, todas as imagens portal foram processadas pelo algoritmo utilizado no MATLAB. Era necessário definir manualmente uma região de interesse nos dois eixos (horizontal e vertical) das imagens, com intuito excluir regiões de saturação que prejudicariam a determinação do centro da imagem. O objetivo era que o programa reconhece-se os pontos do graticulado presente na imagem portal. Para isso usou-se técnicas de binarização ou limiarização nas regiões de interesse definidas pelo usuário, estas regiões foram representadas por *pixels* pretos e brancos, como mostra a Figura 28.

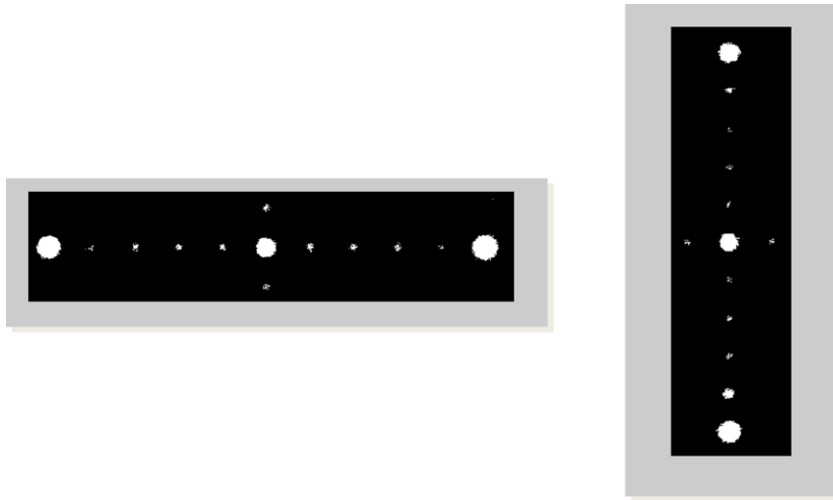


Figura 28 – Imagem linearizada da região de interesse no eixo horizontal e vertical (HUB, 2012).

Com a binarização era possível emitir um gráfico de soma, onde a linha indica a intensidade de *pixels*, e os picos indicam os pontos do graticulado das imagens, demonstrados nas Figuras 29 e 30.

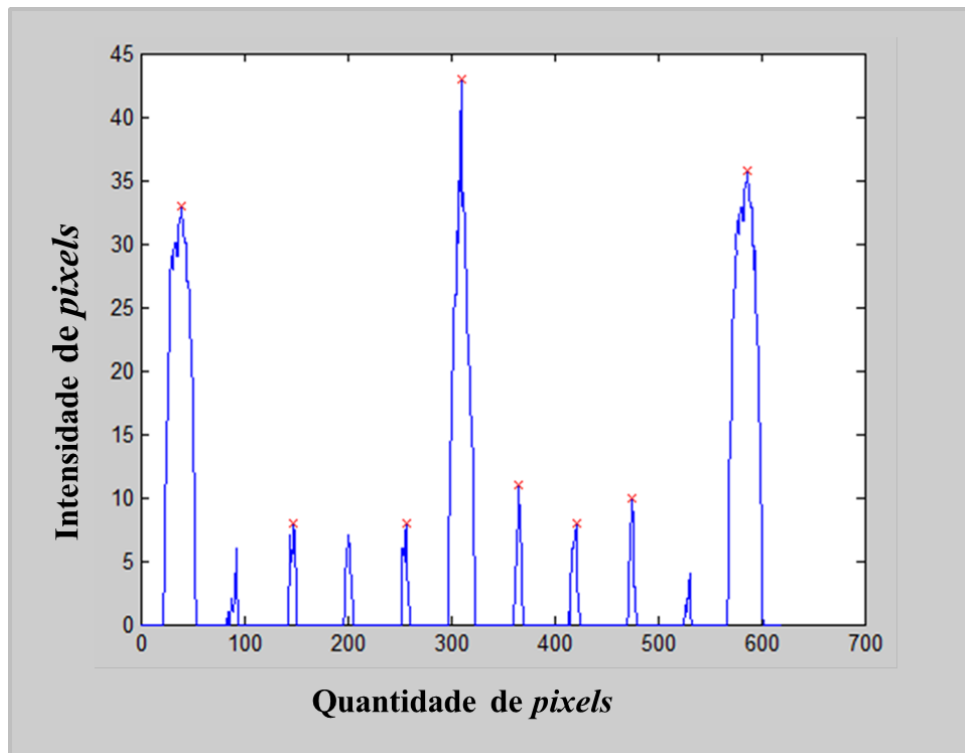


Figura 29 – Gráfico de soma das verticais da imagem portal linearizado no eixo horizontal (HUB, 2012).



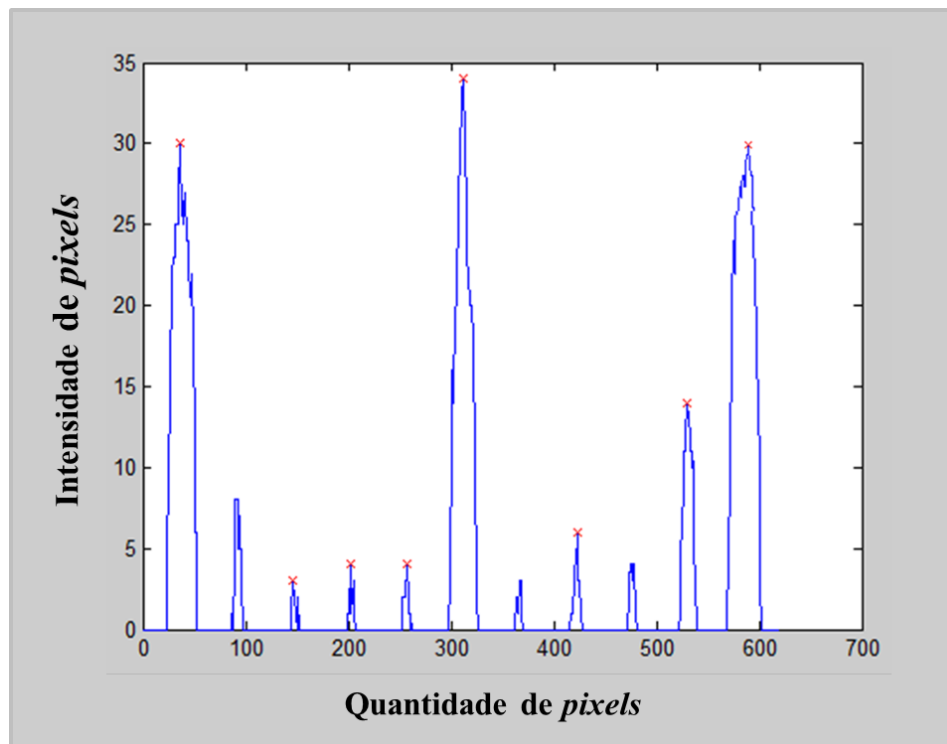


Figura 30 – Gráfico de soma das horizontais da imagem portal linearizado no eixo vertical (HUB, 2012).

Através da interpolação o gráfico ajuda a calcular a intersecção dos pontos das retas, com a soma dos *pixels* da imagem binarizada. Com a somatória das linhas dos eixos horizontais e verticais dos gráficos determinou-se o centro da imagem e através de fórmulas geométricas determinava-se a inclinação ou rotação da imagem.

A imagem portal é gerada pelo algoritmo do MATLAB com determinações automatizadas do centro e dos pontos do graticulado pelo algoritmo, como mostra a Figura 31 e 32. A resolução é determinada pela razão do número de *pixels* (entre um pico e outro) e a distância de dois pontos do graticulado que é de 1 cm.

Depois das imagens processadas o programa criava um arquivo de texto com os dados necessários para a execução automatizada do processo de fusão pelo *ImageJ*. E para realizar a fusão, o observador executava o mesmo procedimento, abria primeiramente a imagem DRR informando a angulação do *gantry* à 0° e depois abria imagem portal correspondente ao DRR. Neste ponto o sistema de fusão não era mais necessário o uso das marcações com os três (3) pontos, o sistema já solicita que o usuário abra o DRR com a angulação do *gantry* 90° ou 270° e posteriormente a imagem portal correspondente.



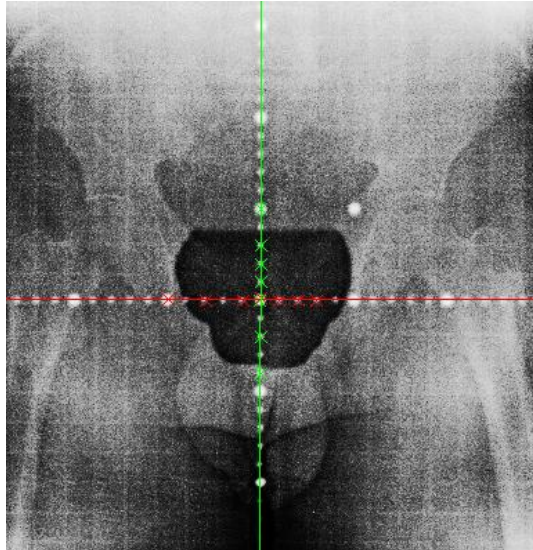


Figura 31 – Imagem portal anterior com a determinação automatizado dos pontos do graticulado. (HUB, 2012).



Figura 32 – Imagem portal lateral com a determinação automatizado dos pontos do graticulado (HUB, 2012).

Desta forma o teste foi realizado utilizando o mesmo conjunto de 18 pares de imagens da região pélvica do terceiro teste. Só que neste teste cada imagem portal era processada, com realce de contraste. Os três (3) observadores avaliaram subjetivamente o realce de contraste e realizaram a fusão utilizando o sistema de fusão automatizado. Os resultados foram comparados com os resultados da análise de fusão do terceiro teste.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Visão geral

O estudo, objeto deste trabalho, foi realizado no período de dez meses (Maio/2011 à Fevereiro/2012) e gerou como resultado, um processo de trabalho para a implantação do sistema de fusão no HUB, além da submissão de um artigo e um resumo sobre o trabalho, no WC2012 (Congresso Mundial de Física Médica e Engenharia Biomédica) e na ASTRO (54º Reunião Anual, Sociedade Americana para Radiação Oncológica). Os artigos e o resumo encontram-se nos Anexos III e IV, deste documento e o processo de trabalho do estudo é descrito a seguir.

No primeiro teste com a fusão 2D, os valores de deslocamento da mesa exibidos pelo sistema de fusão foram comparados com os valores conhecidos de deslocamento. Foram no total, 55 imagens adquiridas. O fantoma foi posicionado no isocentro na mesa de tratamento e a primeira radiografia foi realizada sem deslocamento de mesa, significando que no painel eletrônico da mesa todos os valores indicavam zero. Posteriormente, era realizada a fusão 2D de cada imagem. Durante a fusão era avaliada o posicionamento dos fiduciais, desta forma, sobrepondo-os durante a fusão como mostra a Figura 33.

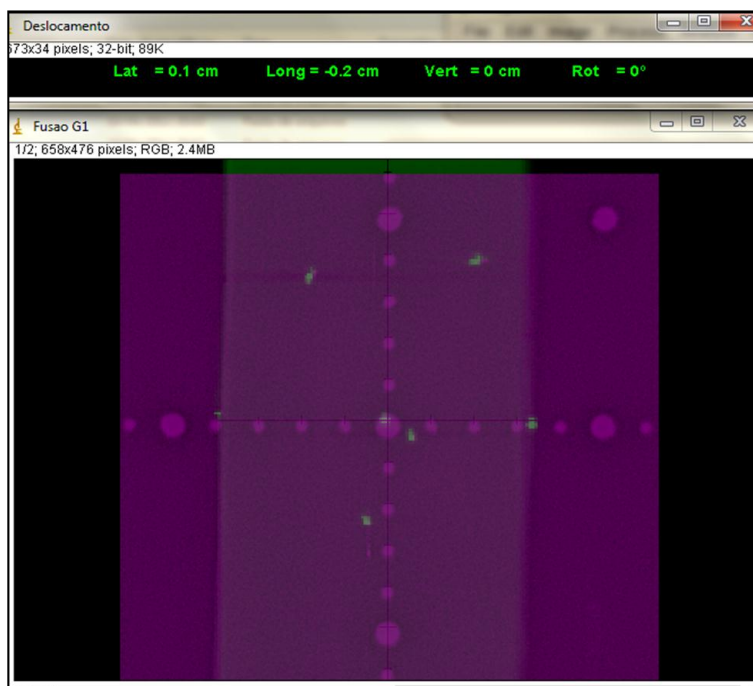


Figura 33 - Fusão com a imagem DRR e portal sem deslocamento, com o *gantry* 0° (HUB, 2012).

Foi considerado como referência o sentido de movimento da mesa de tratamento sendo, no eixo lateral movendo a mesa para direita e para esquerda, no eixo longitudinal movendo a mesa para fora do *gantry*. E no eixo vertical movendo a mesa para cima e para baixo como mostra a Figura 34.



Figura 34 - Movimento da mesa para os deslocamentos (HUB, 2012).

Na fusão da primeira imagem era esperado o valor zero de deslocamento, mas devido a incerteza da mesa e do laser de alinhamento a janela adicional do programa *ImageJ*, indicava 0,1 cm no eixo lateral e -0,2 cm no eixo longitudinal. Estes valores de deslocamento foram anotados. As outras fusões foram realizadas e os seus resultados são demonstrados nas Tabelas 2, 3 e 4.

Observando a Tabela 2 é possível avaliar as diferenças existentes no deslocamento lateral, da imagem 1 até 10 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para a esquerda. No painel eletrônico indica o sinal positivo e da imagem 11 até 19 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para a direita, onde no painel eletrônico indicava o sinal negativo. Ao realizar a fusão 2D, a janela adicional do programa indicou um erro sistemático de 0,1 cm lateral e -0,2 cm no longitudinal. Na avaliação do sentido em que a mesa foi deslocada a diferença foi de apenas 0,1 cm.

Tabela 2 - Deslocamento lateral com avaliação de fusão 2D.

Deslocamento Lateral (cm)		FUSÃO 2D		
Img	Deslocamento	Lat	Long	Dif
1	0	0,1	-0,2	
2	0,3	0,4	-0,2	0,1
3	0,5	0,6	-0,2	0,1
4	0,7	0,8	-0,2	0,1
5	1	1,1	-0,2	0,1
6	1,2	1,3	-0,1	0,1
7	1,5	1,6	-0,1	0,1
8	1,7	1,8	-0,2	0,1
9	2	2,1	-0,2	0,1
10	2,5	2,6	-0,2	0,1
11	-0,3	-0,2	-0,2	0,1
12	-0,5	-0,3	-0,2	0,2
13	-0,7	-0,6	-0,2	0,1
14	-1	-0,9	-0,2	0,1
15	-1,2	-1,1	-0,2	0,1
16	-1,5	-1,4	-0,2	0,1
17	-1,7	-1,7	-0,2	0
18	-2	-2	-0,2	0
19	-2,5	-2,5	-0,2	0

Observando a Tabela 3 é possível avaliar as diferenças existentes no deslocamento longitudinal, da imagem 20 até 28 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para fora do *gantry*. No painel eletrônico indica o sinal negativo e da imagem 29 até 37 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para o *gantry*, onde no painel eletrônico indicava o sinal positivo. Ao realizar a fusão 2D, a janela adicional do programa indicou também um erro sistemático de 0.1cm lateral e -0,2 cm no longitudinal. Na avaliação do sentido em que a mesa foi deslocada a diferença foi de apenas 0,2 cm.

Tabela 3 - Deslocamento longitudinal com avaliação de fusão 2D.

Deslocamento Longitudinal (cm)		FUSÃO 2D		
Img	Deslocamento	Lat	Long	Dif
20	-0,3	0,1	-0,2	0,1
21	-0,5	0,1	-0,4	0,1
22	-0,7	0,1	-0,6	0,1
23	-1	0,1	-0,8	0,2
24	-1,2	0,1	-1	0,2
25	-1,5	0,1	-1,3	0,2
26	-1,7	0,1	-1,6	0,1
27	-2	0,1	-1,8	0,2
28	-2,5	0,1	-2,3	0,2
29	0,3	0,1	0,4	0,1
30	0,5	0,1	0,7	0,2
31	0,7	0,1	0,9	0,2
32	1	0,1	1,2	0,2
33	1,2	0,1	1,4	0,2
34	1,5	0,1	1,7	0,2
35	1,7	0,1	1,9	0,2
36	2	0,1	2,1	0,1
37	2,5	0,1	2,6	0,1

E ao observar a Tabela 4 é possível avaliar as diferenças existentes no deslocamento vertical, da imagem 38 até 46 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para baixo, no painel eletrônico indicava o sinal negativo e da imagem 47 até 55 foram feitos os deslocamentos movendo a mesa para cima, onde no painel eletrônico indicava o sinal positivo. Ao realizar a fusão 2D, a janela adicional do programa indicou um erro sistemático de -0.2 cm no longitudinal. Na avaliação do sentido em que a mesa foi deslocada houve diferença de 0,1 cm em apenas 6 imagens.

Alguns fatores podem ser responsáveis pela variação destes resultados. Uma delas é a própria incerteza de + ou - 0,2 cm que a mesa possui. Outra incerteza é a diferença do posicionamento do fantoma com o laser de posicionamento utilizado na sala de tratamento.

Tabela 4 - Deslocamento vertical com avaliação de fusão 2D.

Deslocamento Vertical (cm)		FUSÃO 2D		
Img	Deslocamento	Lat	Vert	Dif
38	-0,3	-0,2	-0,3	0
39	-0,5	-0,2	-0,5	0
40	-0,7	-0,2	-0,7	0
41	-1	-0,2	-1,1	-0,1
42	-1,2	-0,2	-1,3	0,1
43	-1,5	-0,2	-1,6	0,1
44	-1,7	-0,2	-1,8	0,1
45	-2	-0,2	-2,1	0,1
46	-2,5	-0,2	-2,6	0,1
47	0,3	-0,2	0,3	0
48	0,5	-0,2	0,5	0
49	0,7	-0,2	0,7	0
50	1	-0,2	1	0
51	1,2	-0,1	1,2	0
52	1,5	-0,2	1,5	0
53	1,7	-0,2	1,7	0
54	2	-0,2	2	0
55	2,5	-0,2	2,5	0

Nota-se uma incerteza de 0,1 cm no sentido lateral e de -0,2 cm no sentido longitudinal. Este erro é caracterizado como sistemático, pois ele se repete em todas as imagens inclusive na primeira imagem.

No segundo teste com a fusão 3D, os valores de deslocamento da mesa exibidos pelo sistema de fusão foram comparados com os valores conhecidos de deslocamento. Foram no total vinte (20) imagens adquiridas. O Fantoma foi posicionado no isocentro na mesa de tratamento e a primeira radiografia foi realizada sem deslocamento de mesa, significa que no painel eletrônico da mesa todos os valores indicavam zero. Posteriormente, era realizada a fusão 3D de cada imagem. Durante a fusão era avaliada o posicionamento dos fiduciais, desta forma, sobrepondo-os durante a fusão. Na fusão da primeira imagem era esperado o valor zero de deslocamento.

Neste caso, foi usado dois planos para realizar as incidências radiográficas, com o *gantry* à 0° e 270°. Foi possível avaliar as imagens com deslocamentos conjugadas, sendo dois pares de imagens. A fusão foi feita com a imagem DRR anterior com a imagem portal anterior o outro par é a imagem DRR lateral com a imagem portal lateral.



Na primeira fusão com a imagem zero (0), notou-se uma variação no sentido longitudinal de -0,1 cm, significa que o fantoma estava à 1 mm deslocado para fora do *gantry* em seu posicionamento sobre a mesa de tratamento, como mostra a Figura 35.

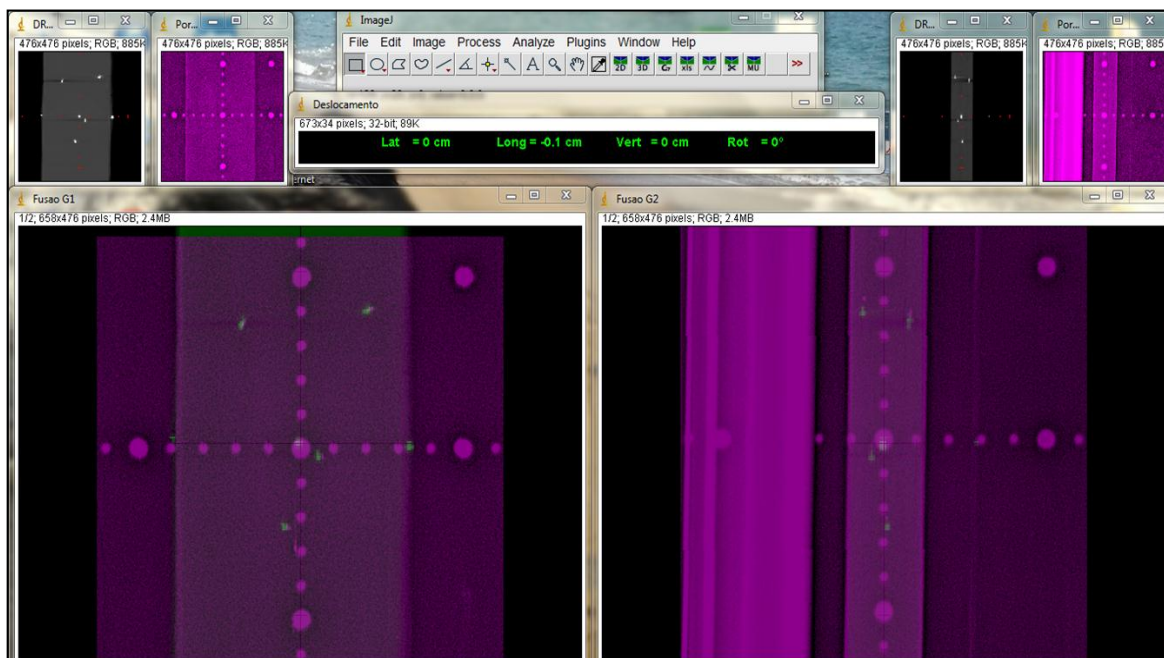


Figura 35 - Fusão do primeiro par de imagens com deslocamento zero (0) (HUB, 2012).

A partir deste dado foi feita a correção deste valor movendo a mesa 0,1 cm no sentido longitudinal. Posteriormente foram adquiridas todas as outras imagens, com seus respectivos deslocamentos conjugados. Da mesma forma a incerteza da mesa e do laser de alinhamento poderiam ter influenciado no resultado.

Os valores de deslocamento foram anotados juntamente com os valores indicados na janela adicional do programa de fusão para compará-los e, posteriormente, calcular o desvio padrão. Estes valores de deslocamentos conjugados com a avaliação da fusão 3D são demonstrados na Tabela 5.

Tabela 5 - Deslocamento conjugado com avaliação da Fusão 3D.

IMAGEM	FUSÃO (cm)			DESLOCAMENTO (mm)			DIFERENÇA		
	LAT	LONG	VERT	LAT	LONG	VERT	LAT	LONG	VERT
0	-0,1	-0,2	0,0						
1	0,1	-0,5	-0,6						
2	0,6	-0,6	-0,8	-2	3	5	0,1	-0,3	-0,8
3	0,8	-0,8	0,2	-6	5	7	0,3	0,3	-0,4
4	0,9	0,1	0,6	-8	7	-2	0,2	0,3	0,4
5	1,0	0,3	0,8	-9	-2	-6	0,2	0,2	0,1
6	1,3	0,6	0,9	-11	-6	-8	0,1	-0,9	0,4
7	1,5	-1,3	1,3	-13	-8	-9	0,2	-0,6	0,5
8	2,0	-1,1	-0,4	-16	12	-13	-0,2	0,6	-0,1
9	-0,4	0,8	-1,0	-20	10	3	0,3	0,5	-1,0
10	-0,6	1,0	-1,2	3	-9	10	0,1	0,5	0,2
11	-0,8	-1,5	-1,1	5	-11	12	0,0	0,7	-0,1
12	-1,0	1,8	-1,5	7	15	11	0,1	1,7	0,1
13	-1,3	0,5	-2,0	10	-20	15	0,2	-0,1	0,0
14	-1,5	-2,1	2,0	12	-6	20	-0,4	0,6	0,5
15	-2,0	1,2	1,5	15	20	-20	0,5	1,1	0,0
16	-0,1	-0,4	0,3	20	-13	-16	1,0	0,3	-0,4
17	0,3	-0,3	0,1	1	2	-3	0,5	0,2	0,2
18	-0,5	0,0	-0,5	4	-1	6	-0,2	0,3	1,0
19	0,1	-0,5	-0,3	-1	3	2	0,3	-0,4	-0,9
20	-0,3	-0,7	0,1	2	5	-1	-0,1	-0,5	-0,2

SD	0,31	0,63	0,51
Media	0,17	0,24	-0,03
Desv Maximo	1,01	1,71	0,99

MAX	1,01	1,71	0,99
MIN	-0,4	-0,86	-0,96

Mesmo fazendo a correção no sentido longitudinal de 0,1 cm, nota-se um erro sistemático de + ou - 0,2 cm no longitudinal e de + ou - 0,1 cm no lateral e no vertical a variação é de 0,1 cm em sete (7) imagens. Na imagem dezessete (17), indicado na Tabela 5, demonstra um erro aleatório, pois existe uma diferença de 0,7 cm no longitudinal e 0,9 cm no vertical, essas variações podem ter ocorrido devido alguma falha no momento do deslocamento da mesa, provavelmente o sentido foi invertido.

As diferenças foram calculadas, no seu máximo possui um valor de 0,99 mm e no seu mínimo de -0,96 mm. Isto é a incerteza destes deslocamentos conjugados é de 1mm. Com esses resultados tornou-se viável a utilização do Sistema de Fusão do programa *ImageJ*, pois o programa mostra-se exato em valores de deslocamento. A avaliação do método verificação do posicionamento do paciente passou a ser realizado pelo sistema de fusão.

Com intuito de avaliar a precisão do sistema de fusão outro teste foi realizado, isto é, o método mais usual (avalição visual) foi comparado com o método de fusão de imagem. Este teste foi avaliado através das variações de interpretação das imagens portal.



Os seis (6) observadores, sendo os três (3) médicos e os dois (2) físicos e a dosimetrista do serviço interpretavam a imagem portal através da avaliação visual as imagens eram observadas lado a lado e depois era realizada a fusão. Em ambas as técnicas os observadores anotavam os valores de deslocamento para calcular o desvio padrão e a significância estatística do estudo.

Apesar de todas as tecnologias disponíveis, o método tradicional usando o julgamento visual é ainda largamente utilizado para verificar o posicionamento do paciente. O objetivo era avaliar as variações da interpretação das imagens portal, realizadas por diferentes observadores comparando o método tradicional com o método de fusão. O método de fusão forneceu uma melhor concordância entre os observadores na preocupação com a posição real do paciente. Sugerem também que este método é mais eficiente do que o tradicional, conforme é demonstrado nas Tabelas 6 à 11. Os médicos são representados pelas letras: E, W e J. Os outros três (3) observadores pelas letras: C, F e S. O conjunto de imagem (G), destacado de cor cinza nas tabelas foi ignorado e excluído do estudo, pois apresentou um erro na magnificação no momento da aquisição.

Tabela 6 - Avaliação pelo método de fusão no sentido lateral.

FUSÃO						
Observador	J	C	F	S	E	W
<b>LATERAL</b>						
A	-0,4	-0,5	-0,5	-0,4	-0,5	-0,2
B	0	0,1	0	0	0	0
C	0,1	0	0,2	0,2	0	0,2
D	1,2	1,5	1,6	1,8	1,5	1,4
E	-0,1	0,2	0,4	0,4	0	0,3
F	-0,2	0,1	0	0,1	0	0,1
G						
H	0	-0,2	-0,3	-0,1	0	-0,2
I	0,6	0,5	0,4	0,4	0,5	0,5
J	0,3	0,2	0,2	0,4	0	0,3
K	-0,1	-0,2	-0,2	-0,2	0	-0,2
L	0	0	0,4	0,3	0	0
M	0,2	0	0	-0,2	0	0
N	-0,5	-0,4	-0,4	-0,3	0	-0,3
O	0,1	0,3	0,2	0,3	0,2	0
P	-0,5	-0,5	-0,3	-0,3	-0,5	-0,4
Q	0	0	0	0,2	0	0,1
R	-0,3	-0,1	-0,1	-0,2	-0,1	-0,3
S	-0,1	0,3	0,1	0,2	0	0

SD	VAR	Dif	xmedio
0,116905	0,01366667	0,3	-0,42
0,040825	0,00166667	0,1	0,02
0,098319	0,00966667	0,2	0,12
0,2	0,04	0,4	1,56
0,209762	0,044	0,4	0,26
0,116905	0,01366667	0,1	0,06
0,121106	0,01466667	0,3	-0,16
0,075277	0,00566667	0,1	0,46
0,136626	0,01866667	0,4	0,22
0,083666	0,007	0,2	-0,16
0,183485	0,03366667	0,4	0,14
0,126491	0,016	0,2	-0,04
0,17224	0,02966667	0,4	-0,28
0,116905	0,01366667	0,3	0,2
0,098319	0,00966667	0,2	-0,4
0,083666	0,007	0,2	0,06
0,098319	0,00966667	0,2	-0,16
0,147196	0,02166667	0,3	0,12
SD	Var	dif max	
medio	0,123667	0,0172037	0,4
		t SD	0,308141
		t Var	0,087769

Tabela 7 - Avaliação pelo método visual no sentido lateral.

VISUAL							SD	VAR	Dif	xmedio	
Observador	J	C	F	S	E	W					
LATERAL											
A	-1,1	0	0	-0,5	-0,5	0	0,441588	0,195	0,5	-0,2	
B	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
C	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
D	1,5	1,4	1,5	1,7	1,5	1,5	0,098319	0,009667	0,3	1,52	
E	0,5	0,5	0,5	0,2	0,2	0,2	0,164317	0,027	0,3	0,32	
F	0	0,2	0,3	0	0	0,8	0,312517	0,097667	0,8	0,26	
G											
H	0	0	0,2	0,3	0,2	-0,1	0,154919	0,024	0,4	0,12	
I	0,3	0,5	1	0,7	0,5	0,5	0,240139	0,057667	0,5	0,64	
J	0	0	0,2	0	0	0	0,08165	0,006667	0,2	0,04	
K	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
L	0	0	0	0	0	0,2	0,08165	0,006667	0,2	0,04	
M	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
N	0	-0,3	-0,3	-0,2	0	-0,5	0,194079	0,037667	0,5	-0,26	
O	0	0	0,3	0,2	0	0	0,132916	0,017667	0,3	0,1	
P	0	-0,5	-0,2	-0,2	-0,5	0	0,225093	0,050667	0,5	-0,28	
Q	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
R	0	0	0	0,2	0	0	0,08165	0,006667	0,2	0,04	
S	0	0	0,2	0	-0,5	0	0,234521	0,055	0,7	-0,06	
T	0	0	0	0	0	0					
medio							0,135742	0,031158	0,8		
										t Var	0,410977

Tabela 8 - Avaliação pelo método de fusão no sentido longitudinal.

FUSÃO							SD	VAR	Dif	xmedio	
Observador	J	C	F	S	E	W					
Longitudinal											
A	-0,4	-0,4	-0,5	-0,4	0	-0,3	0,175119	0,03066667	0,5	-0,32	
B	0,1	-0,2	0	-0,2	0,5	-0,1	0,263944	0,06966667	0,7	0	
C	0	0,1	0,1	0,1	0	-0,1	0,08165	0,00666667	0,2	0,04	
D	0,2	0,4	0,3	0,3	0	0,3	0,13784	0,019	0,3	0,26	
E	-0,5	-0,4	-0,3	-0,4	0	-0,4	0,175119	0,03066667	0,4	-0,3	
F	0,1	0,3	0	0,3	0	0,3	0,150555	0,02266667	0,3	0,18	
G											
H	-0,1	0	-0,1	-0,1	0	-0,1	0,05164	0,00266667	0,1	-0,06	
I	0,5	0,5	0,5	0,6	0,5	0,6	0,05164	0,00266667	0,1	0,54	
J	0,5	0,2	0,2	0,3	0,5	0,3	0,136626	0,01866667	0,3	0,3	
K	-0,4	0	-0,2	-0,1	0	0	0,160208	0,02566667	0,2	-0,06	
L	0,1	0	0,2	0,1	-0,5	0,1	0,252982	0,064	0,7	-0,02	
M	0,2	0,2	0	0,2	0	0,1	0,098319	0,00966667	0,2	0,1	
N	-0,1	-0,2	-0,3	-0,3	0	-0,2	0,116905	0,01366667	0,3	-0,2	
O	0	0,1	0,2	0,3	0,2	-0,3	0,213698	0,04566667	0,6	0,1	
P	-0,3	-0,2	-0,2	-0,1	-0,2	0	0,10328	0,01066667	0,2	-0,14	
Q	-0,1	0	-0,2	-0,2	0	-0,2	0,098319	0,00966667	0,2	-0,12	
R	-0,3	-0,4	-0,3	-0,3	-0,6	0,1	0,228035	0,052	0,7	-0,3	
S	-0,4	-0,2	-0,4	-0,2	-0,5	0,1	0,216025	0,04666667	0,6	-0,24	
medio							0,150661	0,02672222	0,7		
										t SD	0,004252
										t Var	0,01068

Tabela 9 - Avaliação pelo método visual no sentido longitudinal.

VISUAL						
Observador	J	C	F	S	E	W
Longitudinal						
A	-0,5	-0,3	0	-0,3	0	0
B	0	0	0	0	0,5	0
C	0	1	0,2	0,4	-0,4	0
D	0	0	0	0	0	1,5
E	0	0	0	0	0,5	0,2
F	0	-0,2	0	0	0,2	0,8
G						
H	0	0	0	0	0,2	-0,1
I	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
J	0,5	1	0	0,5	0,8	0
K	-0,5	0	0	-0,3	0,2	0
L	0	0	0	0	-0,5	0,2
M	0	0	0	0,5	0,2	0
N	0	0	0	0	-0,2	-0,5
O	1	0	0,5	0,3	0	0
P	0	0	-0,2	-0,2	0	0
Q	0	0	0	0	-0,5	0
R	0	0	-0,4	0,3	0	0
S	0	-0,5	-0,2	-0,3	0	0

SD	VAR	Dif	xmedio
0,213698	0,045667	0,3	-0,12
0,204124	0,041667	0,5	0,1
0,473286	0,224	0,8	0,24
0,612372	0,375	1,5	0,3
0,204124	0,041667	0,5	0,14
0,350238	0,122667	0,8	0,16
G			
0,098319	0,009667	0,3	0,02
0	0	0	0,5
0,408248	0,166667	0,8	0,46
0,252982	0,064	0,5	-0,02
0,234521	0,055	0,7	-0,06
0,204124	0,041667	0,5	0,14
0,204124	0,041667	0,5	-0,14
0,4	0,16	0,5	0,16
0,10328	0,010667	0,2	-0,08
0,204124	0,041667	0,5	-0,1
0,22286	0,049667	0,7	-0,02
0,206559	0,042667	0,3	-0,2
<b>SD</b>	<b>Var</b>	dif max	
<b>medio</b>	0,255388	0,085222	1,5

<b>t Var</b>	0,462466
--------------	----------

Tabela 10 - Avaliação pelo método de fusão no sentido vertical.

FUSÃO						
Observador	J	C	F	S	E	W
Vertical						
A	0,1	0,3	0,3	0,2	0	0
B	0	-0,2	0	-0,1	-0,6	-0,2
C	0	0	0	0	-0,4	0
D	0,1	0,1	0,2	0	0	0,1
E	-1,1	-0,3	-0,4	-0,4	0	-0,5
F	-1,3	-0,5	-0,9	-0,3	0	-0,4
G						
H	0,1	0,1	0	0,1	0	0
I	0	-0,2	-0,2	0	0	0,1
J	1	1,1	1,1	0,9	1,4	1
K	0,2	0,3	0,4	0,4	0	0,4
L	-0,3	0,2	-0,2	-0,1	0	-0,2
M	0	0,1	0	0	0	0,1
N	0,1	-0,2	-0,1	-0,3	-0,5	-0,2
O	-0,4	-0,5	-0,5	-0,4	-0,5	0
P	0,3	0,4	0,2	0,2	0	0,3
Q	-0,2	0	0	0	0	-0,3
R	0	0,4	0,2	0,4	0	0,4
S	0	0,3	0,4	0,4	0,3	0,2

SD	VAR	Dif	xmedio
0,13784	0,019	0,3	0,16
0,22286	0,04966667	0,6	-0,22
0,163299	0,02666667	0,4	-0,08
0,075277	0,00566667	0,2	0,08
0,361939	0,131	0,5	-0,32
0,463321	0,21466667	0,9	-0,42
G			
0,054772	0,003	0,1	0,04
0,122474	0,015	0,3	-0,06
0,17224	0,02966667	0,5	1,1
0,160208	0,02566667	0,4	0,3
0,178885	0,032	0,2	-0,06
0,05164	0,00266667	0,1	0,04
0,2	0,04	0,4	-0,26
0,194079	0,03766667	0,5	-0,38
0,136626	0,01866667	0,3	0,22
0,132916	0,01766667	0,3	-0,06
0,196638	0,03866667	0,4	0,28
0,150555	0,02266667	0,2	0,32
<b>SD</b>	<b>Var</b>	dif max	
<b>medio</b>	0,176421	0,04055556	0,9

<b>t SD</b>	0,055616
<b>t Var</b>	0,093072

Tabela 11 - Avaliação pelo método visual no sentido vertical.

VISUAL						
Observador	J	C	F	S	E	W
Vertical						
A	1,5	0,5	0	0,3	0	0
B	-0,5	-0,1	-0,4	-0,2	-0,6	0
C	0	-1	0	0	-0,4	0
D	0	0	0,4	0	0,2	0
E	0	-0,8	0,2	-0,5	-0,2	-0,2
F	0	0	-0,2	-0,5	0	-0,3
G						
H	0	0	0	0	0	0
I	0	0	-0,5	-0,5	-0,1	0
J	1	1,5	1	1	1,4	1
K	0	0	0	0,2	0	0
L	0,5	0	0,5	0,2	0	0
M	0,4	0	0	0,2	0	0
N	0	0	0	-0,2	-0,5	0
O	0	-0,8	-0,5	-0,5	-0,7	-0,8
P	0	0	0,3	0,2	0	-0,1
Q	0	0	0	0	0	0,2
R	0	0	0,6	0	0,4	0
S	0	0,3	0,6	0,5	0,5	0

SD	VAR	Dif	xmedio
0,584523	0,341667	0,3	0,16
0,236643	0,056	0,6	-0,26
0,408248	0,166667	0,4	-0,28
0,167332	0,028	0,4	0,12
0,356371	0,127	0,7	-0,3
0,206559	0,042667	0,5	-0,2
	0	0	
0	0	0	0
0,248328	0,061667	0,5	-0,22
0,234521	0,055	0,4	1,18
0,08165	0,006667	0,2	0,04
0,244949	0,06	0,5	0,14
0,167332	0,028	0,2	0,04
0,204124	0,041667	0,5	-0,14
0,301662	0,091	0,3	-0,66
0,150555	0,022667	0,4	0,08
0,08165	0,006667	0,2	0,04
0,265832	0,070667	0,6	0,2
0,263944	0,069667	0,6	0,38
SD	Var	dif max	
medio	0,233568	0,06714	0,7
		t SD	0,017282
		t Var	0,015897

A média das variações fornecidas por ambos os métodos foram comparadas através do teste *t* de *Student*. A média dos desvios do deslocamento relatou em todas as direções que foram superiores para o método tradicional. A significância *p* indica o grau em que o resultado é confiável, quanto mais alto o nível-*p*, menos se pode acreditar que a relação observada entre as variáveis na amostra é um indicador confiável da relação entre as respectivas variáveis, este caso apresenta inferior como mostra a Tabela 12.

Tabela 12 - Comparação da média dos desvios dos deslocamentos.

Direção	Lateral	Longitudinal	Vertical
Método Tradicional	0,0311	0,0852	0,0671
Método de Fusão	0,0172	0,0267	0,0405
<i>p</i>	0.0877	0.0106	0.0930

Quanto maior a diferença encontrada por um observador em relação ao deslocamento médio observado foi a seguinte: 5 e 3 mm na direção lateral, 8 e 3 mm na direção Longitudinal, e 5 e 3 mm na direção vertical para o método tradicional e de fusão, respectivamente. Deslocamentos maiores do que 5 mm ocorreu em 27 dos 108 observações (25%) realizada utilizando o método tradicional, quando foi comparado com a média de deslocamento obtida com o sistema de fusão, são indicados em amarelo nas Tabelas de 6 à 11.

O quarto teste foi realizado com intuito de deixar o processo de fusão mais rápido e mais preciso para os usuários. O conjunto de 18 pares de imagens utilizados no terceiro teste foi utilizado neste teste, todas as imagens portais foram processadas com realce de contraste. E posteriormente realizado a fusão com o sistema de fusão automatizado.

A avaliação foi feita através da comparação dos resultados das fusões realizadas por três (3) observadores, que também participaram da execução do terceiro teste. O conjunto de imagem (G) e (I), destacados de cor cinza nas tabelas, foram excluídos do estudo por apresentarem erro na imagem DRR, como mostra as Tabelas 13 a 15.

Na comparação das fusões verificou que os resultados foram muito similares, com pequenas diferenças de 0,1 cm a 0,2 cm. Das 51 fusões realizadas para cada observador houve 7% de variações acima de 0,3 cm, as variações estão destacadas em amarelo nas tabelas. De acordo com os observadores, mesmo com o realce de contraste nas imagens, em algumas fusões foi difícil visualizar as estruturas ósseas do osso da pelve.

Tabela 13 – Comparação dos resultados das fusões do 1º observador

1º OBSERVADOR										
Imagem	LATERAL			LONGITUDINAL			VERTICAL			Rot
	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	
A	-0,5	-0,5	0,0	-0,5	-0,3	-0,2	0,3	0,2	0,1	0,0
B	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,1	0,1	0,0	-0,1	0,1	0,0
C	0,2	0,2	0,0	0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0
D	1,6	0,4	1,2	0,3	0,0	0,3	0,2	-2,0	2,2	-2,0
E	0,4	0,3	0,1	-0,3	-0,4	0,1	-0,4	-0,2	-0,2	0,0
F	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	-0,2	-0,9	-0,8	-0,1	0,0
G										
H	-0,3	-0,2	-0,1	-0,1	0,0	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,0
I										
J	0,2	0,1	0,1	0,2	0,4	-0,2	1,1	1,0	0,1	2,0
K	-0,2	-0,2	0,0	-0,2	-0,2	0,0	0,4	0,4	0,0	0,0
L	0,4	0,3	0,1	0,2	0,2	0,0	-0,2	-0,1	-0,1	0,0
M	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,0
N	-0,4	-0,3	-0,1	-0,3	-0,2	-0,1	-0,1	-0,1	0,0	0,0
O	0,2	0,1	0,1	0,2	0,2	0,0	-0,5	-0,5	0,0	0,0
P	-0,3	-0,2	-0,1	-0,2	-0,1	-0,1	0,2	0,2	0,0	0,0
Q	0,0	0,0	0,0	-0,2	0,0	-0,2	0,0	0,0	0,0	0,0
R	-0,1	-0,3	0,2	-0,3	0,1	-0,4	0,2	0,3	-0,1	0,0
S	0,1	0,0	0,1	-0,4	-0,2	-0,2	0,4	0,5	-0,1	0,0

Tabela 14 - Comparação dos resultados das fusões do 2º observador.

2º OBSERVADOR										
Imagem	LATERAL			LONGITUDINAL			VERTICAL			Rot
	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	
A	-0,4	-0,6	0,2	-0,4	-0,5	0,1	0,2	0,3	-0,1	0,0
B	0	0,0	0,0	-0,2	0,0	-0,2	-0,1	-0,2	0,1	0,0
C	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0	0,0	0,0	0,0
D	1,8	1,8	0,0	0,3	0,4	-0,1	0	0,0	0,0	-2,0
E	0,4	0,5	-0,1	-0,4	0,0	-0,4	-0,4	-0,2	-0,2	0,0
F	0,1	-0,1	0,2	0,3	0,2	0,1	-0,3	-0,8	0,5	0,0
G										
H	-0,1	-0,3	0,2	-0,1	-0,1	0,0	0,1	0,0	0,1	0,0
I										
J	0,4	0,4	0,0	0,3	0,2	0,1	0,9	1,3	-0,4	2,0
K	-0,2	-0,2	0,0	-0,1	-0,1	0,0	0,4	0,4	0,0	0,0
L	0,3	0,3	0,0	0,1	0,1	0,0	-0,1	-0,1	0,0	0,0
M	-0,2	-0,3	0,1	0,2	0,0	0,2	0	0,0	0,0	0,0
N	-0,3	-0,3	0,0	-0,3	-0,3	0,0	-0,3	-0,3	0,0	0,0
O	0,3	0,0	0,3	0,3	0,4	-0,1	-0,4	-0,4	0,0	0,0
P	-0,3	-0,1	-0,2	-0,1	-0,3	0,2	0,2	0,1	0,1	0,0
Q	0,2	0,0	0,2	-0,2	-0,2	0,0	0	0,1	-0,1	0,0
R	-0,2	-0,2	0,0	-0,3	-0,1	-0,2	0,4	0,5	-0,1	0,0
S	0	0,1	-0,1	-0,2	-0,4	0,2	0,4	0,5	-0,1	0,0

Tabela 15 - Comparação dos resultados das fusões do 3º observador.

3º OBSERVADOR										
Imagem	LATERAL			LONGITUDINAL			VERTICAL			Rot
	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	3º teste	4º teste	Dif	
A	-0,5	-0,5	0,0	-0,4	-0,4	0,0	0,3	0,5	-0,2	0,0
B	0,1	0	0,1	-0,2	-0,2	0,0	-0,2	0	-0,2	0,0
C	0	0,2	-0,2	0,1	0	0,1	0	0,1	-0,1	0,0
D	1,5	1,7	-0,2	0,4	0,4	0,0	0,1	0,1	0,0	-2,0
E	0,2	0,2	0,0	-0,4	-0,2	-0,2	-0,3	-0,1	-0,2	0,0
F	0,1	0	0,1	0,3	0,1	0,2	-0,5	-0,9	0,4	0,0
G										
H	-0,2	-0,2	0,0	0	-0,1	0,1	0,1	-0,1	0,2	0,0
I										
J	0,2	0,5	-0,3	0,2	0,3	-0,1	1,1	1,2	-0,1	2,0
K	-0,2	-0,2	0,0	0	0	0,0	0,3	0,3	0,0	0,0
L	0	0	0,0	0	0	0,0	0,2	0,2	0,0	0,0
M	0	0	0,0	0,2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0
N	-0,4	-0,4	0,0	-0,2	-0,2	0,0	-0,2	-0,2	0,0	0,0
O	0,3	0,4	-0,1	0,1	0,4	-0,3	-0,5	-0,5	0,0	0,0
P	-0,5	-0,2	-0,3	-0,2	0	-0,2	0,4	0,2	0,2	0,0
Q	0	0	0,0	0	-0,2	0,2	0	0	0,0	0,0
R	-0,1	0	-0,1	-0,4	-0,2	-0,2	0,4	0,3	0,1	0,0
S	0,3	0,2	0,1	-0,2	-0,2	0,0	0,3	0,3	0,0	0,0

## 5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Através deste estudo foram observados que o sistema de fusão desenvolvido pode ser utilizado pelo programa de processamento de imagens o *ImageJ*, em que o sistema demonstrou exatidão e precisão em suas funções. Além de sugerir maior eficiência no método de avaliação da verificação do posicionamento do paciente em radioterapia, pois não é um método subjetivo e diminui a incerteza na decisão para efetuar o deslocamento de correção.

De acordo com os resultados, o método de fusão proporciona uma melhor concordância entre os observadores sobre a posição do paciente. Considerando-se que a média de deslocamento obtida com o método de fusão representa a posição real do paciente, verificou-se um número substancial de altos desvios com o método tradicional. O sistema de fusão hoje é utilizado na avaliação da imagem portal no departamento de radioterapia do HUB.

A implantação do sistema de fusão gerou um impacto positivo, onde possibilitou o momento da avaliação fosse mais rápido e preciso. Os usuários relataram que o realce do contraste ajudou a evidenciar as estruturas ósseas da pelve, facilitando o processo de fusão. Porém havia algumas imagens que o realce de contraste não foi suficiente.

A automatização do algoritmo utilizado no programa *ImageJ*, permitiu a localização automaticamente do centro das imagens, com correção da rotação da imagem portal. Os usuários do sistema de fusão julgaram este processo mais ágil e mais preciso, pois exigia precisão na colocação dos pontos na linha do graticulado.

A melhoria da precisão de detecção de deslocamento do paciente pode ser conseguida utilizando uma solução de baixo custo, com um *software* livre e um algoritmo de fusão de imagens simples.

## **6. TRABALHOS FUTUROS**

Como trabalhos futuros sugerem se a aperfeiçoamento do programa ImageJ, como a diminuição do tempo necessário para a realização da fusão de imagens, tornando-se desnecessária a utilização das funções do programa MATLAB, utilizando apenas o algoritmo do ImageJ.

A realização de um processamento de imagem utilizando técnicas mais sofisticadas para a detecção de bordas ou a utilização de algum algoritmo inteligente para a detecção automática das estruturas ósseas. Além do realce de contraste e a diminuição do ruído da imagem portal.

Devido à inviabilidade da utilização de um fantoma antropomórfico para este estudo foi confeccionado um fantoma com cera de modelar de uso odontológico. Para um estudo futuro, sugere-se também a substituição do fantoma confeccionado pelo uso de cobaias com o intuito de realizar novos testes levando em consideração a movimentação involuntária dos órgãos internos. Sugere-se, ainda o uso de cadáveres para a execução dos mesmos testes, tornando desnecessário o uso de imagens de paciente do banco de dados. Este estudo limitou-se as estruturas da região da pelve, espera-se ampliar o uso da fusão para todos os sítios de tratamento.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGFA MEDICAL SYSTEMS. Software de Controle da Dosagem do Sistema ADC *Compact* – Manual do Utilizador, 2001.
- ARDEKANI, B. et al. *A fully automatic multimodality image registration algorithm*. J. Comput. Assist. Tomogr. 19, 615-623; 1995.
- BAMBER J. C.; HILL C. R. *Ultrasonic Attenuation and Propagation Speed in Mammalian Tissue as a Function of Temperature*. Ultrasound in Medicine & Biology, v. 5, n. 2, pp. 149-157, 1979.
- BEN J. M. *Set-up verification using portal imaging: review of current clinical practice*. J. Radiat. Oncol. 58, 105-120; 2001.
- BISSETT, R. et al. *Radiotherapy portal verification: An observer study*. Br J Radiol 68,165–174; 1995.
- BISSONNETTE, J. P. et. al. *Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing ct-based technologies*. A report of the AAPM TG-179. Medical Physics. 39. 2012.
- BOMFORD, C. *Textbook of Radiotherapy*. 6ª Edição. Churchill Livingstone, 2003.
- BOURNE, R. *Fundamentals of Digital Imaging in Medicine*. Ed. Springer. New York, EUA. 2009.
- BRYAN, R. N. *Introduction to the Science of Medical Imaging*. United States Of America by Cambridge University Press, New York, 2010.
- CNEN, COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. Diretrizes e Bases da Proteção Radiológica, NN 3.01, 2005.
- FUJIFILM NDT; Disponível em: <http://www.ndt.com.br/portal.aspx>, acesso em: 12 dezembro 2005.
- GONZALEZ R.C., Woods R. *Digital Image Processing*. Upper Saddle River, New Jersey: Prentice-Hall, 3rd edition. 2008.
- GRIMES, S. L. *Key to the future of the digital hospital*. Journal of clinical engineering, p. 170-171, Outubro/Dezembro 2004.
- HALL, E. J. *Radiobiology for the Radiologist*, 6th edition J.B. Lippincott Company, Philadelphia, USA, 2006.

HANS C. J. et al. *A protocol for reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 50, No. 5, pp. 1350–1365; 2001.

ICRU, International Commission on Radiation Units. *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy* Report N° 62, 1999.

ICRU, International Commission on Radiation. *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy* Report No. 50, 1993.

JOHNS, H. E. et al. *The Physics of Radiology*, 4° Ed. Charles Thomas Publisher, USA, 1983.

JUVER, J. *Cuidados Paliativos Em Oncologia*. 2ed. Editora Senac, Rio, 2009.

KAHN, F.M. *The physics of radiation therapy*. Williams & Wilkins. Baltimore, 1984

KIRSCH, R. *Computer determination of the constituent structure of biological images*, *Computers and Biomedical Research* 4, 315-328, 1971.

KRELL, G. et al. *Fuzzy image enhancement and associative feature matching in radiotherapy*. International Conference on Neural Networks, Volume: 3, 1997.

LANGMACK, K. A. et al. *Characterization of new portal film systems for radiotherapy verification*. *British Journal of Radiology* 72, 479-484, 1999.

LATTANZI, J. et al. *Daily CT localization for correcting portal errors in the treatment of prostate cancer*. Department of Radiation Oncology. Fox Chase Cancer Center, Philadelphia, PA 19111, USA, 1998.

MADSEN E. L., ZAGZEBSKI J. A. *Tissue Mimicking Materials for Ultrasound Phantoms*. *Medical Physics*, v. 5, n. 5, pp. 391-394, 1978.

MARQUES and VIEIRA NETO. *Processamento Digital de Imagens*, Rio de Janeiro, Brasport, 1999.

MAUCH, P. M. et al. *Radiation oncology. Thecnology and biology*. Philadelphia, W. B. Saunders Company, 1994.

MOURA, F. M. G. A. et al. *Amorphous silicon detector panel damage: correlating physical parameters to clinical usability*. Universidade de Lisboa, através da Faculdade de Ciências, 2008.

PERERA, T. *Subjectivity in interpretation of portal films*. Int J Radiat Oncol Biol Phys 45, 529–534; 1999.

PEREZ, C. *Principles and Practice of Radiation Oncology*, Lippincott Williams & Wilkins, 2004.

PNWX. Pacific Northwest X-Ray Inc. P.O. BOX 625 \* GRESHAM, U.S.A. Disponível em < <http://www.pnwx.com/Accessories/Phantoms/Radiology>. 2013.

PRATT, W. K. *Digital Image Processing*. Wiley Interscience, 2nd ed., 1991.

PREWITT, J.M. *Object enhancement and extraction in B.S. Lipkin and A. Rosenfeld Picture processing and psychopictorics*, Academic Press, 1970.

RASBAND, W.S. *ImageJ*, U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, 2011.

RAVINDRAN, P. *Dose optimization during imaging in radiotherapy*. Biomedical Imaging and Intervention Journal. 3(2):e23, 2007.

RIEFENSTAHL, N. et al. *Optical Surface Sensing and Multimodal Image Fusion for Position Verification in Radiotherapy*. Medical Information Visualisation - BioMedical MediVis, 2006.

ROS, R. A. Fusão de imagens medica para aplicação em sistemas de planejamento de tratamento em radioterapia. Instituto de pesquisas energéticas e nucleares, São Paulo 2006.

SALVAJOLI, J.V. Radioterapia em Oncologia, Rio de Janeiro, Ed. Medsi, 1999.

SCAFF, L.A.M. Física na Radioterapia. São Paulo: Parte 2. Editora Sarvier, 2001

SCAFF, L.A.M., Física da radioterapia, São Paulo, Parte 1. Ed Sarvier, 1997

STEEL, G.G. *Basic clinical radiobiology for radiation oncologists*. London: Edward Arnold / Hodder Headline Group, 1993.

STROOM, JC. et al. *On-line set-up corrections during radiotherapy of patients with gynecologic tumors*. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 46(2):499±506; 1999.

VAN HERK, M. B. et al. *Portal imaging and image analysis*. Nuclear Science Symposium Conference Record, IEEE, Volume: 3, 2000.

VAN HERK, M. et al. *Fast evaluation of patient set-up, during radiotherapy by aligning features in portal and simulator images*. Phys. Med. Biol., 1991.

WEBB, S. *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. Institute of Physics Publishing, Bristol, 2002

WILLIS, C. E. *Quality Improvement in Computed Radiography*. Illinois: RSNA, 1996.

WITHERS, H. R. *Biological basis of radiation therapy for cancer*. Lancet 339: 156-159, 1992.

## **ANEXOS**

ANEXOS I - Autorização de coletas de dados



## ANEXO II - Algoritmo de automatização usado no MATLAB

```
% |--- Limpa a memória, fecha janelas e limpa a tela ---|-----  
-----{{{  
clear all; close all; clc
```

```

%-}}

% |--- Varre os diretórios em busca das imagens ---|-----
-{{{
D = 'PacientesHUB';
portaisanteriores = [];
portaislaterais = [];
DRRsanteriores_ou_posteriores = [];
DRRsaterais = [];

for k = 'F':'F'
    p = dir([D '/' k '/ant*.jpg']);
    portaisanteriores = [portaisanteriores; p];
    p = dir([D '/' k '/lat*.jpg']);
    portaislaterais = [portaislaterais; p];
    d = dir([D '/' k '/ant*.tif']);
    DRRsanteriores_ou_posteriores = [DRRsanteriores_ou_posteriores; d];
    d = dir([D '/' k '/pos*.tif']);
    DRRsanteriores_ou_posteriores = [DRRsanteriores_ou_posteriores; d];
    d = dir([D '/' k '/lat*.tif']);
    DRRsaterais = [DRRsaterais; d];
end
%-}}

% |--- Cria os diretórios para as imagens processadas, caso não existam.
---|-----{{{
[success, message, messageid] = mkdir('PacientesHUBprocessamento');
for(k = 'F':'F')
    [success, message, messageid] = mkdir(['PacientesHUBprocessamento/'
k]);
end
%-}}

% |--- Detecção das linhas horizontal e vertical, do centro, da
inclinação e das rotações ---|-----{{{
% Abre cada imagem encontrada, e realiza todas as etapas de detecção das
linhas
% horizontal e vertical, da rotação e das resoluções horizontal e
vertical
for k = 1 : size(portaisanteriores, 1)
    diretorio_sem_processamento = ['PacientesHUB/' k - 1 + 'F'];
    diretorio_com_processamento = ['PacientesHUBprocessamento/' k - 1 +
'F'];

    arquivo_imagem_sem_processamento = [diretorio_sem_processamento '/'
portaisanteriores(k).name];
    arquivo_imagem_com_processamento = [diretorio_com_processamento '/'
portaisanteriores(k).name];
    x = imread(arquivo_imagem_sem_processamento);
    x = pre_processamento_portal(x);
    [coeficientes_horizontal_anterior, coeficientes_vertical_anterior,
rotacao_graus_anterior, resolucao_horizontal_anterior,
resolucao_vertical_anterior, i_centro_anterior, j_centro_anterior] =
determina_linhas_horizontal_vertical(x,
arquivo_imagem_com_processamento);
    x = destaca_centro(x, i_centro_anterior, j_centro_anterior);
    x = destaca_linhas(x, coeficientes_horizontal_anterior,
coeficientes_vertical_anterior);
    figure; warning off; imshow(x); warning on;% pause;
    imwrite(x, arquivo_imagem_com_processamento);

```



```

    escreve_linhas_resolucoes([diretorio_com_processamento '/'
portaisanteriores(k).name], coeficientes_horizontal_anterior,
coeficientes_vertical_anterior, rotacao_graus_anterior,
resolucao_horizontal_anterior, resolucao_vertical_anterior);

    diretorio_sem_processamento = ['PacientesHUB/' k - 1 + 'F'];
    diretorio_com_processamento = ['PacientesHUBprocessamento/' k - 1 +
'F'];

    arquivo_imagem_sem_processamento = [diretorio_sem_processamento '/'
portaislaterais(k).name];
    arquivo_imagem_com_processamento = [diretorio_com_processamento '/'
portaislaterais(k).name];
    x = imread(arquivo_imagem_sem_processamento);
    x = pre_processamento_portal(x);
    [coeficientes_horizontal_lateral, coeficientes_vertical_lateral,
rotacao_graus_lateral, resolucao_horizontal_lateral,
resolucao_vertical_lateral, i_centro_lateral, j_centro_lateral] =
determina_linhas_horizontal_vertical(x,
arquivo_imagem_com_processamento);
    x = destaca_centro(x, i_centro_lateral, j_centro_lateral);
    x = destaca_linhas(x, coeficientes_horizontal_lateral,
coeficientes_vertical_lateral);
    figure; warning off; imshow(x); warning on;% pause;
    imwrite(x, arquivo_imagem_com_processamento);
    escreve_linhas_resolucoes([diretorio_com_processamento '/'
portaislaterais(k).name], coeficientes_horizontal_lateral,
coeficientes_vertical_lateral, rotacao_graus_lateral,
resolucao_horizontal_lateral, resolucao_vertical_lateral);

    fid = fopen([diretorio_com_processamento '/dados.txt'], 'w');
    fprintf(fid, '%d %d %f %f %f %d %d %f %f %f', j_centro_anterior,
i_centro_anterior, resolucao_vertical_anterior,
resolucao_horizontal_anterior, rotacao_graus_anterior, j_centro_lateral,
i_centro_lateral, resolucao_vertical_lateral,
resolucao_horizontal_lateral, rotacao_graus_lateral);
    fclose(fid);
end
%-}}

```

## PUBLICAÇÕES

ANEXO III – Artigo aceito no WC2012

ALMEIDA, C. D, et al. *Image Fusion System Applied to the Evaluation and Correction of Patient Position During Radiotherapy*. In: Oral Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2012 - WC 2012, Beijing, China. 2012.

# Image Fusion System Applied to the Evaluation and Correction of Patient Position During Radiotherapy

C. D. Almeida<sup>1</sup>, L. M. Brasil<sup>2</sup>, C. J. Miosso<sup>2</sup> and L. F. O. Silva<sup>3</sup>

<sup>1</sup>University of Brasilia Hospital, University of Brasilia (UnB), Brasilia, Brazil

<sup>2</sup>Biomedical Engineering Graduate Program, University of Brasilia at Gama (UnB/FGA), Gama, Brazil

<sup>3</sup>Department Radiotherapy, University of Brasilia Hospital, Brasilia, Brazil

**Abstract**— Radiotherapy planning is traditionally based on computed tomography (CT) images taken from the target areas, which are then analyzed in order to determine the radiation dosage and beam forms. The treatment efficiency then depends on one's ability, when applying the radiation, to reproduce the position in which the patient stood when the CT images were taken. In this paper, we describe an image fusion procedure that helps the radiotherapy physicians to compare the patient's current position to that of the CT sessions, and then to estimate the positioning errors and the needed correction displacements. The system is currently under evaluation at the University of Brasilia's Hospital, where a digital radiographic image (check film) is taken from each patient at the moment of the radiographic session. The check film is then fused with a digitally reconstructed radiography, using the proposed approach and allowing positioning corrections. Our preliminary results suggest an improvement, even without an electronic portal image device, of patients' positioning with respect to the pure visual analysis, by the physicians, of the two separate images. In the next stage of the research, we will use a larger sample in order to determine the statistical significance of the observed differences.

**Keywords**— Radiotherapy, patient positioning, image fusion, check film

## I. INTRODUCTION

Curative radiotherapy is a type of treatment used mainly in oncology. Its objective is to destroy diseased cells by using ionizing radiation, while avoiding, as much as possible, healthy cells to be attacked. The advances in computational power and the recent research on computer-aided radiotherapy planning lead to the development of three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT), which uses beam forming techniques to adapt the radiation treatment to the geometric characteristics of each tumor, and for each irradiation angle [1]. Advances in 3DCRT research lead to the intensity modulated radiation therapy (IMRT), which allows not only the geometric conformation, but also the modulation of radiation beam intensities. This allows different dosages to reach areas affected by different intensities of tumor activity [2].

In IMRT, the target volume to be irradiated is determined based on computed tomography (CT) images, and by using a specific piece of software system that performs the computation of the radiation dosage that the patient will absorb in a considered setting. The treatment planning thus follows the patient's positioning during the CT images acquisition. After this planning, and in order to guarantee that the target volume will really be located inside the radiation field and that risk neighbor organs are properly protected, the check film acquired immediately before the radiotherapy session is compared to the digitally reconstructed radiography (DRR). Both images must correspond to the same patient positioning, so that the actual position during the treatment matches the position that was taken into account during the computations [3].

The DRR then corresponds to the patient's desired position, and is used as a reference when analyzing the portal image or check film, acquired moments before the radiotherapy starts. Different studies indicate that the comparison between the DRR and the check film can lead to significantly different conclusions, if it is based on subjective, visual observation by different health professionals [4].

In order to avoid this significant variation, the electronic portal image device (EPID) was introduced as a more precise and stable way of checking the patient's position. In some commercial linear accelerators containing an EPID, the device captures the signal, acquires the image and sends it to a system that automatically fuses the DRR and the portal image [5].

When an EPID is not available, the evaluation of patients' positioning prior to the treatment is normally based on a purely visual assessment of the check film and the DRR. The radiotherapist observes the isocenter in the portal image and visually evaluates if it is in accordance with the DRR's isocenter. At the University of Brasilia's Hospital (HUB), on the other hand, we are evaluating an image fusion procedure in order to replace the EPIC and attain comparable results at a lower cost. The proposed system allows one to detect measure and correct the patient position errors prior to the radiotherapy treatment.

The radiotherapy physician conducts the fusion between the DRR and the check film before the radiotherapist session itself, or any time he wants after the treatment starts.

## I. METHODS AND MATERIALS

In order to develop the image fusion system, we used the free software ImageJ, a public-domain program that the National Institute of Health developed specifically for conducting image processing tasks. ImageJ uses an open architecture and is extensible through Java plugins and recordable macros. The user can plan analyses and develop plugins by using a build-in editor and a Java interpreter. Furthermore, he can exhibit, analyze, process, modify and save images quantized using 8 bits, 16 bits or 32 bits. It is also possible to read several image formats, such as TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, FITS, as well as RAW formats.

The program also allows the user to generate histograms and to perform several standard image processing functions, such as binary, logical and arithmetic operations, contrast enhancing procedures, Fourier analyses, edge detection and linear filtering [6]. Because of these convenient resources, as well as its ease of use by health professionals, ImageJ was adopted as the development tool to conduct the fusion between the DRR and the check film.

During the fusion procedure, the developed script opens the DRR to be compared to the check film. The fusion happens in two planes, namely the antero-posterior (AP) and the latero-latero (LL) incidences. For each check film, the program requires the user to indicate 3 locating points in the image's grid, which are internally matched to points in the DRR. This procedure guarantees that both images are represented in the same scale.

The fused images remain overlapped, with the two isocenters at the same position. Later, the radiotherapy physician manually adjusts the images so that they are properly aligned. In conducting the adjustment, he uses the bone structures in the two images as references to identify the matching pixels, and displaces and rotates the images as required for the alignment. At the end of the procedure, the images are represented in the same coordinate system and in such a way that corresponding anatomical structures overlap [7].

Next, the developed program computes the required patient's displacement, as corresponding to the changes performed by the radiotherapist when aligning the images. The software displays the computed displacements in an additional external window, if they greater than 3 mm (a maximum patient displacement of 3 mm is already an

accepted recommendation for general pelvic radiotherapy treatment [8]).

The HUB's radiotherapy service uses the linear accelerator Primus, by Siemens, which generates 6MV-photon beams; this model is shown in Figure 1. The check film is acquired by using a computed radiographic system with an oncology cassette. It is digitized by using an FCR digitizer by Fuji, as shown in Figure 2. The DRR image, on the other hand, is generated by the planning system Prowess, model 3000, shown in Figure 3 and which is also used by HUB when planning the radiotherapy sessions.



Fig.1 Primus linear accelerator, by Siemens, used by the University of Brasilia Hospital (HUB) in the radiotherapy sessions.



Fig.2 FCR digitizer by Fuji, used by the University of Brasilia Hospital (HUB) to acquire the digital radiographic image.

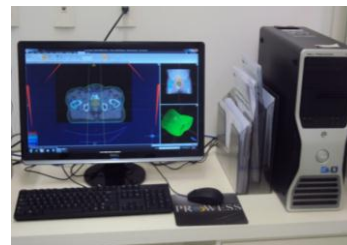


Fig.3 Prowess 3000 planning system, used by the University of Brasilia Hospital to obtain the DRR images and to plan the radiotherapy sessions.

In order to evaluate the proposed fusion system, we took the images from 14 arbitrary patients, who have

with AP incidences having a 90-degree gantry and LL incidences having a 270-degree gantry.

The study was conducted with the participation of 3 radiotherapy physicians, in two stages. In the first stage, each physician compared the two images from each patient, in a visual and subjective manner, according to the disposition shown in Figure 4. In each case, the physician identified the treatment area and, by checking the isocenter, evaluated any possible positioning error in the lateral, longitudinal and vertical axes. He then registered all the patient's displacement values needed in order to correct the positioning errors.

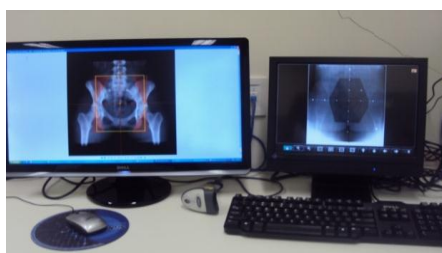


Fig.4 Visual comparison between the DRR and the computed radiography images, as conducted in the University of Brasilia Hospital (HUB).

In the second stage, the visual comparison method of Figure 5 was replaced by the proposed fusion system, as shown in Figure 5. Again, each physician registered the required positioning changes for each patient, but this time based on his changes over the superimposed images.

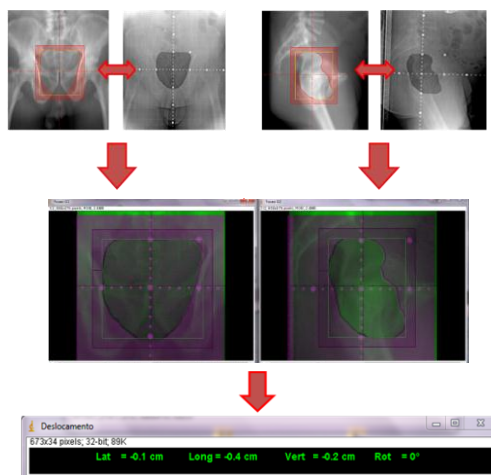


Fig.5 Fusion of the DRR and the check film images, in the proposed system

We then organized all the obtained values, for the two tested methods, by the three physicians and for each of the 19 patients, in 6 tables (1 table for each physician and each method).

### III. RESULTS

Table 1 and Table 2 show the results of displacements estimated by using, respectively, the visual comparison of the 2 images (DRR and check film) and the proposed fusion method. All the results are averaged over the indications provided by the three physicians. By comparing the corresponding entries in the two tables, we identify the situations in which the two methods deviated the most. The largest deviations between the two methods are emphasized in both tables.

Note that, among the 14 patients, 8 presented different displacements, as estimated by the two procedures. In some cases, the displacement values were larger for the visual comparison than for the image fusion approach. Supposing that the fusion method provides a more precise estimation, as we suggest in Section IV, this indicates that in some cases the physicians could request unnecessary displacements, or overcompensated patient movements. In the case of displacements that are lower than the ideal values, the provided correction would, on the contrary, be insufficient. In both cases, the final patient position would still not match the position in which the CT images were taken, thus leading to a less effective treatment.

Table 1 Averages of the required patient displacements, as suggested by the three participant physicians based on visual and subjective comparison of the DRR and the check film images

Patient	DISPLACEMENTS BASED ON VISUAL COMPARISON OF THE DRR AND THE CHECK FILM			
	ANT		LAT	
	X	Y	Z	Y
A	0,67	0,10	-0,43	0,17
B	0,00	0,00	-0,20	0,00
C	0,00	0,00	0,17	0,00
D	1,40	-0,17	0,33	-0,17
E	0,00	-0,13	-0,10	0,00
F	0,00	0,00	-0,33	-0,17
G	-0,10	0,47	0,33	0,33
H	0,00	0,17	0,50	0,00
I	0,63	0,47	0,00	0,17
J	0,00	0,67	0,93	0,17
K	0,00	0,00	-0,13	0,00
L	0,00	0,10	0,00	0,00
M	0,00	0,00	0,00	0,00
N	-0,10	-0,17	0,00	0,00

## II. CONCLUSION

Table1 Averages of the required patient displacements, as suggested by the three participant physicians based on the proposed image fusion system

Patient	DISPLACEMENTS BASED ON THE PROPOSED IMAGE FUSION SYSTEM			
	ANT		LAT	
	X	Y	Z	Y
A	-0,50	0,00	0,60	0,00
B	-0,07	0,00	-0,10	0,00
C	0,00	-0,07	0,00	0,00
D	1,53	0,00	0,00	0,23
E	0,10	0,00	-0,30	0,00
F	0,00	0,00	-0,33	0,00
G	0,00	0,10	0,27	0,00
H	-0,10	0,00	0,00	0,00
I	0,60	0,23	0,00	0,10
J	0,23	0,10	0,77	0,00
K	-0,10	0,00	0,27	0,00
L	0,10	0,00	0,00	0,00
M	0,03	0,00	0,00	0,13
N	-0,40	0,00	-0,10	0,00

## I. DISCUSSION

By comparing the patient displacements estimated using the proposed system and those based solely on a visual comparison of the separate DRR and check film, we note that the results are different. Furthermore, we consider the new results to be more precise; in fact, even when the DRR and the check film are isolated and compared, what the physician does is to try to align them, but in a subjective and non systematic way. In the fusion system, on the other hand, as the two images are superimposed and visualized in a single plane, the alignment can be more precise, and the displacements are then automatically computed by the image processing tools [4].

In the next stage of the research, we will increase the sample size from 14 patients to more than 100 patients. Based on the increased sample, we will perform a statistical analysis of the observed differences in displacement, as computed by both techniques. This will determine the statistical significance of the proposed system's impact.

Also, we will compare the displacements computed using the proposed system with those generated by the positioning verification system. This will determine how the more cost-efficient proposed method compares with the state-of-the art positioning method, in terms of efficiency, and will help us to estimate the implied uncertainties, by checking the resulting deviations.

Besides contributing to the clinical decisions associated to patients positioning errors, the proposed fusion system constitutes a practical, cost-efficient solution when compared to an Electronic Portal Image Device (EPID). According to investigation described in the literature, image fusion leads to improved diagnostics, surgical and radiotherapy planning and several other benefits in medicine, when compared to a subjective image observation by the physicians. With the system adoption, it is possible to monitor and to correct patients' positioning, with improved precision. This ultimately leads to lower radiation levels affecting healthy tissues and, consequently, to a lower toxicity associated to the treatment. The fusion of digitally reconstructed radiography and digital radiography provides an important aid to three-dimensional conformal radiotherapy, at a lower cost compared to an EPID.

## ACKNOWLEDGMENT

The first author thanks the Coordination for the Improvement of Higher Level Personnel (CAPES) for its financial support. The authors also thank the University of Brasilia Hospital and physicians Eronides S. Batalha Junior, Juliano P. Nakashima and Wenzel C. Abreu, MSc, for their cooperation to the development of the image fusion system.

## REFERENCES

1. Bomford, C., Kunkler I. (2003). Textbook of Radiotherapy. 6ª Edição. Churchill Livingstone
2. Webb, S. (2002). Intensity-Modulated Radiation Therapy, Institute of Physics Publishing, Bristol.
3. Bissett R, Boyko S, Leszczynski K, et al. (1995) Radiotherapy portal verification: An observer study. Br J Radiol 68,165–174.
4. Perera T, Moseley J, Munro P., (1999) Subjectivity in interpretation of portal films. Int J Radiat Oncol Biol Phys 45, 529–534.
5. Hans C. J. De Boer, et al. (2001) A protocol for reduction of systematic patient setup errors with minimal portal imaging workload. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. Vol. 50, No. 5, pp. 1350–1365.
6. Rasband, W.S. (2011). ImageJ, U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA.
7. Ardekani B, Braun M, et al. (1995) A fully automatic multimodality image registration algorithm. J. Comput. Assist. Tomogr. 19, 615-623.
8. Coen W. Hurknans, P. Remeijer, Joos V. Lebesque, Ben J. Mijheer. (2001) Set-up verification using portal imaging: review of current clinical practice. J. Radiat. Oncol. 58, 105-120
9. Bijhold, J, Van Herk M, et al. (1991). Fast evaluation of patient set-up, during radiotherapy by aligning features in portal and simulator images. Phys. Med. Biol.
10. Stroom JC, Olofsen-van Acht MJJ, Quint S, et al. (1999). On-line set-up corrections during radiotherapy of patients with gynecologic tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 46(2):499±506.

Author: Cristina Duarte Almeida

Institute: Hospital Universitário de Brasília  
 Street: Av. L2 Norte - SGAN 605  
 City: Brasília/ DF  
 Country: Brasil  
 Email: crisczar@gmail.com

ANEXOS IV – Resumo aceito na ASTRO 2012

SILVA, L. F. et al. *Variability in interpretations of computed radiography portal images using two different methods*. 54th Annual Meeting, American Society for Radiation Oncology. Boston, EUA. 2012.

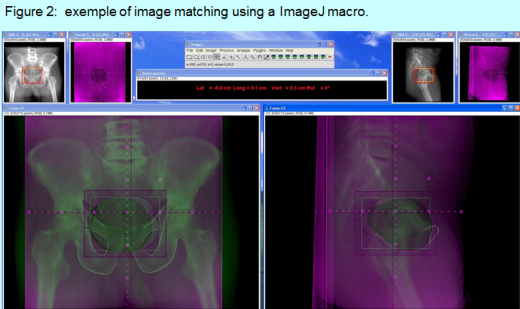
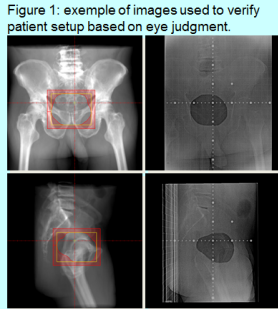


## Variability in Interpretations of Computed Radiography Portal Images Using Two Different Methods

*Oliveira e Silva, L.F.; Avelino S.R.; Almeida, C.D.; Batalha Filho, E.S.; Abreu W. C.  
 University Hospital of Brasilia, Brasilia, Brazil*

**Purpose**  
 Despite all technologies available, the traditional method using eye judgment is still largely used to verify patient setup. The goal of this study is to evaluate the variations in computed radiography (CR) portal images interpretation performed by different observers comparing the traditional with a homemade registration method.

**Methods**  
 We selected from our clinical database retrospectively 18 pelvises pairs of orthogonal portal images, which were compared with DRRs by 6 staff members (2 radiation oncologists and 4 dosimetrists.) The traditional method (figure 1) was compared with a homemade manual registration method, using an algorithm implemented in the ImageJ free software. Figure 2 shows an example of an imaging matching performed in ImageJ. Bone features were used as benchmark in both methods. The MV portal images were acquired using the FCR Capsula computed radiography system with oncologic cassettes provided by Fuji. The variance of the observed patient displacement in the superior-inferior (S-I), latero-lateral (L-L) and anterior-posterior (A-P) directions was calculated for each patient. The mean of variances provided by both methods was compared using the Student's t test. Only translations were evaluated. The observers also reported if corrections in block field shape or position were necessary. The criterion used to refuse a block was difference larger than 2 mm compared with the intended shape.



**Results**  
 The mean of variances of the reported patient displacement in all directions were higher for the traditional method as shown in table1. The larger difference found by an observer compared to the mean displacement observed was also higher for the traditional method in all directions (table 2). Displacements (3D) higher than 5 mm occurred in 27 of the 108 observations (25%) performed using the traditional method when it was compared to the mean displacement obtained with registration method. The average of the total number of corrections in block field shape or position reported was 6 % with the traditional method against 17 % with the registration method.

Table1: Comparison of the mean of variances of the reported patient displacement.

	Directions		
	L-L	S-I	A-P
Traditional method	3.21 mm <sup>2</sup>	8.52 mm <sup>2</sup>	6.58 mm <sup>2</sup>
Registration method	1.72 mm <sup>2</sup>	2.79 mm <sup>2</sup>	3.94 mm <sup>2</sup>
p	0.0877	0.0106	0.0942

Table2: Larger difference found by an observer compared to the mean displacement observed.

	Directions		
	L-L	S-I	A-P
Traditional method	5 mm	8 mm	5 mm
Registration method	3 mm	3 mm	3 mm

**Conclusion**  
 According the results, the registration method provides a better agreement among the observers about patient position. Considering that the mean displacement obtained with the registration method represents the actual patient position, it was found a substantial number of high deviations with the traditional method. Improvements in the precision of patient displacement detection can be achieved using a low cost solution with a simple registration algorithm. The registration method proved to be an excellent tool for block field corrections when compared with traditional method.