

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
DE SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA RADIOLÓGICA MESTRADO PROFISSIONAL
EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

PEDRO ARGÔLO PIEDADE

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA O REGISTRO DE RADIOGRAFIA
DIGITAL DE MEGAVOLTAGEM COM IMAGEM DIGITALMENTE RECONSTRUÍDA
EM UM PHANTOM**

FLORIANÓPOLIS, 2023

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
DE SANTA CATARINA – CÂMPUS FLORIANÓPOLIS
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS PROGRAMA DE PÓS-
GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA RADIOLÓGICA MESTRADO PROFISSIONAL
EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

PEDRO ARGÔLO PIEDADE

**DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA O REGISTRO DE RADIOGRAFIA
DIGITAL DE MEGAVOLTAGEM COM IMAGEM DIGITALMENTE RECONSTRUÍDA
EM UM PHANTOM**

Dissertação de Mestrado Profissional apresentada ao Programa de Pós Graduação Stricto Sensu em Proteção Radiológica, do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina (IFSC), como requisito para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientadora: Profa. Charlene da Silva, Me

Coorientador: Profa. Gerusa Ribeiro, Dra

FLORIANÓPOLIS, 2023

CDD 616.0757
P613d

Piedade, Pedro Argôlo

Desenvolvimento de algoritmo para o registro de radiografia digital de megavoltagem com imagem digitalmente reconstruída em um phantom [DIS] / Pedro Argôlo Piedade; orientação de Charlene da Silva, coorientação de Gerusa Ribeiro – Florianópolis, 2023.

1 v.: il.

Dissertação de Mestrado (Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Inclui referências.

1. Proteção radiológica. 2. Teleterapia 3. Posicionamento do paciente. 4. Comparação de imagens. I. Silva, Charlene da. II. Ribeiro, Gerusa. III. Título.

DESENVOLVIMENTO DE ALGORITMO PARA O REGISTRO DE RADIOGRAFIA
DIGITAL DE MEGAVOLTAGEM COM IMAGEM DIGITALMENTE RECONSTRUÍDA EM
UM PHANTOM

PEDRO ARGÔLO PIEDADE

Este trabalho foi julgado adequado para obtenção do título em Mestre em Proteção Radiológica, pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, e aprovado na sua forma final pela comissão avaliadora abaixo indicada.

Florianópolis, 15 de setembro de 2023.

Banca examinadora:

Documento assinado digitalmente
CHARLENE DA SILVA
Data: 25/09/2023 08:46:43 -0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

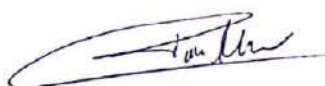
Profa. Charlene da Silva, Me.
Orientadora

Documento assinado digitalmente
GERUSA RIBEIRO
Data: 26/09/2023 06:36:08 -0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Profa. Gerusa Ribeiro, Dra.
Orientadora

Documento assinado digitalmente
ALEXANDRE D AGOSTINI ZOTTIS
Data: 26/09/2023 22:16:55 -0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Prof. Alexandre Dagostini Zottis, Dr.
Instituto Federal de Santa Catarina



Roberto Kenji Sakuraba, Dr.
Hospital Israelita Albert Einstein



Glaucio Rogério Veneziani, Dr.
Instituto de Oncologia e Radioterapia de Guarulhos

Documento assinado digitalmente
JULIANA DOS SANTOS MÜLLER
Data: 27/09/2023 10:29:00 -0300
Verifique em <https://validar.itl.gov.br>

Profa. Juliana dos Santos Müller, Dra.
Instituto Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente a todos que diretamente ou indiretamente tenham colaborado para execução desse trabalho. Meu eterno obrigado.

A minha esposa, Carolina Savi, que em todos os momentos esteve ao meu lado nessa caminhada, muita parceria, amor e união. O apoio e suporte dela foram a base para esse trabalho ser desenvolvido.

Aos meus queridos Pais, Páris Piedade Júnior e Márcia Argôlo Piedade, que nunca mediram esforços para me ajudar a chegar aonde cheguei. Papai que sempre me manteve com os pés no chão e caminhando para frente, além de um grande amigo e tutor. Mamãe que sempre com muita ternura me escutou e me ajudou nos momentos de dificuldade da vida me acolhendo.

Aos meus queridos Sogro e Sogra, Geraldo Luiz Savi e Silvia Regina Rabello Savi, que nos acolheram em sua casa quando precisamos e nos deram muito carinho e atenção. Eterno carinho aos meus pais catarinenses!

Ao meu sócio e amigo, Carlos Borges de Queiroz, o qual me inspira pela sua calma, paciência e sabedoria para me ajudar nos problemas e desafios que envolvem o mundo da programação. Incansáveis horas de discussões e ajuda ao depurar aos diversos códigos que escrevemos juntos.

A Radioterapia São Sebastião por me acolher todos esses anos para desenvolver esse trabalho tão gratificante na Radioterapia. Em especial aos colegas do dia a dia que me apoiaram e me suportaram nas horas mais importantes para o desenvolvimento deste trabalho. Fazer parte da Família São Sebastião me enche de orgulho.

Em especial a minha Orientadora, Charlene Silva, que soube administrar os desafios desse trabalho e me guiar. Muitas discussões a respeito dos métodos de registo de imagens que ajudaram enriquecer o trabalho.

A Deus que nos guia nesse breve momento que passamos pela Terra.

RESUMO

No tratamento de teleterapia destaca-se as incertezas geométricas e seus erros aleatórios intrínsecos que podem influenciar na efetividade do tratamento e sua reprodutibilidade. Por este motivo, existem estratégias para medir e corrigir essas incertezas durante o tratamento, a principal delas é o controle de posicionamento pelo portal filme. Este controle é feito por meio da comparação de imagem utilizando o portal digital (CR) com a imagem reconstruída digitalmente proveniente da simulação (DRR). O objetivo do trabalho é desenvolver um algoritmo de registro de imagens 2D/2D para controle de posicionamento nos tratamentos de teleterapia que utilizam portais digitais do tipo CR. Trata-se de um estudo com natureza aplicada e experimental, do tipo exploratória observacional. Foram adquiridas imagens tomográficas de um *phantom* da pelve com valores nominais de deslocamentos conhecidos, as quais são a base para comparar com os DRR. As imagens foram importadas no sistema de desenvolvimento *Jupyter Notebook* a qual foram testados os códigos da biblioteca *SimpleITK*. Foram testados códigos de: transformação de CR, processamento de imagem, registro de imagem CR com DRR, dentre o qual destacou-se a função “*processa_imagens*”. Sobre o registro das imagens o *SimpleITK* disponibiliza métodos de métricas de similaridade, considerando as imagens da pelve, os métodos que apresentaram os melhores resultados foram “Correlation” e “Join Histogram Mutual Information” que utilizaram uma amostragem representativa pelo método de reamostragem. Os valores médios da diferença absolutas dos deslocamentos mais próximos 2,0 mm indicam melhor alinhamento entre as imagens, enquanto valores acima de 4,0 mm indicam um pior alinhamento. Conclui-se que a escolha da métrica de similaridade pode influenciar significativamente os resultados do alinhamento de imagem. Dependendo da aplicação e das características das imagens, uma métrica pode ser mais apropriada do que outra.

Palavras-Chave: Teleterapia. Posicionamento do Paciente. Proteção Radiológica. Comparação de imagens.

ABSTRACT

The teletherapy treatment highlighting geometric uncertainties and their intrinsic random errors that can influence the effectiveness of the treatment and its reproducibility. For this reason, there are strategies to measure and correct these uncertainties during treatment, the main one being the positioning control through the film portal. This control is done through image fusion using the digital portal (CR) with the digitally reconstructed image from the simulation (DRR). The objective of this work is to develop an image comparison 2D/2D algorithm for positioning control in teletherapy treatments which uses digital portal, like CR. This is an applied and experimental study of an observational exploratory nature. Tomographic images of a pelvis phantom were acquired with nominal values of known displacements, which are the basis for comparison with the DRR. The images were imported into the Jupyter Notebook development system, where SimpleITK library codes were tested. Codes for: CR transformation, image processing, CR image registration with DRR were tested, among which the “processa_imagens” function stood out. Regarding the registration of images, SimpleITK provides methods of similarity metrics, considering the images of the pelvis, the methods that presented the best results were "Correlation" and "Join Histogram Mutual Information", which used a representative sampling by the bootstrap method. Mean absolute difference values of displacements closer to 2.0 mm indicate better alignment between images, while values above 4.0 mm indicate worse alignment. It is concluded that the choice of similarity metric can significantly influence the results of image alignment. Depending on the application and image characteristics, one metric may be more appropriate than another.

Keywords: Teletherapy. Patient Positioning. Radiological Protection. Image comparison.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Elementos necessários para planejamento e as etapas de tratamento	18
Figura 2 - Elementos básicos de um algoritmo de registro de imagem com otimizador	25
Figura 3 - Tomografia computadorizada para simulação do tratamento radioterápico	30
Figura 4 - (a) e (c) imagens DRR anterior e lateral. (b) e (d) imagens CR anterior e lateral	32
Figura 5 - Elementos que ocupam o espaço físico de uma imagem	36
Figura 6 - Representação visual das diferenças entre as imagens DRR , CR e CR invertida.....	38
Figura 7 - Imagem Anterior e Lateral do phantom: CR Original, CR Traslado e CR Rotacionado	39
Figura 8 - Pares das imagens anterior de DRR e CR ajustadas e seus vetores de deslocamento (lat, long, vert)	40
Figura 9 - Pares das imagens lateral de DRR e CR ajustadas e seus vetores de deslocamento (lat, long, vert)	41
Figura 10 - Diagrama do Código 1 para transformação da imagem de CR com base nos pontos de referências fornecidas pelo usuário por meio do reticulado	42
Figura 11- Fluxograma do Código 2 para registro par de imagem DRR com CR	45
Figura 12 - Representação visual do conceito de exatidão e precisão	46
Figura 13 - (a) registro com valores de deslocamento da mediana do par 03, 100 iterações e deslocamento inicial (0,0), (b) registro com valores de deslocamento da média do par 03, 25 iterações e deslocamento inicial (-10,-10)	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Sistema de coordenadas do TPS com referência dos deslocamentos nominal para teste do algoritmo	31
Tabela 2- Tempo total medido do processo de simulação do registro de par imagem para todos os métodos	48
Tabela 3 - Estatística descritiva dos métodos de registro para os pares 01 a 06 para 100 iterações.....	51
Tabela 4 - Estatística descritiva dos métodos de registro para os pares 01 a 06 para 25 iterações.....	52
Tabela 5 - Resultados da diferença absoluta dos valores medidos em relação ao valor nominal dos pares 01 a 06 para 100 iterações.....	55
Tabela 6 - Resultados da diferença absoluta dos valores medidos em relação ao valor nominal dos pares 01 a 06 para 25 iterações.....	56

LISTA DE ABREVIATURAS

AL – Acelerador Linear

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*

BEV – Beam's Eye View.

CTV – Clinical Target Volume.

CR – Radiografia Computadorizada

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine.

DH – Deslocamento Horizontal da imagem

DV – Deslocamento Vertical da imagem

DRR – Digitally Reconstructed Radiographs.

GTV – Gross Tumor Volume.

IGRT – Image Guided Radiation Therapy.

IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy.

INCA – Instituto Nacional Do Câncer.

LAT – Lateral.

LONG – Longitudinal.

MeV – Mega elétron volt, unidade de medida de energia.

MV – Mega volt, unidade de tensão elétrica.

PACS – Picture Archiving and Communication System

POP – Procedimento Operacional Padrão.

PTV – Planning Target Volume

TPS – Sistema de Planejamento

RTC-3D – Radioterapia Conformada Tridimensional

TC – Tomografia Computadorizada.

VERT – Vertical.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	5
RESUMO.....	6
ABSTRACT	7
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS.....	10
SUMÁRIO.....	11
1. INTRODUÇÃO	13
1.2 Justificativa	15
1.3 Objetivos.....	16
1.3.1 Objetivo Geral	16
1.3.2 Objetivos Específicos	17
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 Imagens do Planejamento Radioterápico	17
2.2 Registro de Imagens	19
2.2.1 Métodos para o alinhamento de imagens	21
2.3 Sistema <i>RT Connect</i>	26
3. MÉTODO	27
3.1 Tipo de Estudo.....	27
3.2 Delineamento da Pesquisa	28
3.3 Local do estudo.....	32
3.4 Coleta e análise dos dados	32
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	34
4.1 Desenvolvimento do algoritmo de registro	34
4.1.1 Conceito da biblioteca SimpleITK	35
4.1.2 Interpretando as imagens.....	36
4.1.3 As transformações do CR para registro com DRR.....	39
4.2 Descrição do Código 1	42
4.3 Descrição do Código 2	43
4.4 Análises do registro das imagens DRR/CR.....	45
4.4.1 Os métodos de similaridade.....	49
4.4.1.1 <i>Resultados de Registro</i>	50
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
6. REFERÊNCIAS.....	61
APÊNDICE A – Carta de aceite da instituição.....	66

APÊNDICE B – Análise dos registro dos pares de imagem	67
APÊNDICE C - Procedimento Operacional Padrão	83
APÊNDICE D - Artigo Publicado em Anais/Proceedings	98
APÊNDICE E - Código fonte do algoritmo	103
Código 1: Transformações no CR	103
Código 2: Registro de imagem DRR com CR.....	110
Código 3: Análise dos resultados	116

1. INTRODUÇÃO

Na radioterapia, os feixes de tratamento de radiação de alta energia são direcionados a um tumor de várias direções, a fim de maximizar a irradiação do tumor e minimizar a exposição de tecido saudável ao redor do volume alvo (MAYR *et al.*, 2020). Portanto, o tratamento radioterápico visa entregar o feixe de radiação na região tumoral preservando o tecido adjacente (WU *et al.*, 2001). O tratamento de radioterapia geralmente possui duas fases distintas: a fase de simulação e a fase de tratamento. No caso da Radioterapia 3D Conformacional (RTC-3D), na fase de simulação, o paciente é posicionado no equipamento de tomografia computadorizada (TC) que gera imagens tridimensionais do corpo do paciente (VIEIRA *et al.*, 2019). As imagens geradas na fase de simulação são utilizadas para planejamento dos campos de irradiação no Acelerador Linear (AL). Além disso, as imagens tomográficas também são fundamentais para a criação das radiografias reconstruídas digitalmente (DRR) que são empregadas na localização do volume alvo durante o tratamento (SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 2013).

Na fase de tratamento, o paciente é posicionado sobre a mesa de tratamento, e o AL é configurado com informações provenientes do sistema de planejamento (VIEIRA *et al.*, 2019). Para que o tratamento seja efetivo, a região anatômica a ser irradiada pelo AL deve estar no mesmo isocentro (trata-se da intersecção do eixo de rotação do gantry e o eixo de rotação do colimador) conforme simulação realizada na TC (XING *et al.*, 2006). Uma característica do planejamento da radioterapia é a geração de imagens de portal, tal como radiografia computadorizada (CR), que são comumente usadas em radioterapia para verificar e registrar a localização do tumor do paciente posicionado na fase de tratamento (FLAMPOURI *et al.*, 2005).

Os CR são adquiridos no acelerador linear que gera o feixe de radiação que atravessará o paciente e será detectado por um receptor de imagem que converte a informação em uma imagem digital. As imagens do portal são comparadas por um especialista para determinar se isocentro do tumor, conforme identificado na imagem da simulação, está posicionado corretamente (ELMPT *et al.*, 2008).

O tratamento radioterápico envolve diversas variantes que podem influenciar na efetividade do tratamento e sua reprodutibilidade, tais como as incertezas geométricas e seus erros intrínsecos (MAYR *et al.*, 2020). Por este motivo, existem

estratégias para medir e corrigir essas incertezas durante o tratamento, por exemplo, o controle de posicionamento pelo CR. Com a utilização do CR verifica-se o posicionamento, caso não esteja correto, o paciente e/ou a mesa de tratamento são movidos de forma a corrigir a posição em conformidade com a simulação (HERMAN, 2005).

O processo de verificação do posicionamento do paciente ocorre, comumente, a partir da comparação entre as imagens de CR com as imagens de DRR provenientes do planejamento. A comparação entre ambas as imagens, envolve confrontar manualmente, o CR em relação ao DRR, ou seja, esta análise é realizada visualmente por um especialista. A comparação manual é desafiadora, uma vez que as duas imagens de raios X geralmente são obtidas por diferentes equipamentos e em diferentes níveis de exposição à radiação. Esse último fato implica que a área do tumor, volume alvo de tratamento, geralmente não é visível nas imagens de raios X do CR, e, portanto, a correspondência da imagem do CR com o DRR deve depender da estimativa manual de dimensões e de marcos anatômicos, o que não será claramente visível nesta categoria de imagem (ANJAM *et al.*, 2018).

A combinação de imagens é o processo de determinar a transformação espacial que mapeia pontos de uma imagem para pontos homólogos em um objeto na segunda imagem. O problema de combinar imagens do CR com imagens de simulação, DRR, é agravado pelo fato de que as imagens têm diferenças de orientação causadas por inclinação, diferenças de escala, rotação, translação e diferenças de perspectiva e curvatura (SUTHERLAND *et al.*, 2011).

Atualmente os sistemas de radioterapia utilizam algoritmos que permitem a execução de registro de imagens multimodais. Considerando a utilização da tecnologia de algoritmos na execução do registro de imagens, a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) publicou *Report* n. 132 que discute as abordagens e soluções desta ferramenta, bem como fornece recomendações acerca do uso com vistas a garantir a qualidade da assistência.

O referido relatório conceitua o registro de imagens como um processo que determina transformações geométricas com a finalidade de relacionar pontos anatômicos de duas imagens (BROCK *et al.*, 2017). A partir dos aspectos supracitados, e considerando as limitações presentes no atual sistema de comparação visual das imagens CR com o DRR, o objetivo do estudo foi

desenvolver e aplicar um algoritmo de registro de imagens para controle de posicionamento nos tratamentos de teleterapia. A ferramenta desenvolvida possui aplicação piloto no Sistema *RT Connect* em que se executa o registro entre a imagem do sistema de planejamento, DRR, e as imagens adquiridas na sala durante o tratamento, CR, para auxiliar no posicionamento do paciente.

1.2 Justificativa

O Mestrado Profissional em Proteção Radiológica tem como objetivo atender às demandas crescentes do mercado. No caso desta proposta, a finalidade é desenvolver uma tecnologia aplicada a realidade nacional que majoritariamente não tem acesso a sistemas de verificação do posicionamento guiados por imagem (BRASIL, 2019), e, portanto, utiliza o CR para fins de verificação do posicionamento. Somando ao fato da necessidade do desenvolvimento de soluções nacionais, cita-se o Plano de Expansão da Radioterapia vinculado ao Ministério da Saúde que prevê a implantação de novos aceleradores lineares (HANNA *et al.*, 2022). Este avanço na infraestrutura de radioterapia é parte essencial do crescimento do mercado, além de evidenciar a demanda de soluções de baixo custo para esta área.

A realidade nacional, também é o cenário vivenciado pelo pesquisador, de forma que o presente estudo, objetivou responder a uma demanda dos serviços de radioterapia que contam com a instrumentalização do CR com vistas a aprimorar o método de verificação das imagens na teleterapia. Destaca-se que a resposta ainda se apresenta como uma ferramenta de baixo custo.

Sabe-se que a etapa de verificação do posicionamento por meio de imagens radiológicas é fundamental para a garantia da qualidade do tratamento, uma vez que assegura a entrega da dose no volume alvo e a preservação dos órgãos de risco adjacentes. Isto é, erros nesta etapa, podem impactar na distribuição da dose do tratamento radioterápico (KAUR *et al.*, 2016).

O fato ocorre, pois, a orientação por imagem é fundamental para garantir que o volume alvo de tratamento, no caso o PTV (*planning target volume*) recebe toda a dose prescrita (YAO *et al.*, 2019). Quando há esta avaliação periódica e considerando que a mesma garante a reprodutibilidade do tratamento, as margens do PTV poderão ser reduzidas, ou seja, haverá menos tecido normal no campo de tratamento, logo, menos toxicidade. Ainda existe a possibilidade de aumentar a dose

no PTV e assim aumentar o potencial de resposta do tumor. Entretanto, esse sistema de orientação por imagem precisa ser eficiente e promover a detecção de erros de posicionamento (SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 2013). Destaca-se que os fatos descritos, são preceitos aplicados na radioterapia relacionados à proteção radiológica.

Portanto, o estudo visa o desenvolvimento de um algoritmo desenvolvido que visa a registro das imagens de raios X adquiridas por um detector digital, no caso CR, com imagens de referência reconstruídas digitalmente, DRR, de planejamento. A proposta tem a perspectiva de aperfeiçoar as condutas da assistência oncológica, no que tange a verificação de imagens. Entende-se que além da aplicabilidade nos serviços de oncológico, a tecnologia tem potencial para aplicação no registro de outras imagens médicas, como as utilizadas no diagnóstico, por exemplo (ANJAM *et al.*, 2018).

Outro ponto de destaque da aplicação desta tecnologia, é que a combinação (registro) de imagens CR com imagens do DRR, podem ser realizadas através de um algoritmo, onde os resultados dos deslocamentos podem ser distribuídos aos usuários por meio de um aplicativo da *Web* usando um navegador da Internet, que opera em um dispositivo de computação. Esta característica contribui na agilidade do processo de verificação dos resultados, e também facilita o acesso à informação. Em outra perspectiva, a tecnologia, também tem o potencial de reduzir a carga de trabalho física, pois agiliza a necessidade da verificação do registro por parte de um especialista em um fluxo digital.

Além disso, espera-se que o sistema apresente resultados satisfatórios para uso clínico e que possa futuramente ser compartilhado com outros serviços de radioterapia, minimizando as cargas de trabalho dos profissionais envolvidos e também melhorando a qualidade no controle de posicionamento. Os benefícios discutidos influenciaram positivamente na preservação dos órgãos de risco, na limitação e otimização da dose, garantindo a aplicação da proteção radiológica.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver um algoritmo de registro de imagens 2D/2D para controle de posicionamento nos tratamentos de teleterapia.

1.3.2 Objetivos Específicos

- a. Descrever as etapas para o desenvolvimento do algoritmo de registro aplicado no alinhamento de imagens CR com as DRR.
- b. Analisar a registro das imagens CR com as DRR de um *phantom*, com base em métricas de precisão e exatidão do alinhamento obtidas através de métodos de reamostragem (*bootstrap*).
- c. Propor um novo protocolo operacional padrão (POP) de verificação de posicionamento de para teleterapia com o uso do algoritmo de registro no Sistema *RT Connect*.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo será apresentado o fluxo do planejamento radioterápico com foco na aplicabilidade das imagens no tratamento, bem como a conceituação do processo de registro de imagens. Será explorado também, o software *RT Connect*, uma solução inovadora da empresa brasileira *RT MEDICAL SYSTEMS*. Especificamente, o módulo *RT Viewer* será discutido em detalhes, enfatizando sua capacidade de visualizar imagens médicas no formato DICOM e a proposta de desenvolvimento de um algoritmo para registro de imagens entre DRR e imagens CR. Através desta revisão, busca-se fornecer uma visão ampla sobre as tecnologias emergentes na área da radioterapia e seus impactos potenciais na prática clínica.

2.1 Imagens do Planejamento Radioterápico

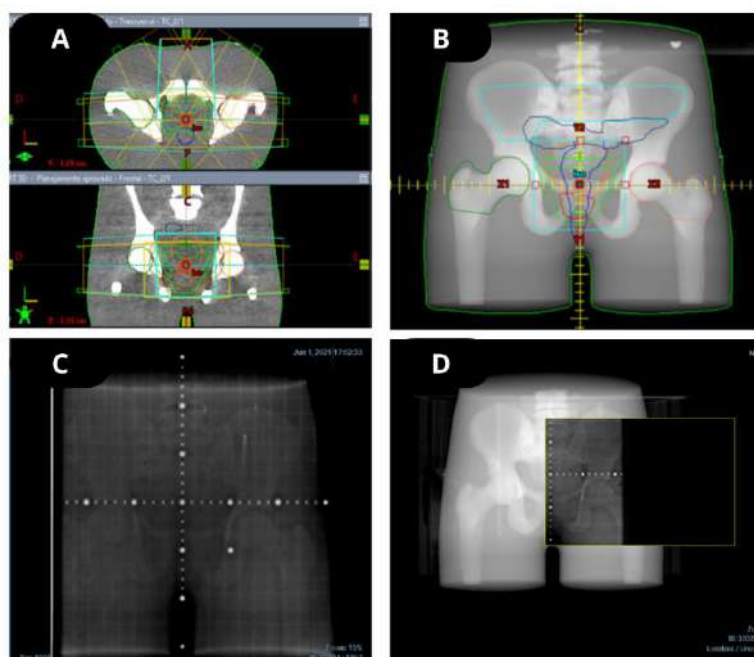
Em geral, os procedimentos para o tratamento de radioterapia compreendem diferentes etapas do fluxo de planejamento. A primeira etapa da simulação é a realização do estudo volumétrico, por meio da TC abrangendo a região do tumor e os órgãos risco vizinhos. Nesta fase, pelo menos três marcadores fiduciais são desenhados na pele como referências externas ao posicionamento do paciente que serão visualizadas por meio de um marcador radiopaco na imagem da tomografia de simulação. As imagens volumétricas são importadas para um sistema de planejamento (TPS) que é utilizado para delimitar o volume alvo, a região do tumor e definir a geometria e disposição dos feixes (BASTIDA *et al.*, 2011; SALVAJOLI,

SOUHAMI, FARIA, 2013).

Após o planejamento radioterápico são obtidas várias imagens DRR, cuja energia varia de 80 a 120 KeV. Os DRR calculados pelo sistema de planejamento a partir da TC servem como referência interna para o posicionamento do paciente. O TPS calcula os DRR quanto às direções de incidência de radiação foram agendados para o tratamento. Por fim, a geometria e os dados dosimétricos são enviados para o acelerador linear no formato DICOM-RT, conforme visto na Figura 1, onde (a) representa o TPS com as incidências de feixes de radiação; (b) imagem de DRR gerada pelo TPS; (c) Imagem de CR realizada no acelerador linear; e (d) software de visualização para validar o posicionamento (BASTIDA *et al.*, 2011).

Após a etapa de planejamento, o paciente deve ser posicionado corretamente sob a mesa do acelerador linear, para que o tratamento radioterápico administrado corresponda ao tratamento previamente planejado no TPS. A mesa de tratamento é então posicionada utilizando os marcadores fiduciais na pele do paciente até que haja uma perfeita correspondência entre esta marcação e os lasers externos de posicionamento, de forma que o campo sobre o paciente esteja na posição planejada (SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 2013).

Figura 1 - Elementos necessários para planejamento e as etapas de tratamento



Fonte: Dados da pesquisa (2023).

Em seguida, são adquiridas as imagens CR que são produzidas a partir do

feixe de megavoltagem do AL. Este método tem sido o padrão de verificação de posicionamento, entretanto, ele fornece dados de localização em duas dimensões (2D). Como trata-se radiografia de megavoltagem, a anatomia esquelética é mais visível (DAWSON; SHARPE, 2006).

A partir desta imagem, é realizada uma comparação puramente visual entre um DRR da etapa de planejamento e uma imagem CR obtida no acelerador pelo sistema de visualização (item (c) da Figura 1). Ao contrário das radiografias convencionais, a imagem CR aparece difusa devido à grande dispersão energética relacionada aos altos níveis de energia dos fótons – na faixa de 6 a 25 MeV. O objetivo final consiste em colocar manualmente o paciente sob o acelerador, fazendo com que as diferenças entre as duas imagens anteriores (DRR e CR) sejam mínimas para executar o tratamento (BASTIDA *et al.*, 2011).

Ressalta-se que é necessária pelo menos uma imagem CR (sendo que poderão ser adquiridas no máximo três imagens, conforme protocolo de cada instituição) para cada ângulo de radiação e que todo o procedimento seja repetido a cada nova sessão de radioterapia. Esse procedimento é lento, subjetivo, impreciso, propenso a erros e, portanto, potencialmente prejudicial ao paciente. Para aprimorar esse método, um sistema de processamento de imagens que compara automaticamente os DRR e as imagens de CR usando técnicas de registro de imagens pode ser utilizado. Os parâmetros que definem o registro levam automaticamente à correção adequada do posicionamento do paciente. Também seria desejável que essa solução fosse automática, rápida (computacionalmente eficiente - pois é um processo em tempo real, com o paciente sob o acelerador linear), precisa (com erro aceitável inferior a 1 mm) e independente das áreas anatômicas que estão prestes a ser irradiados (BASTIDA *et al.*, 2011). Uma solução para esta problemática é o registro computadorizada das imagens de verificação de posicionamento, ou seja, a combinação entre as imagens CR e os DRR.

2.2 Registro de Imagens

Antes de iniciar o processo de registro, a imagem do CR passa por um processamento. Para isso, a imagem é enviada para a central de armazenamento, neste local realiza-se o pré-processamento da imagem de CR. Sendo que este

processamento é executado sem nenhum conhecimento prévio das dimensões físicas de qualquer um dos recursos nas imagens (CHEN *et al.*, 2020).

Os dados básicos de entrada para o processo de registro são duas imagens: uma é definida como a imagem fixa e/ou estática (imagem de referência, no caso o DRR) e a outra como a imagem em movimento (imagem do CR) (IBANEZ *et al.*, 2002). Conceitualmente, a registro pode ser definida como um método que permite estabelecer um alinhamento espacial entre duas imagens da mesma modalidade ou de modalidades distintas, de forma a estabelecer uma relação geométrica entre os pontos de ambas as imagens (MAINTZ; VIERGEVER, 1998; HILL; BATCHELOR; HOLDEN; HAWKES, 2001).

Os meios de processamento de registro incluem meios de alinhamento grosso entre as imagens de CR e os DRR (FU *et al.*, 2020). O alinhamento aproximado é iniciado selecionando pontos de referência na imagem CR e na imagem de referência DRR. A seleção dos pontos de referência pode ser feita de forma interativa, usando um dispositivo apontador, como um mouse, para selecionar o que parecem ser pontos correspondentes nas exibições das duas imagens, ou automaticamente, através do uso de fiduciais radiopacos aos raios X colocados no paciente (FU *et al.*, 2020). Nos dois casos, os pontos de referência são usados para calcular uma transformação entre as duas imagens.

O componente de transformação representa o mapeamento espacial de pontos do espaço fixo da imagem de referência para pontos no espaço da imagem de CR de movimento (KLEIN; STARING; MURPHY; VIERGEVER; PLUIM, 2010). O interpolador é usado para avaliar as intensidades da imagem em movimento em posições que não são da grade. O componente métrico fornece uma medida de quão bem a imagem fixa é correspondida pela imagem em movimento transformada. Essa medida forma um critério quantitativo a ser otimizado pelo otimizador sobre o espaço de pesquisa definido pelos parâmetros da transformação (BASTIDA-JUMILLA *et al.*, 2011). Caso o critério quantitativo seja satisfeito pelos parâmetros da transformação, o resultado do registro é exibido para o usuário, em termos de movimentação do paciente nos eixos X, Y e Z no eixo da mesa de tratamento.

O método de registro, por meio de duas modalidades de imagem distintas, CR e DRR se apresentam como um desafio. Uma vez que o contraste das imagens de CR geradas com raios X de megavoltagem, neste caso, o Efeito Compton é mais presente, apresentando um borramento maior nessa imagem, e dificultando a

avaliação visual da mesma (CHEN *et al.*, 2013).

2.2.1 Métodos para o alinhamento de imagens

A concordância de posição, orientação e escala espacial entre duas imagens é essencial para estudar exames que podem ter sido adquiridos em diferentes instantes ou por métodos distintos. Salientando que, o desalinhamento das imagens decorre em grande parte do processo de aquisição (JACOB, 2008).

Os algoritmos utilizados para a aplicação do registro de imagens devem utilizar dois métodos de análise e coleta de informações para executar inicialmente o alinhamento das imagens que se deseja registrar. O primeiro método é o extrínseco que considera marcadores introduzidos dentro ou fora do paciente, e o segundo método é o intrínseco que alinha as imagens a partir das informações do paciente. Para o método intrínseco são considerados os pontos de referência anatômicos, a segmentação de estruturas e as propriedades dos *voxels* das imagens (ROS, 2006). Considerando o escopo da pesquisa, serão utilizados os critérios intrínsecos para o desenvolvimento e aplicação do algoritmo de registro.

O alinhamento de uma estrutura na imagem consiste na utilização de um método que permita estabelecer uma relação geométrica, ou seja, uma transformação espacial entre os objetos representados de forma a alinhar duas ou mais imagens de um paciente, obtidas num mesmo exame ou mesmo em exames distintos, em exames adquiridos usando diferentes técnicas de imagem ou em análises realizadas por equipamentos distintos, de maneira a colocá-las sob as mesmas condições geométrica. Desta forma, estabelece-se uma relação de correspondência ponto a ponto, entre as imagens envolvidas, a fim de sobrepor representações de estruturas semelhantes considerando um sistema de referência comum (JACOB, 2008).

Um método de ajuste geométrico, que é uma técnica normalmente utilizada para o alinhamento através de operadores matemáticos, de duas imagens cujo tipo de desalinhamento é desconhecido, consiste na colocação em correspondência de características, como pontos, visíveis nas imagens envolvidas, sendo que para isso é necessário encontrar uma transformação espacial que remova as variações provocadas pelas diferenças na aquisição das imagens ou pelas diferenças de interesse nas mesmas (como movimentos e crescimentos), existentes entre as

imagens (JACOB, 2008).

As transformações geométricas inerentes ao alinhamento das imagens, podem ser rígidas ou não rígidas. A primeira é possível através de uma transformação espacial como a rotação e a translação, envolvendo em 3D o total de seis parâmetros, colocando em relação quase exata as estruturas que surgem nas imagens, abrangendo normalmente e quase que exclusivamente as peças ósseas ou as delimitadas por ossos. As transformações obtidas podem ser usadas para facilitar o exame médico de dados de imagens dinâmicas, especialmente através do aumento da resolução temporal. A segunda é um problema bastante complexo, porque o número de parâmetros é superior aos das transformações rígidas. Muitas das soluções para determinação das transformações não rígidas, procuram primeiro encontrar um número de pontos correspondentes nas imagens e, em seguida, usam essas correspondências para descobrir uma função de transformação que determina a consonância entre todos os pontos das imagens envolvidas (JACOB 2008).

A Associação Americana de Físicos Médicos (AAPM) criou um grupo de trabalho referente ao registro de imagens, algoritmos de registro e técnicas na radioterapia. A finalidade do grupo de trabalho foi discutir os pontos principais para criar um programa de garantia da qualidade para os registros de imagem (BROCK *et al.*, 2017). Além disso, temos um glossário onde se define termos relacionados ao trabalho:

- a) Registro de imagem: o processo de determinar a transformação geométrica que relaciona pontos idênticos (anatômicos) em duas séries de imagens: um conjunto de dados em movimento (Estudo A) e um conjunto de dados de origem estacionária (Estudo B).
- b) Registro de imagens: a exibição combinada dos dados mapeados do conjunto de dados móvel com o conjunto de dados estacionário.
- c) Transformação: a função que é aplicada à imagem em movimento (Estudo A) para alinhá-la à imagem estacionária (Estudo B).
- d) Métrica de registro (ou similaridade) — quantifica a grau em que o par de estudos de imagem estão alinhados.
- e) Registro rígido: um registro em que a transformação preserva a distância

entre todos os pontos da imagem. Um registro rígido pode incluir translação em todas as direções, bem como rotações em todas as direções.

- f) Registro afim: um registro que inclui as transformações do registro rígido e adiciona as transformações adicionais de dimensionamento, cisalhamento e flexão plana. A distância entre todos os pontos não é mantida, como no registro rígido, porém as linhas paralelas permanecem paralelas após a transformação.
- g) Registro deformável — uma transformação de registro também pode ser espacialmente variável onde o número de graus de liberdade pode ser tão grande quanto três vezes o número de *voxels* no conjunto de dados de origem (por exemplo, um vetor de deslocamento exclusivo para cada *voxel* no conjunto de dados de origem).

Conforme resumido por Maintz *et al.* (1998) o registro é definido por 8 critérios:

1. Dimensionalidade: as imagens em radioterapia podem ter uma dimensionalidade de 2D ou 3D.
2. Natureza da base de registro: a natureza da base de registro, se o registro é extrínseco, por exemplo, usando quadros, moldes ou fiduciais invasivos ou não invasivos, ou intrínseco, usando recursos de imagem ou propriedades de *voxel*, pode simplificar o registro e orientar o usuário a selecionar a melhor métrica de registro.
 - a. Métricas baseadas em geometria ou em recursos: as métricas de registro baseadas em geometria mais comuns envolvem o uso de correspondência de pontos ou correspondência de superfície. Para correspondência de pontos, as coordenadas dos pares de pontos correspondentes dos Estudos A e B [p_A e p_B na Eq. (1)] são usados para definir a métrica de registro. Esses pontos podem ser marcos anatômicos ou marcadores fiduciais implantados ou colocados externamente. A métrica de registro R é definida como a soma dos quadrados das distâncias entre os pontos correspondentes, onde N é o número total de pontos, conforme indicado na Equação 1 (BROCK *et al.*, 2017):

$$R = \sum (p_{A'} - p_B)^2 / N.$$

Onde:

R: métrica de registro

p_A : coordenadas do estudo A

p_B : coordenadas do estudo B

N: número total de pontos

- b. Métricas baseadas em intensidade: para superar algumas das limitações do uso de recursos geométricos explícitos para registrar dados de imagem, outra classe de métricas de registro foi desenvolvida, que usa as informações numéricas em escala de cinza diretamente para medir os quão bem dois estudos são registrados. Essas métricas de similaridade também são chamadas de medidas de similaridade, pois determinam a similaridade entre as distribuições dos valores de *voxel* correspondentes do Estudo B e uma versão transformada do Estudo A (por exemplo, A'). Várias formulações matemáticas são usadas para medir essa semelhança. As medidas de similaridade mais comuns em uso clínico incluem: soma das diferenças quadradas, correlação cruzada e informações mútuas. A métrica da soma das diferenças quadradas (SSD) (KUNZLER *et al.*, 2007) é calculada como a diferença média quadrática de intensidade (I_A e I_B) entre o Estudo A e o Estudo B, onde N é o número de *voxels* avaliados de acordo com a Equação 2 (BROCK *et al.*, 2017):

$$SSD = \sum (I_{A'} - I_B)^2 / N.$$

Onde:

R: métrica da soma das diferenças quadradas

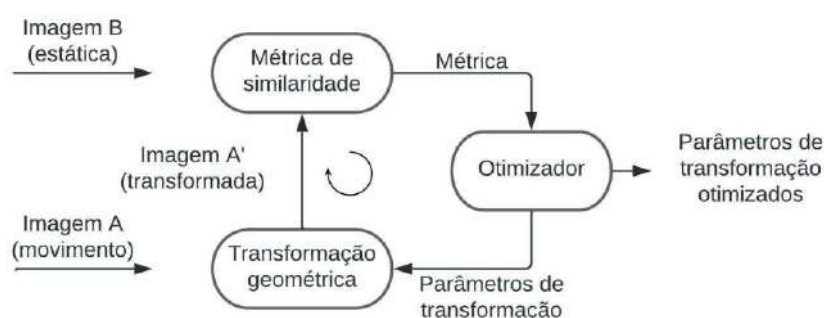
I_A : intensidade do estudo A

I_B : intensidade do estudo B

N: número de *voxels* avaliados

3. Natureza da transformação: Os algoritmos de registro de imagem requerem quatro componentes: uma transformação geométrica T , uma métrica de registro (descrita acima no item 2.B), um otimizador (descrito abaixo no item 5) que leva o algoritmo a encontrar o melhor resultado da métrica de registro, como a maximização da informação mútua entre A' e B , conforme ilustrado na Figura 2, e finalmente reamostragem da imagem e aplicação da transformação.

Figura 2 - Elementos básicos de um algoritmo de registro de imagem com otimizador



Fonte: Brock *et al.*, (2017, pag. 48. tradução nossa).

4. Interação: é prudente reconhecer o papel do usuário no registro da imagem. O cadastro pode ser interativo, semiautomático ou totalmente automatizado. O registro de imagens pode ser, e tem sido por muitos anos, realizado de forma totalmente manual ou com intervenção manual.
5. Procedimento de otimização: o objetivo da otimização é encontrar o melhor conjunto de parâmetros da transformação para obter o melhor alinhamento de imagem dado pela métrica de similaridade. Para métricas de similaridade baseadas em imagem, a maioria dos otimizadores são de natureza iterativa. Neste caso, são aplicados diferentes parâmetros de transformação repetidamente até que o valor resultante da métrica de similaridade convirja para um valor ótimo. O objetivo principal do otimizador é ser eficiente, encontrando de forma inteligente as direções de pesquisa através do espaço de parâmetros, enquanto também pesquisa todo o espaço de parâmetros

para encontrar as soluções mais precisas.

6. Modalidades envolvidas: o registro de imagens para aplicações de radioterapia geralmente envolve várias modalidades de imagem diferentes, incluindo TC, tomografia por emissão de pósitrons (PET-CT), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT), ressonância magnética (RM), ultrassom (US), tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) e tomografia computadorizada de megavoltagem (MVCT). O registro de imagens pode, portanto, ser entre duas imagens da mesma modalidade ou entre imagens de modalidades diferentes.
7. Sujeito: o registro de imagens também pode ser realizado entre imagens do mesmo sujeito, entre imagens de diferentes sujeitos ou entre um atlas e um paciente individual. O registro de imagens entre imagens do mesmo sujeito é mais comum em radioterapia; no entanto, entre imagens de diferentes assuntos pode ser útil para caracterizar doença ou movimento em uma população. O registro entre imagens de pacientes e um atlas também pode ser realizado para fins de segmentação de estruturas.
8. Objeto - limitações e desafios: restringir o registro de duas imagens a simples transformações rígidas é muitas vezes considerando como um método que traz incertezas devido à natureza deformável do tecido mole. No entanto, atualmente, a maioria das clínicas de radioterapia está limitada ao registro rígido no planejamento e entrega do tratamento. Nesses casos, o usuário deve fazer compensações para otimizar o registro de forma que reduza as incertezas nas regiões mais importantes, entende-se que estas regiões são o volume alvo e áreas adjacentes a ele. Isto permite que o usuário considere as incertezas com vistas a garantir um atendimento clínico apropriado.

2.3 Sistema *RT Connect*

O software comercial *RT Connect* fabricado pela empresa brasileira *RT MEDICAL SYSTEMS*, foi desenvolvido para enfrentar os complexos desafios da oncologia. O objetivo do *RT Connect* é combinar informações sobre tratamento oncológico, cirúrgico e radioterápico em um único sistema harmonizado para gerenciar todo o tratamento oncológico do paciente desde o diagnóstico até o

tratamento (BIOBR, 2021).

O *RT Connect* consolida uma ampla gama de dados clínicos em um único fluxo de trabalho em um ambiente modular executado em nuvem. Ele possibilita a realização de registros de imagens de pacientes, visualização de imagens médicas de multimodalidade, gestão do prontuário médico e verificação dosimétrica independente para verificação secundária de planos radioterápicos (TENORIO, 2021).

O sistema foi projetado para conectar a todos os sistemas e máquinas em um centro de oncologia. Também interage com sistemas fora do departamento de oncologia, incluindo o sistema de informações hospitalares (HIS), prontuários médicos eletrônicos (EMR), sistema de informações de radiologia (RIS) e sistemas de arquivamento de imagens médicas (PACS) utilizando os padrões de comunicação médica como o *Health Level 7* (HL7) e *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM).

No *RT Connect* o módulo de visualização de imagens médicas no formato DICOM e de consultas e armazenamentos de imagens no PACS é chamado *RT Viewer*. Neste módulo o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um algoritmo de registro de imagens médicas entre as radiografias digitalmente reconstruídas (DRR) e as imagens de raios X computadorizadas (Portais CR). Por se tratar de um ambiente modular, o *RT Viewer* utiliza o conceito arquitetônico de micro serviços, nesse tipo de arquitetura, conseguimos dividir o sistema em pequenas aplicações as quais possibilitam, desenvolvimento em paralelo, melhor manutenção e utilização de diferentes linguagens de programação sem comprometer o aplicativo como um todo (AKSAKALLI *et al.*, 2021).

O algoritmo proposto é executado em um micro serviço, onde recebe as imagens DICOM de DRR e Portais CR provenientes do PACS, realiza a registro entre as duas imagens calculando o deslocamento do paciente e retornando os resultados para a interface gráfica do *RT Viewer*.

3. MÉTODO

3.1 Tipo de Estudo

A investigação possui desenho metodológico de natureza aplicada e experimental. Em relação aos objetivos é caracterizada como exploratória e observacional, e aos resultados é do tipo quantitativa.

3.2 Delineamento da Pesquisa

A primeira etapa da pesquisa foi a elaboração dos estágios que envolvem o desenvolvimento do algoritmo de registro de imagem. Para isso, foi utilizado uma biblioteca denominada *SimpleITK* que é um conjunto de ferramentas de registro de imagem com base no *Insight Segmentation and Registration Toolkit* – ITK (YOO *et al.*, 2002). A biblioteca é de *open-source* e fornece uma ampla gama de algoritmos empregados em problemas de registro de imagens. O método de registro de imagem foi baseado no manual da biblioteca.

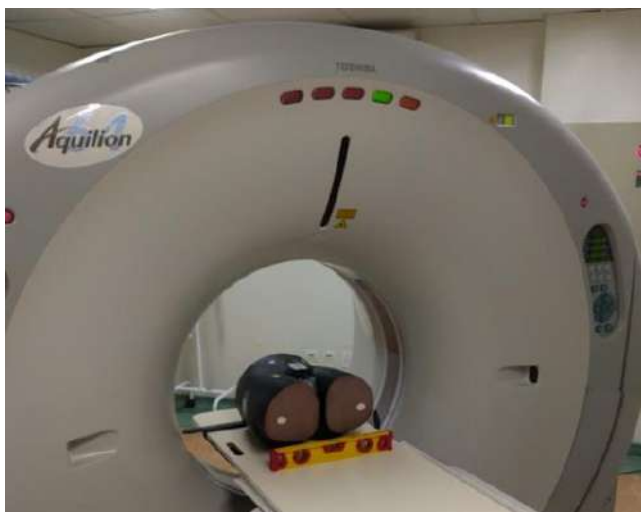
Os códigos da biblioteca *ITK* foram escritos via *Jupyter Notebook* (anteriormente *IPython Notebooks*), o qual é um ambiente computacional interativo baseado na *web* para criar documentos de notebook, que contém uma lista ordenada de células de entrada/saída que podem conter código, texto (usando *Markdown*), matemática, gráficos e mídia avançada. Nessa ferramenta, após desenvolvimento dos algoritmos e estruturas de representação de dados de registro de imagens médicas, foi integrada a interface no software *RT Viewer* via um botão de execução de comando. Destaca-se que a empresa *RT MEDICAL SYSTEMS* autorizou a utilização da ferramenta supracitada para o desenvolvimento desta pesquisa.

Na segunda etapa, utilizando um objeto simulador, *phantom* de pelve da empresa *Brainlab* (*sem número de série*), conforme visto na Figura 3 foi realizado uma simulação tomográfica computadorizada para obter as imagens DRR do plano de tratamento. Como descrito anteriormente no Capítulo de Revisão de Literatura, através de uma tomografia computadorizada realiza-se o processo de simulação do tratamento.

No sistema de planejamento, *Varian Eclipse*, define-se a origem do alinhamento realizado na tomografia. A partir dessa origem, cria-se diferentes isocentros de tratamento e seus respectivos DRR, que serão comparados posteriormente com as imagens de CR, a fim de utilizar na análise da eficácia do

algoritmo com base em métricas de precisão e exatidão do alinhamento obtidas através de métodos de reamostragem ou *bootstrap* (EFRON et. al.,1994).

Figura 3 - Tomografia computadorizada para simulação do tratamento radioterápico



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Na terceira etapa, o *phantom* foi posicionado conforme a origem de simulação no acelerador linear modelo *Siemens Primus*. As imagens de CR foram adquiridas pelo sistema *FCR Capsula X* da empresa *Fuji Films*, com valores nominais de deslocamentos conhecidos, as quais são a base para comparar com os DRR. Em seguida, foi realizada às imagens CR do par ortogonal igual aos campos de setup definidos no plano no equipamento.

O conjunto de imagens gerados no experimento foram importados no sistema de desenvolvimento *Jupyter Nootebook* (PÉREZ *et al.*, 2007) para avaliar os métodos de registro de cada isocentro criado no TPS, foram definidos três isocentros com diferentes vetores de deslocamento para o posicionamento em decúbito dorsal cabeça ao *gantry*. Para esse posicionamento, foram adquiridos os pares de imagens CR no acelerador linear, conforme a Tabela 1, foram determinados os seguintes vetores de deslocamento nominais: lateral (LAT) direita-esquerda eixo X, longitudinal (LONG) craniocaudal eixo Y e vertical (VERT) anteroposterior eixo Z. No sistema de planejamento foram geradas as imagens de DRR do isocentro da tomografia, tal imagem é a base para comparar junto às imagens CR realizada no acelerador.

Tabela 1 - Sistema de coordenadas do TPS com referência dos deslocamentos nominal para teste do algoritmo

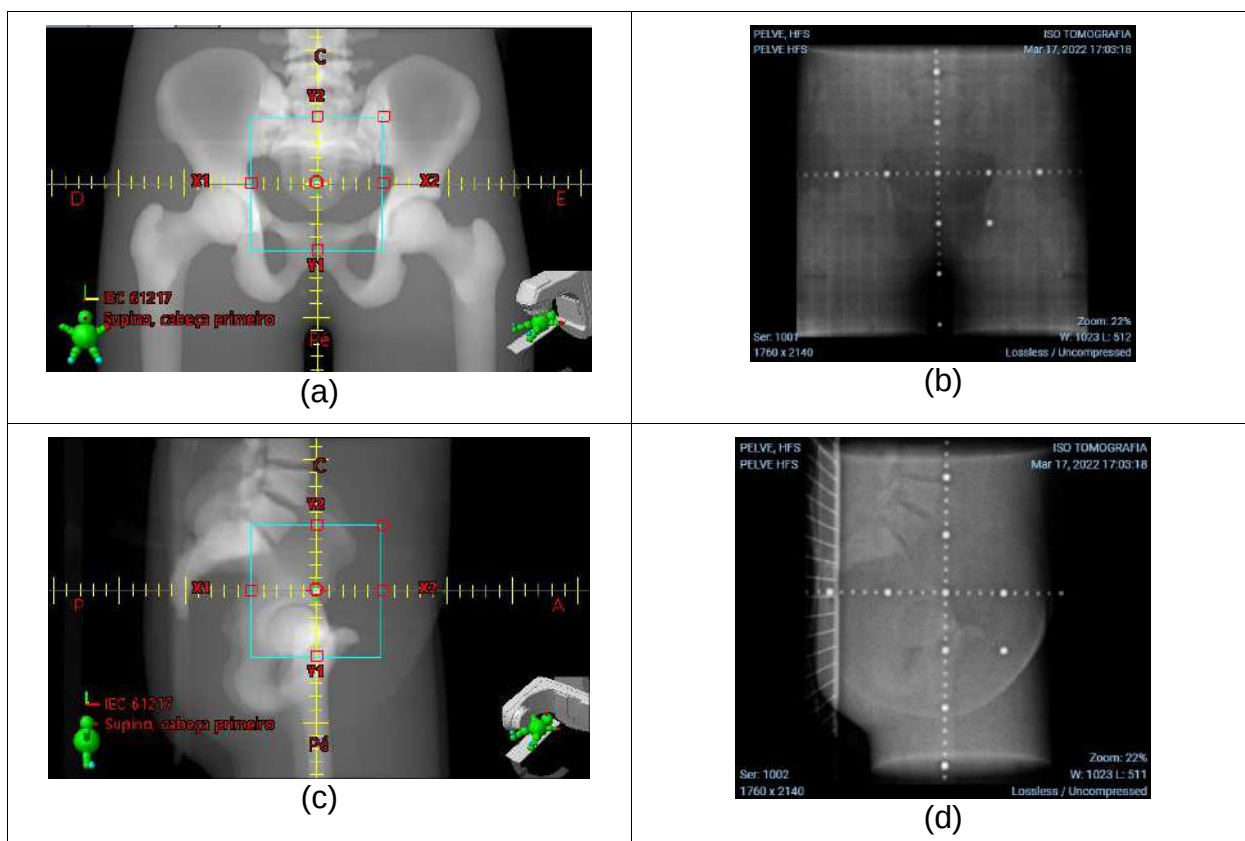
Pares de Imagens (DRR/CR)	Vetor Deslocamento Nominal [mm]		
	LAT (X)	LONG (Y)	VERT (Z)
Par 01: Gantry 0° - Anterior	0	0	-
Par 02: Gantry 270° - Lateral Direito	-	0	0
Par 03: Gantry 0° - Anterior	30	-30	-
Par 04: Gantry 270° - Lateral Direito	-	-30	-30
Par 05: Gantry 0° - Anterior	-30	30	-
Par 06: Gantry 270° - Lateral Direito	-	30	30

Fonte: dados da pesquisa, 2023.

Na Figura 4 observa-se a representação das duas imagens que foram base do estudo, (a) representa o DRR anterior, (b) representa CR anterior, (c) representa o DRR lateral e (e) representa CR lateral, sendo localizadas no isocentro da TC de simulação.

Os desvios dos vetores de deslocamento do resultado do registro foram comparados com os vetores de deslocamento nominal (Quadro 1) de cada isocentro gerados no TPS, a fim de avaliar a performance do algoritmo para os métodos de fusões disponíveis na biblioteca do SimpleITK. Sendo que o valor de deslocamento de 30 mm foi definido de forma arbitrária pelos pesquisadores, com objetivo de simular o pior cenário na prática clínica e consequentemente uma condição mais complexa para a execução do registro de imagens. Logo, caso o algoritmo apresente resultados satisfatórios neste cenário pré-estabelecido, infere-se que o mesmo poderá apresentá-los na prática clínica em condições mais favoráveis.

Figura 4 - (a) e (c) imagens DRR anterior e lateral. (b) e (d) imagens CR anterior e lateral



Fonte: dados da pesquisa, 2023.

3.3 Local do estudo

O estudo envolveu um serviço de radioterapia de um município do sul do Brasil. Segundo dados do Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES), a instituição atende pacientes de convênios, particular e Sistema Único de Saúde (SUS), com indicação terapêutica em radioterapia. O serviço conta com tecnologias e técnicas tais como: radioterapia conformacional (3D-CRT), modulação da intensidade do feixe (IMRT), e radiocirurgia (estereotóxica fracionada). Com os seguintes equipamentos de radioterapia: acelerador linear (AL) de 6 MV fótons; sistema de planejamento e software de gerenciamento *Aria/Eclipse* da *Varian Medical System* e o RT Connect da *RT Medical*. No Apêndice A consta documento de aceite para execução da pesquisa.

3.4 Coleta e análise dos dados

Para analisar a precisão e exatidão do algoritmo de registro desenvolvido foi

necessário coletar as informações referentes aos vetores de deslocamento (no sentido horizontal e vertical da imagem fundida). As fusões de imagem foram realizadas com quatro métricas diferentes, que serão descritas no Capítulo Resultados e Discussões deste trabalho, como resultado do registro foram gerados pelo algoritmo vetor de deslocamento (sentido horizontal e vertical), valor final da métrica, tempo do registro, número de iterações do registro, deslocamento inicial de registro e tempo total do processo por par de imagem.

Na precisão da medição, há dois aspectos que foram considerados, o primeiro é a repetibilidade que se relaciona à condição de medição em um conjunto de condições, que incluem o mesmo procedimento com medições repetidas do mesmo objeto ou em objetos similares durante um curto período de tempo. O segundo aspecto é a reprodutibilidade que é conceituada como a precisão de medição conforme um conjunto de condições que incluem diferentes locais, operadores, sistemas de medições e medições repetidas no mesmo objeto ou em objetos similares (FERNANDO, FABRICIO, TREVISAN; 2018). Neste estudo, para análise da precisão, utilizou-se apenas o princípio da repetibilidade.

O algoritmo foi analisado a partir da capacidade de chegar a um resultado de deslocamento já conhecido, denominado deste estudo de deslocamento nominal. Tal recurso possibilita prever quais as condições que o algoritmo atinge um valor de deslocamento esperado, sendo que este achado está diretamente relacionado a grandeza de exatidão. Além disso, foi medida a capacidade do algoritmo de reproduzir esse resultado através da técnica de reamostragem.

Ou seja, o método de reamostragem foi empregado para avaliar a precisão e exatidão do algoritmo, considerando-se um conjunto de amostras reamostradas. Esse método foi escolhido devido à sua capacidade de avaliar a estabilidade das estimativas. Foram realizados testes com reamostragens de 100 e 25 vezes para avaliar a robustez do algoritmo em diferentes cenários. O valor nominal, neste contexto, é o valor de deslocamento esperado derivado de padrões estabelecidos. Assim a precisão será avaliada pela consistência dos resultados do algoritmo ao longo das reamostragens, enquanto a exatidão será avaliada pela proximidade dos resultados ao valor nominal. A estabilidade do algoritmo foi analisada considerando as interações com os seis pares, ou seja, validou-se a consistência do algoritmo entre diferentes conjuntos de dados.

Os resultados quantitativos foram apresentados com uma abordagem de

estatísticas descritivas, com cálculo de média, desvio padrão e mediana. Utilizaram-se os gráficos tipo *boxplots* (TUKEY, 1977), um clássico no campo da análise de dados exploratórios, para visualizar e identificar *outliers* nos dados. *Outliers* são observações que se desviam significativamente das outras observações e podem distorcer as conclusões se não forem tratados adequadamente. Além desta análise quantitativa, também se realizou uma análise qualitativa, a partir da inspeção visual dos registros.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados do objetivo específico (a) e (b) serão apresentados na íntegra neste capítulo, entretanto, os mesmos foram publicizados resultados prévios da pesquisa no XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica e IX Congresso Latino Americano de Física Médica sob a forma de artigo completo intitulado “Desenvolvimento de um software para registro de imagem e localização de tumores na radioterapia”¹ e resumo expandido “Aplicação de algoritmo de registro rígido de imagens 3D/2D no Software RT Connect”² (Apêndice D).

Em relação ao objetivo específico (c), que contemplou a elaboração de um protocolo operacional padrão com a descrição das etapas do fluxo de verificação e posicionamento a partir da aplicação do algoritmo de registro no sistema *RT Connect*. O produto da dissertação (Apêndice C) foi organizado a partir das diretrizes do Ministério da Saúde (BRASIL, 2014).

4.1 Desenvolvimento do algoritmo de registro

Para possibilitar ao leitor uma compreensão abrangente de todos os aspectos envolvidos no desenvolvimento do algoritmo, serão abordadas as etapas fundamentais, desde o entendimento da biblioteca SimpleITK até as transformações necessárias para a registro de imagens. Assim, este item será estruturado nos seguintes subitens:

- Conceito da biblioteca SimpleITK: uma análise da biblioteca SimpleITK, explorando sua funcionalidade e relevância para processamento de imagens

¹ Link de acesso: <https://www.cbfm.net.br/anais>, ano 2023, página 163.

² Link de acesso: <https://www.cbfm.net.br/anais>, ano 2023, página 161.

médicas.

- Interpretação das imagens: descrição das modalidades de imagens utilizadas, suas origens e importância no contexto do registro.
- Transformações do CR para registro com DRR: detalhamento das mudanças necessárias nas imagens CR para que se alinhem corretamente com as imagens DRR durante o registro.

4.1.1 Conceito da biblioteca SimpleITK

A primeira etapa do desenvolvimento do algoritmo de registro aplicado no alinhamento de imagens portais com as radiografias reconstruídas digitalmente foi a busca na biblioteca SimpleITK. Trata-se de um repositório de processamento de imagem que permite o processamento e análise de imagens médicas em diferentes formatos, incluindo imagens de tomografia computadorizada e radiografia digital (ZHU *et al.*, 2019).

Para compreender o processo de funcionamento do algoritmo de registro necessita-se conceituar os aspectos fundamentais da biblioteca SimpleITK. As imagens da SimpleITK são multidimensionais, tais como bidimensionais (2D), tridimensionais (3D) e possivelmente Quadri dimensionais (*3D plus time*) (BEARE; LOWEKAMP; YANIV, 2018). Para compreender a forma de interpretação de imagens provenientes da biblioteca SimpleITK, parte-se do pressuposto que uma imagem é definida por um conjunto de pontos em uma grade que ocupa uma região física no espaço (LOWEKAMP; CHEN; IBÁÑEZ; BLEZEK, 2013).

De acordo com o Guia de Usuário do SimpleITK, a região no espaço físico que uma imagem ocupa é definida por quatro critérios: origem (tipo vetorial) trata-se da localização no sistema de coordenadas do voxel com os índices zero; espaçamento (tipo vetorial) que é a distância entre os pixels ao longo de cada uma das dimensões; tamanho (tipo vetorial) que é o número de pixels em cada dimensão, e matriz cosseno diretores (tipo vetorial que representa a matriz na ordem principal das linhas) trata-se da direção de cada um dos eixos correspondente às colunas da matriz. As representações descritas são ilustradas visualmente nesta Figura 5.

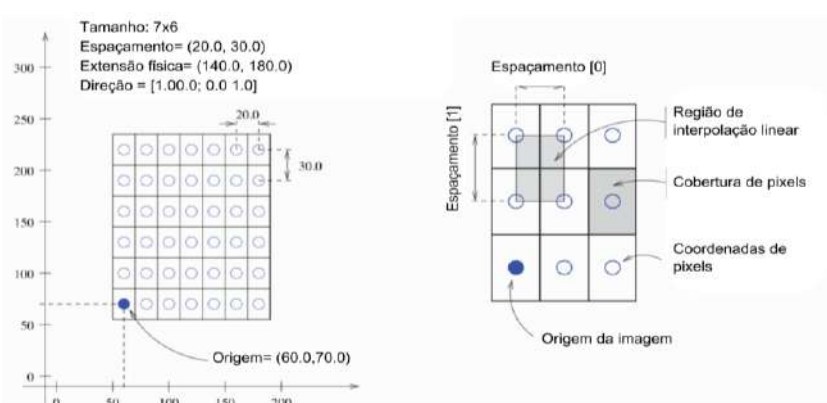
Como as imagens SimpleITK ocupam uma região física no espaço, as grandezas que definem esta região possuem unidades métricas, nas quais assume-se que são consistentes, tais como centímetro (cm) e milímetro (mm), usualmente admite-se este último.

4.1.2 Interpretando as imagens

Como descrito na metodologia, para a realização do registro utiliza-se duas modalidades de imagens, sendo uma fixa e/ou de referência ("*fixed_image*"), denominadas de DRR que são geradas a partir de dados de TC que simulam imagens radiográficas de feixe de incidência lateral, anterior e posterior, e a segunda modalidade são as imagens em movimento ("*moving_image*") do portal *Computed Radiography* (CR) para o controle de posicionamento em radioterapia (BREGLIA *et al.*, 2013).

O processo de registro deve considerar algumas características das imagens de DRR que podem ser comparadas com as imagens portal CR. O primeiro aspecto diz respeito ao nível de detalhamento das imagens, neste caso, as imagens DRR, geralmente, são mais detalhadas do que as imagens portais CR, pois são geradas a partir de dados volumétricos de TC e fornecem uma representação tridimensional do paciente. A segunda característica está relacionada ao modo de aquisição, sendo que as imagens portais CR são adquiridas durante o tratamento de radioterapia e utilizam a energia do AL, enquanto as imagens DRR são geradas a partir de dados de TC. Isso significa que as imagens portais CR podem mostrar variações na posição do paciente e nos tecidos moles que não são refletidos nas DRR.

Figura 5 - Elementos que ocupam o espaço físico de uma imagem



Fonte: Adaptado de SimpleITK, 2023 (tradução nossa).

Por último, considerando os aspectos supracitados, há uma diferença na escala de cinza entre as imagens DRR e as imagens portal CR, o que pode dificultar a comparação visual direta. Logo, estas diferenças influenciam na inspeção visual das imagens, como visto na Figura 4 (ver no item 3.2).

Considerando estas diferenças visuais, faz-se necessário a aplicação de recursos para minimizar este obstáculo. Para tanto, inicialmente foi utilizado as bibliotecas *pydicom* (MILLER *et al.*, 2013), *matplotlib.pyplot* e *numpy* com a finalidade de interpretar o cabeçalho DICOM e acessar os dados da imagem chamados de *pixel data*. Entre as informações do *pixel data*, tem-se uma característica importante denominada de atributo *Photometric Interpretation (DICOM Standards Committee)*, onde indica como os valores de pixel da imagem devem ser interpretados e exibidos como valores de cor ou intensidade. Existem dois valores possíveis para este atributo em imagens monocromáticas (característica das imagens objeto deste estudo):

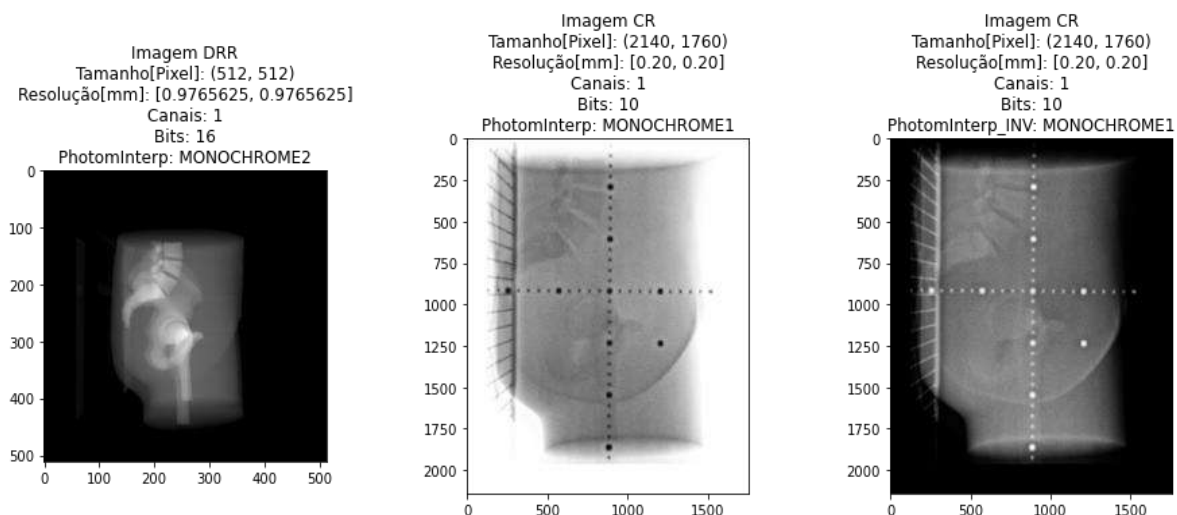
- a) 'MONOCHROME1': indica que os valores mais baixos de pixel devem ser exibidos como brancos e os valores mais altos como pretos. Isso é conhecido como uma escala de cinza invertida.
- b) 'MONOCHROME2': indica que os valores mais baixos de pixel devem ser exibidos como pretos e os valores mais altos como brancos. Isso é conhecido como uma escala de cinza padrão.

Na Figura 6, observa-se as diferenças visuais das imagens DRR e CR do *phantom* de pelve a partir da aplicação dos atributos monocromáticos. Na figura são apresentadas as características de cada imagem destacando tamanho em pixel, resolução em pixel/mm, número de canais, profundidade da imagem em *bits* e interpretação fotométrica. Em resumo, a diferença entre 'MONOCHROME1' e 'MONOCHROME2' é a ordem em que os valores de pixel são exibidos como intensidade. 'MONOCHROME1' exibe os valores mais altos como brancos e os valores mais baixos como pretos, enquanto 'MONOCHROME2' exibe os valores mais baixos como pretos e os valores mais altos como brancos.

Por padrão, a maioria dos visualizadores DICOM interpretam 'MONOCHROME2' como a escala de cinza padrão para imagens monocromáticas. No entanto, é importante verificar o valor do atributo *Photometric Interpretation* da imagem para garantir que a escala de cinza esteja sendo exibida corretamente. Na Figura 6 foi preciso inverter a escala de cinza de uma imagem CR com

'MONOCHROME2', pode-se aplicar uma transformação simples aos valores de pixel.

Figura 6 - Representação visual das diferenças entre as imagens DRR , CR e CR invertida



Fonte: Dados da pesquisa, 2023.

Ao analisar a Figura 6 percebem-se discrepâncias entre as imagens, tanto na questão da resolução (espaçamento entre pixels) e na profundidade da imagem em *bits* alocados e sua interpretação visual. Além disso, destaca-se a geometria de aquisição das mesmas, de forma que o DRR possui geometria definida pelo TPS, onde sua projeção está a 1000 mm da fonte de irradiação (dados coletados com a tag *DICOM TAG "RT Image SID"*). Essa informação é importante, pois todos os vetores de deslocamentos calculados estão nesta distância, assim como há a informação do isocentro referente à posição espacial do plano de imagem RT referente ao sistema de coordenadas em milímetros (dados tag *DICOM "RT Image Position"*).

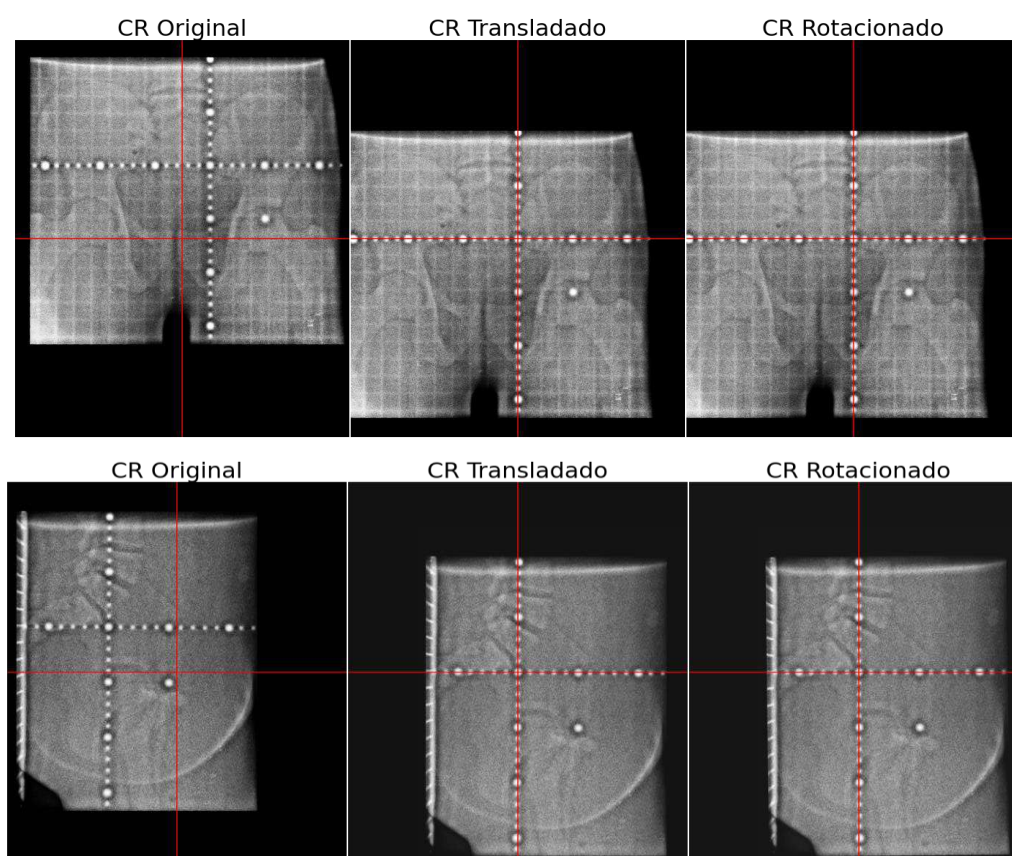
Já no CR temos apenas uma imagem adquirida em uma distância desconhecida e maior que 1000 mm, uma vez que geralmente nesta distância está localizado o tumor. Para localizar a imagem de CR é utilizada uma bandeja com graticulado com régua para aquisição do portal filme. A função dos graticulado em imagens de portal é permitir uma avaliação mais precisa e confiável da posição do paciente durante o tratamento de radioterapia. Elas servem como uma referência para determinar se a posição do paciente está correta em relação ao plano de tratamento, este recurso auxilia a correção da posição do paciente ou do equipamento de tratamento, se necessário. O graticulado também pode ajudar a

verificar a distorção geométrica das imagens de portal e definir no plano da imagem a projeção do isocentro de verificação.

4.1.3 As transformações do CR para registro com DRR

As transformações realizadas no CR são necessárias para realizar o registro com os DRR, já que o algoritmo de registro do SimpleITK necessita de imagens do mesmo tamanho em número de pixels e também por razões citadas no parágrafo acima. Na Figura 7 é visto as transformações da imagem CR do phantom de pelve, aplicando a ferramenta de translação e rotação.

Figura 7 - Imagem Anterior e Lateral do phantom: CR Original, CR Traslado e CR Rotacionado

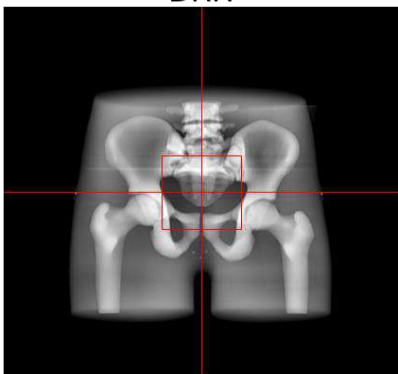
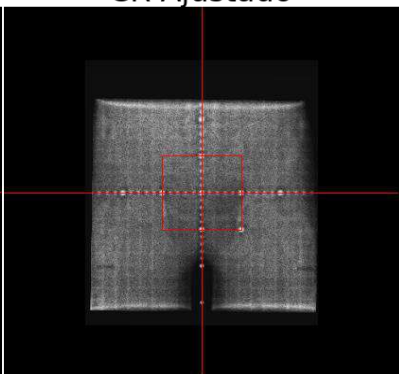
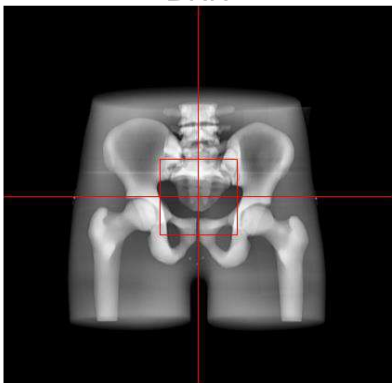
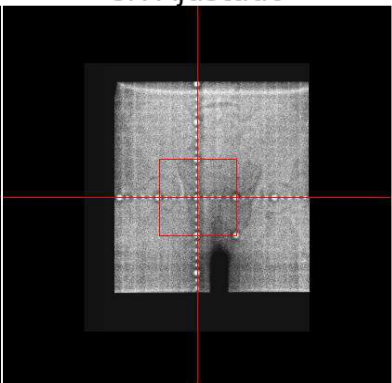


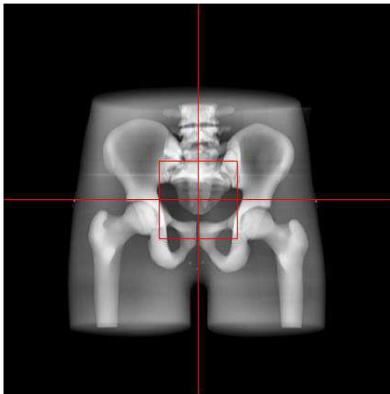
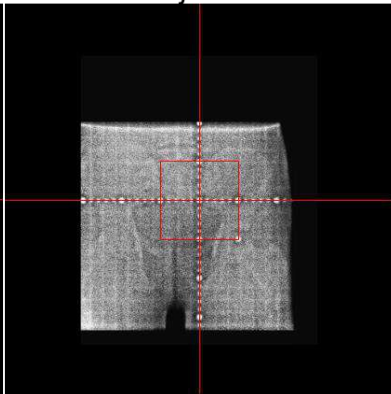
Fonte: Dados da pesquisa, 2023.

Outra transformação que deve ser efetuada com vistas a garantir a registro das imagens é a padronização da matriz *pixel*. Esta operação é realizada na imagem CR, de forma que o tamanho de *pixel* tenha o mesmo formato que a imagem de DRR em uma matriz de *pixel* de 512 x 512, ou seja, adicionados mais linhas e colunas na imagem mantendo o centro ajustado.

Há dois códigos para o registro de imagem, o primeiro código são as transformações do CR. Já no segundo código temos os algoritmos de registro e seus métodos de registro. Serão aplicados quatro métodos de registro com seis imagens (Tabela 1 no item 3.2), as representações dos resultados serão observadas a seguir. Na Figura 8 observam-se as imagens anteriores ajustadas conforme deslocamentos determinados no método.

Figura 8 - Pares das imagens anterior de DRR e CR ajustadas e seus vetores de deslocamento (lat, long, vert)

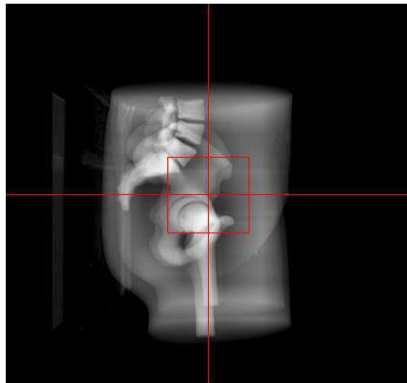
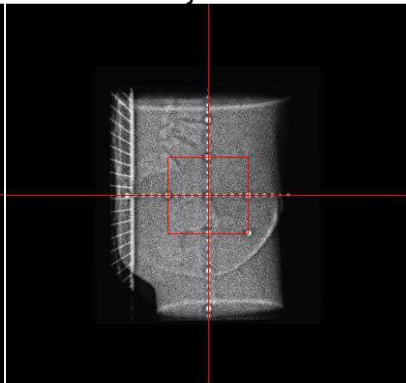
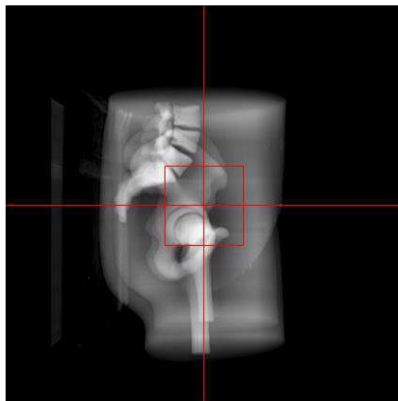
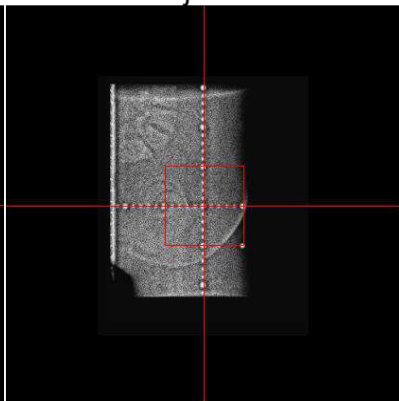
Par / Vetor	Imagens (DRR/CR)	
Par 01 e Vetor (0,0,-) [mm]	DRR 	CR Ajustado 
Par 03 e Vetor (-30,-30,-) [mm]	DRR 	CR Ajustado 

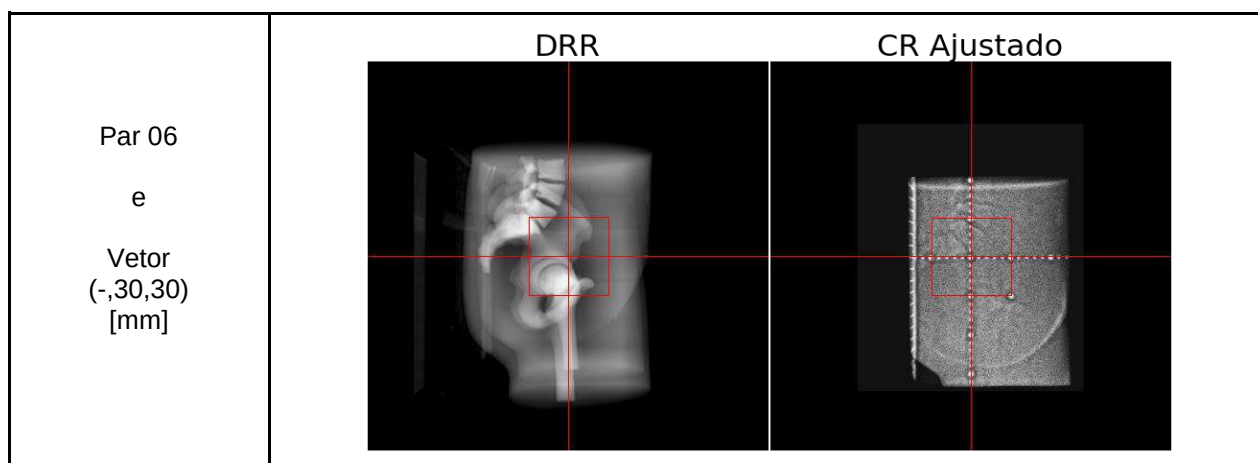
	DRR	CR Ajustado
Par 05 e Vetor (30,30,-) [mm]		

Fonte: Dados da pesquisa, 2023.

Na Figura 9, observa-se as imagens laterais ajustadas conforme deslocamentos determinados no método.

Figura 9 - Pares das imagens lateral de DRR e CR ajustadas e seus vetores de deslocamento (lat, long, vert)

Par	Imagens (DRR/CR)	
Par 02 e Vetor (-,0,0) [mm]	DRR 	CR Ajustado 
Par 04 e Vetor (-,-30,-30) [mm]	DRR 	CR Ajustado 

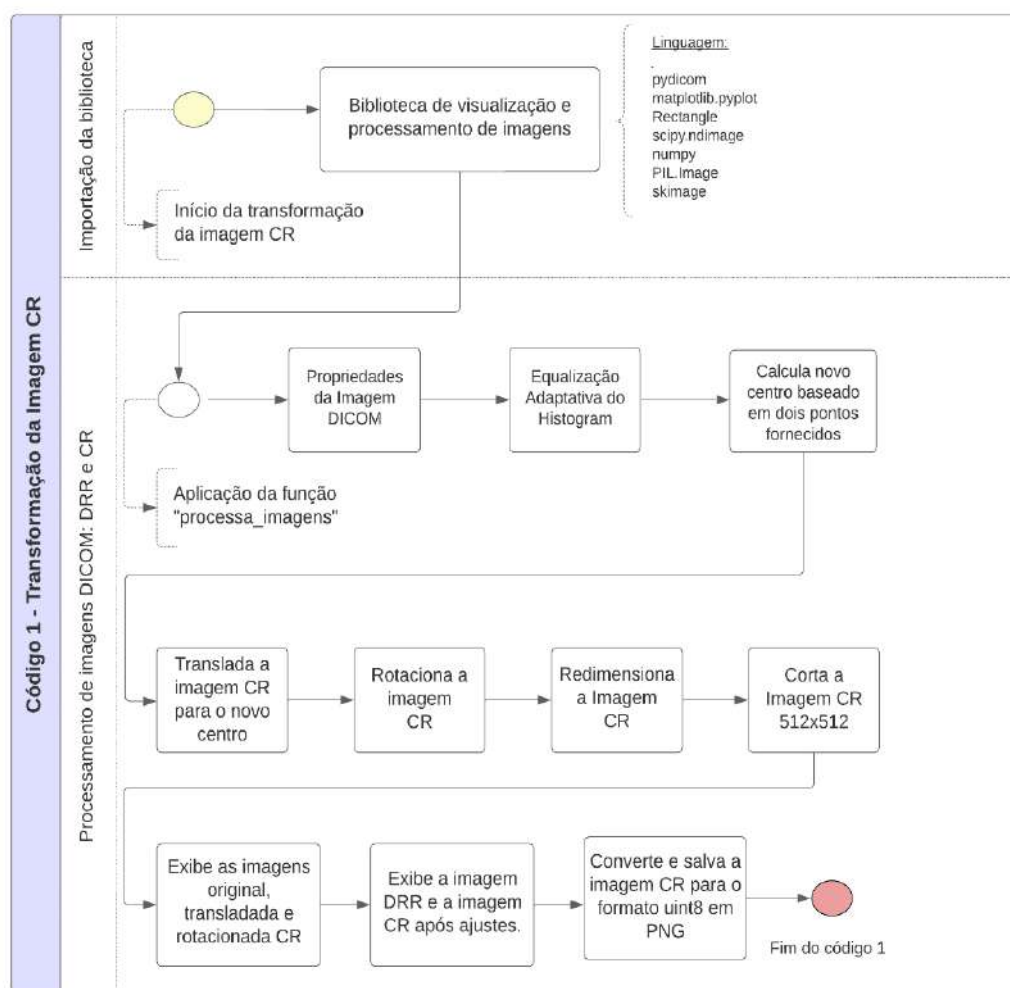


Fonte: Dados da pesquisa, 2023.

4.2 Descrição do Código 1

No Código 1 realiza-se às transformações da imagem CR, sendo que a descrição completa está disponível no Apêndice E. Os passos da função ***processa_imagens***, principal comando desta etapa é apresentado na forma de diagrama da Figura 10 com o processo lógico do código que apresenta as seguintes finalidades: carregar as imagens DICOM, ler as propriedades das imagens DICOM, ajustar a intensidade da imagem e aplica equalização adaptativa do histograma, calcular os centros das imagens, deslocar a imagem para alinhar com o centro, rotacionar a imagem para alinhar com o ângulo estabelecido na imagem de base, definir a escala da imagem para se ajustar a um tamanho específico, e cortar a imagem para se ajustar a um tamanho específico.

Figura 10 - Diagrama do Código 1 para transformação da imagem de CR com base nos pontos de referências fornecidas pelo usuário por meio do reticulado



Fonte: Elaboração própria, 2023.

4.3 Descrição do Código 2

No Código 2 realiza-se registros do par de imagem DRR com CR (Apêndice E). Os seguintes passos da função **calcular_translacao**, contempla a Figura 11 mostrando o processo lógico do código. As funções que configuram a métrica a ser usada durante o registro:

1. *ANTS Neighborhood Correlation.*
2. *Correlation.*
3. *Joint Histogram Mutual Information.*
4. *Mattes Mutual Information.*

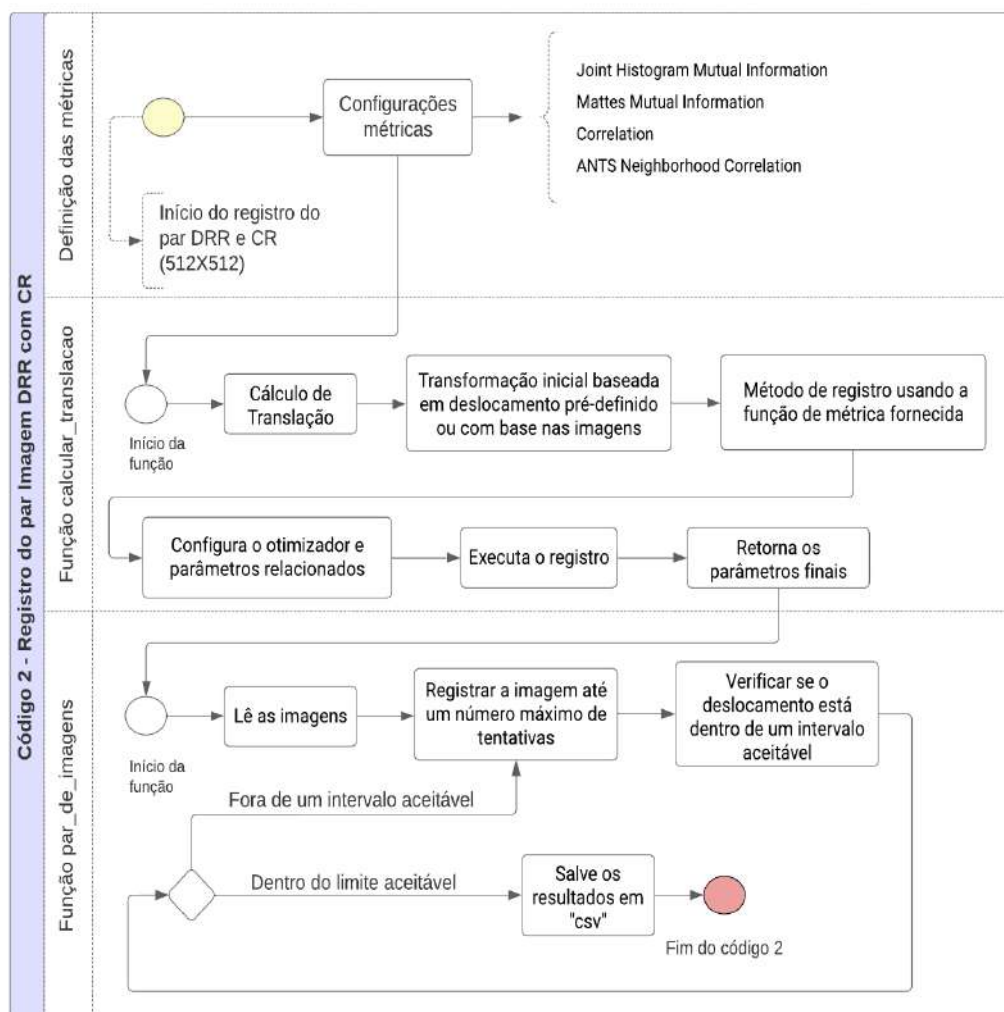
A função “calcular_translacao” é o núcleo do registro. Ela realiza o registro de duas imagens, DRR com CR, usando a métrica e a estratégia fornecidas. Esta função retorna os parâmetros finais da transformação, o valor final da métrica, o tempo levado para o registro e o número de iterações.

A lista “par_de_imagens” contém os pares de imagens a serem registradas uma a uma no loop principal: para o processamento de imagem, e para cada par de imagens e para cada tentativa de interação, são realizadas as seguintes atividades:

- Lê as imagens.
- Para cada métrica no dicionário de funções de configuração, executam-se as funções:
 1. Tentativas sucessivas de registro de imagem até um número máximo.
 2. Verifica se o deslocamento está dentro de um intervalo aceitável.
 3. Se estiver, registre os resultados.
 4. Se não estiver, tente novamente.
 5. Salve Resultados em CSV.
 6. Cálculo do Tempo Total.

Na primeira etapa do mapa, inicia-se a contagem do tempo inicial, sendo que a contabilização do tempo finaliza ao salvar o resultado no formato “csv”. Destaca-se que as interações foram realizadas 100 vezes e 25 vezes, fundamentadas no método de reamostragem. O registro realizado foi baseado na biblioteca SimpleITK utilizando os quatro diferentes métodos de registro com métricas específicas.

Figura 11- Fluxograma do Código 2 para registro par de imagem DRR com CR



Fonte: Elaboração própria, 2023.

4.4 Análises do registro das imagens DRR/CR

Com base no código 2 (Apêndice E), o algoritmo executa quatro registros por par de imagem (DRR com CR) utilizando uma das métricas (ver item 4.4.1). O vetor “par_de_imagens”, do Quadro 1, tem 6 pares de imagens, onde os pares (Anterior e Lateral) representam um conjunto de imagens do isocentro planejado. Esse processo de registro é repetido (100 e 25 vezes)³ para a mesma métrica a fim de calcular o vetor deslocamento com a média, desvio padrão e os outliers. Este método foi aplicado com objetivo de analisar os resultados dos deslocamentos dos

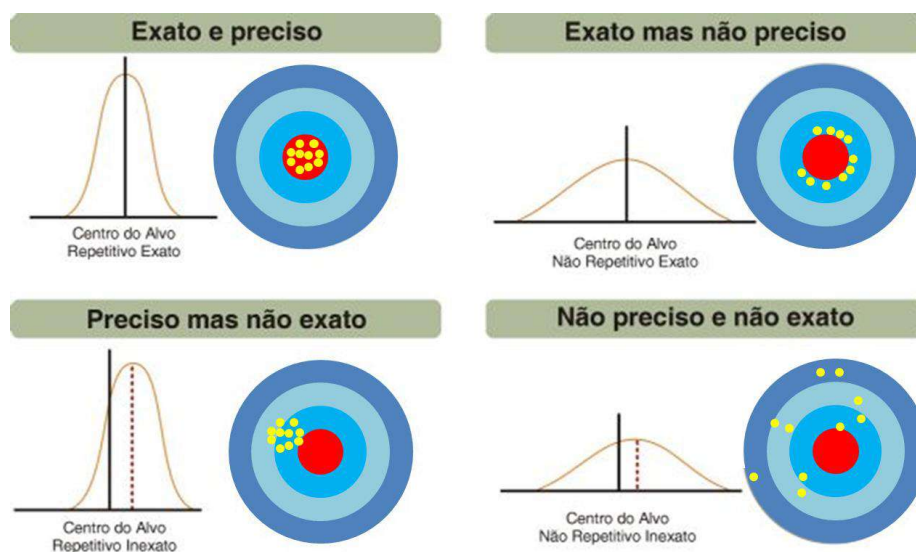
³ Técnica *Bootstrap* ou reamostragem introduzido por Efron 1974, é uma técnica estatística poderosa e amplamente utilizada para estimar a distribuição de uma estatística (média ou o desvio padrão) por meio da reamostragem repetida com substituição.

registros das imagens em relação aos deslocamentos nominais descritos no Quadro 1, relacionados à eficácia do algoritmo.

A análise destes deslocamentos foi balizada por dois critérios, a exatidão e/ou acurácia e a precisão, ambas terminologias de medições. De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM - 2012) a exatidão é conceituada como grau de concordância entre um valor medido e um valor verdadeiro (nominal) de um mensurando, enquanto, a precisão é o grau de concordância entre indicações ou valores medidos, obtidos por medições repetidas, no mesmo objeto ou em objetos similares, sob condições específicas.

Este trabalho mede diretamente o posicionamento do paciente pelve em termos de exatidão e precisão do isocentro. A Figura 12 ilustra o modelo conceitual de exatidão e precisão utilizado para avaliar os resultados medidos neste trabalho, em que o vermelho representa o isocentro definido no TPS e em amarelo os resultados de deslocamento da amostra.

Figura 12 - Representação visual do conceito de exatidão e precisão



Fonte: Adaptação de Gupta *et al.* (2007).

Com a técnica de reamostragem (Tabela 2) foram realizados no total de 3000 registros de par de imagens DRR com CR, com um tempo total de 16.282,51 segundos (ou 271 minutos e 38 segundos ou 4 horas 52 minutos). Assim, o uso dos *outliers* para os gráficos de *BoxPlot* é uma estratégia para eliminar as medidas que estão fora da distribuição da mediana. Com isso obtém-se resultados mais coerente de deslocamento para avaliar os métodos do registro.

O SimpleITK é uma biblioteca de processamento de imagens médicas que oferece diversos métodos de registro de imagens complexos que envolvem encontrar uma transformação espacial que melhor alinhe duas imagens. Para o registro das imagens escopo deste estudo, trata-se do alinhamento de duas imagens bidimensionais. De acordo com as documentações do SimpleITK a variação nos resultados do registro de imagem desta biblioteca (ou qualquer outra ferramenta de registro) pode ser atribuída a várias razões:

1. Inicialização: muitos algoritmos de registro dependem de uma inicialização, que é uma estimativa grosseira do alinhamento. Se essa inicialização for diferente entre as execuções, os resultados também podem ser diferentes.

2. Otimização: o processo de registro envolve a otimização de uma métrica de similaridade (por exemplo, a diferença quadrática média ou a informação mútua). Essa otimização pode ter múltiplos mínimos locais. Dependendo da inicialização e de outros parâmetros, o algoritmo pode convergir para diferentes mínimos locais em execuções diferentes.

3. Métricas de Similaridade: diferentes métricas de similaridade podem ser mais sensíveis a certos tipos de variações nas imagens. Se as imagens tiverem variações de intensidade ou artefatos, algumas métricas podem ser afetadas de maneira diferente.

4. Parâmetros: algoritmos de registro têm vários parâmetros (por exemplo, regularização, número de iterações, tamanho do passo de otimização). Pequenas variações nesses parâmetros podem levar a resultados diferentes.

5. Estocástico: alguns métodos de registro incorporam processos estocásticos ou aleatórios, como a otimização estocástica do gradiente. Esses métodos podem produzir resultados ligeiramente diferentes a cada vez que são executados, mesmo que todos os outros fatores sejam mantidos constantes.

6. Interpolação: durante o registro, as imagens são frequentemente interpoladas (por exemplo, interpolação bilinear ou bicúbica). Diferentes métodos de interpolação podem influenciar o resultado final do registro.

7. Resolução Multe Escala: Alguns métodos de registro funcionam em várias

resoluções para acelerar o processo e evitar mínimos locais. Dependendo de como essa abordagem é implementada, pode haver variações nos resultados.

Tabela 2- Tempo total medido do processo de simulação do registro de par imagem para todos os métodos⁴

Par de Imagens (DRR/CR)	Tempo Total 100 iterações [segundos]	Desloc. Inicial (DH*, DV**) [mm]	Número de Registros	Tempo Total 25 iterações [segundos]	Desloc. Inicial (DH*, DV**) [mm]	Número de Registros
01 - Anterior Gantry 0°	2044,03	(0,0)	400	444,36	(0,0)	100
02 - Lateral Direito Gantry 270°	1885,27	(0,0)	400	497,66	(0,0)	100
03 - Anterior Gantry 0°	2157,56	(0,0)	400	572,32	(-10,-10)	100
04 - Lateral Direito Gantry 270°	2195,23	(0,0)	400	793,64	(-10,-10)	100
05 - Anterior Gantry 0°	2310,21	(0,0)	400	737,63	(10,10)	100
06 - Lateral Direito Gantry 270°	1936,10	(0,0)	400	708,50	(10,10)	100

*DH: Vetor de deslocamento inicial horizontal

**DV: Vetor de deslocamento inicial vertical

Fonte: dados da pesquisa, 2023.

Para minimizar a variação e obter resultados consistentes, é crucial entender os parâmetros e o funcionamento interno do algoritmo em uso. Se a variação persistir e for problemática para sua aplicação, é possível considerar o uso de uma abordagem de consenso, onde vários registros são realizados e os resultados são combinados de alguma forma para obter uma melhor transformação. O artigo de Maintz e Viergever (1998) fornece uma revisão abrangente de técnicas de registro médico de imagens até sua data de publicação. Ele aborda diversos pontos mencionados anteriormente e evidencia uma visão detalhada das diferentes

⁴ Características do computador utilizado para a simulação dos registros de imagem. Processador Intel(R) Core(TM) i5-8265U CPU @ 1.60GHz 1.80 GHz; RAM instalada 8,00 GB; Tipo de Sistema operacional de 64 bits, processador baseado em x64.

abordagens, métricas e problemas enfrentados no registro de imagens médicas. Assim associado à técnica de reamostragem (EFRON *et al.*, 1974) o problema estocástico foi resolvido aumentando o número de iterações de um registro de um par de imagens conforme a Tabela 2.

4.4.1 Os métodos de similaridade

Os métodos de similaridade são usados para quantificar o quanto duas imagens são semelhantes entre si. Durante o registro, o objetivo é geralmente otimizar (maximizar ou minimizar, dependendo da métrica) o valor desta métrica ajustando os parâmetros de transformação que alinham as duas imagens. Abaixo visualizam-se os métodos utilizados.

1. *ANTSNeighborhoodCorrelation*: a métrica refere-se ao "*Advanced Normalization Tools*", que é um software popular para registro e normalização de imagens médicas. A métrica de correlação de vizinhança do ANTS avalia a correlação em uma vizinhança local ao redor de cada pixel, em vez de olhar apenas para as intensidades dos pixels individuais. Isso pode oferecer maior robustez e precisão em algumas situações.
2. *Correlation*: a métrica mede a correlação linear entre as intensidades dos pixels das duas imagens. Uma correlação alta indica que as intensidades das imagens estão linearmente relacionadas, o que sugere um bom alinhamento.
3. *JointHistogramMutualInformation*: a informação mútua baseada em conjunto histograma que quantifica a quantidade de informação que uma imagem pode dar sobre a outra. Esta métrica é utilizada em diferentes modalidades de imagens, por exemplo, RM e CT.
4. *MattesMutualInformation*: é uma variante da métrica de informação mútua (número 1). Em vez de usar um histograma conjunto completo, usa-se uma amostra representativa das intensidades das imagens para calcular o histograma, tornando-a mais eficiente computacionalmente.

É importante notar que a escolha da métrica de similaridade depende do problema específico e das características das imagens que estão sendo registradas. Algumas métricas podem funcionar melhor para certas combinações de modalidades de imagem ou para certas anatomias.

4.4.1.1 Resultados de Registro

Considerando a técnica de reamostragens, apresenta-se na Tabela 3, os resultados descritivos das 100 interações de todos os pares de imagens. Já a descrição quantitativa dos achados de 25 interações é visualizada na Tabela 4.

Analisando a Tabela 3, apresenta-se os resultados do desempenho do algoritmo para 100 iterações comparando as diferentes métricas para pares específicos (1 a 6) e seus deslocamento dos nominais. Em relação à variabilidade das métricas em função de cada par e ângulo de gantry (anterior 0° e lateral 270°) fica evidente que o desempenho da métrica varia entre diferentes pares e ângulos, indicando possíveis variações no comportamento do algoritmo para diferentes situações.

Analisando a métricas e o deslocamento observa-se que a diferença absoluta em milímetros, isto representa o quanto os resultados do algoritmo se desviam dos valores nominais de cada métrica. Assim, diferenças absolutas mais altas indicam pior desempenho. Como tendência de variação comparando diferentes métricas, fica evidente que o desempenho varia entre elas. Para algumas métricas, o desvio é consistentemente maior, indicando possíveis limitações nessas métricas para determinados pares e rotações.

As colunas "Valor Final" (valor final de métrica médio), "Tempo [s]" (tempo de registro por par médio) e "Iterações" (iterações que ocorre em cada registro de imagem no otimizador do algoritmo) fornecem informações sobre a velocidade de convergência e a diferença final. Essas variáveis (valor final, tempo e iteração) mostram o desempenho de cada métrica em termos de velocidade e precisão.

Tabela 3 - Estatística descritiva dos métodos de registro para os pares 01 a 06 para 100 iterações

Par	Gantry [graus]	Métrica	DH média $\pm$ DP [mm]	DV média $\pm$ DP [mm]	DH mediana [mm]	DV mediana [mm]	Valor Final	Tempo [s]	Iterações
1	0	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 $\pm$ 0,01	-3,6 $\pm$ 2,25	0	-3,62	-0,71	13,94	19,47
2	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 $\pm$ 0,01	-6,6 $\pm$ 3,46	0	-7,81	-0,77	14,36	19,30
3	0	ANTS Neighborhood Correlation	-0,0 $\pm$ 0,01	26,57 $\pm$ 4,77	0	27,84	-0,71	13,70	19,00
4	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 $\pm$ 0,02	6,93 $\pm$ 3,56	0	7,55	-0,82	18,57	28,47
5	0	ANTS Neighborhood Correlation	0,01 $\pm$ 0,02	-20,86 $\pm$ 2,67	0,01	-21,03	-0,73	13,22	19,00
6	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 $\pm$ 0,01	37,62 $\pm$ 5,87	0	39,99	-0,78	14,12	19,96
1	0	Correlation	0,01 $\pm$ 0,0	-0,63 $\pm$ 2,16	0,01	-0,91	-0,75	0,55	19,23
2	270	Correlation	-0,01 $\pm$ 0,0	-1,2 $\pm$ 2,08	-0,01	-1,26	-0,78	0,57	20,39
3	0	Correlation	0,01 $\pm$ 0,0	25,78 $\pm$ 1,27	0,01	25,69	-0,68	0,72	27,79
4	270	Correlation	0,02 $\pm$ 0,01	-24,85 $\pm$ 6,42	0,02	-27,38	-0,58	0,68	23,24
5	0	Correlation	0,0 $\pm$ 0,01	-23,31 $\pm$ 1,16	0	-23,26	-0,68	0,71	28,21
6	270	Correlation	-0,02 $\pm$ 0,01	32,98 $\pm$ 2,21	-0,02	32,93	-0,69	0,72	22,54
1	0	Joint Histogram Mutual Information	0,01 $\pm$ 0,0	-0,61 $\pm$ 0,86	0,01	-0,5	-1,13	1,13	22,07
2	270	Joint Histogram Mutual Information	-0,01 $\pm$ 0,01	-0,24 $\pm$ 1,28	-0,01	-0,2	-0,65	1,21	21,86
3	0	Joint Histogram Mutual Information	0,0 $\pm$ 0,01	29,12 $\pm$ 1,47	0	28,83	-0,82	1,35	19,79
4	270	Joint Histogram Mutual Information	0,01 $\pm$ 0,01	-22,33 $\pm$ 5,32	0,01	-23,81	-0,54	1,43	23,28
5	0	Joint Histogram Mutual Information	0,03 $\pm$ 0,0	-27,88 $\pm$ 1,78	0,03	-28,03	-0,72	1,38	22,78
6	270	Joint Histogram Mutual Information	0,0 $\pm$ 0,01	36,65 $\pm$ 2,18	0	36,55	-0,61	1,61	25,10
1	0	Mattes Mutual Information	0,0 $\pm$ 0,0	-0,96 $\pm$ 1,65	0	-1,02	-0,59	0,47	20,56
2	270	Mattes Mutual Information	-0,01 $\pm$ 0,0	1,18 $\pm$ 1,88	-0,01	1,39	-0,54	0,50	22,26
3	0	Mattes Mutual Information	-0,02 $\pm$ 0,01	26,29 $\pm$ 1,58	-0,02	26,31	-0,47	0,56	22,41
4	270	Mattes Mutual Information	0,03 $\pm$ 0,01	-18,54 $\pm$ 10,53	0,03	-13,76	-0,35	0,57	24,58
5	0	Mattes Mutual Information	0,02 $\pm$ 0,00	-29,93 $\pm$ 1,8	0,02	-30,03	-0,47	0,61	29,67
6	270	Mattes Mutual Information	-0,0 $\pm$ 0,01	33,26 $\pm$ 2,26	0	33,21	-0,45	0,71	28,06

Fonte: dados da pesquisa, 2023.

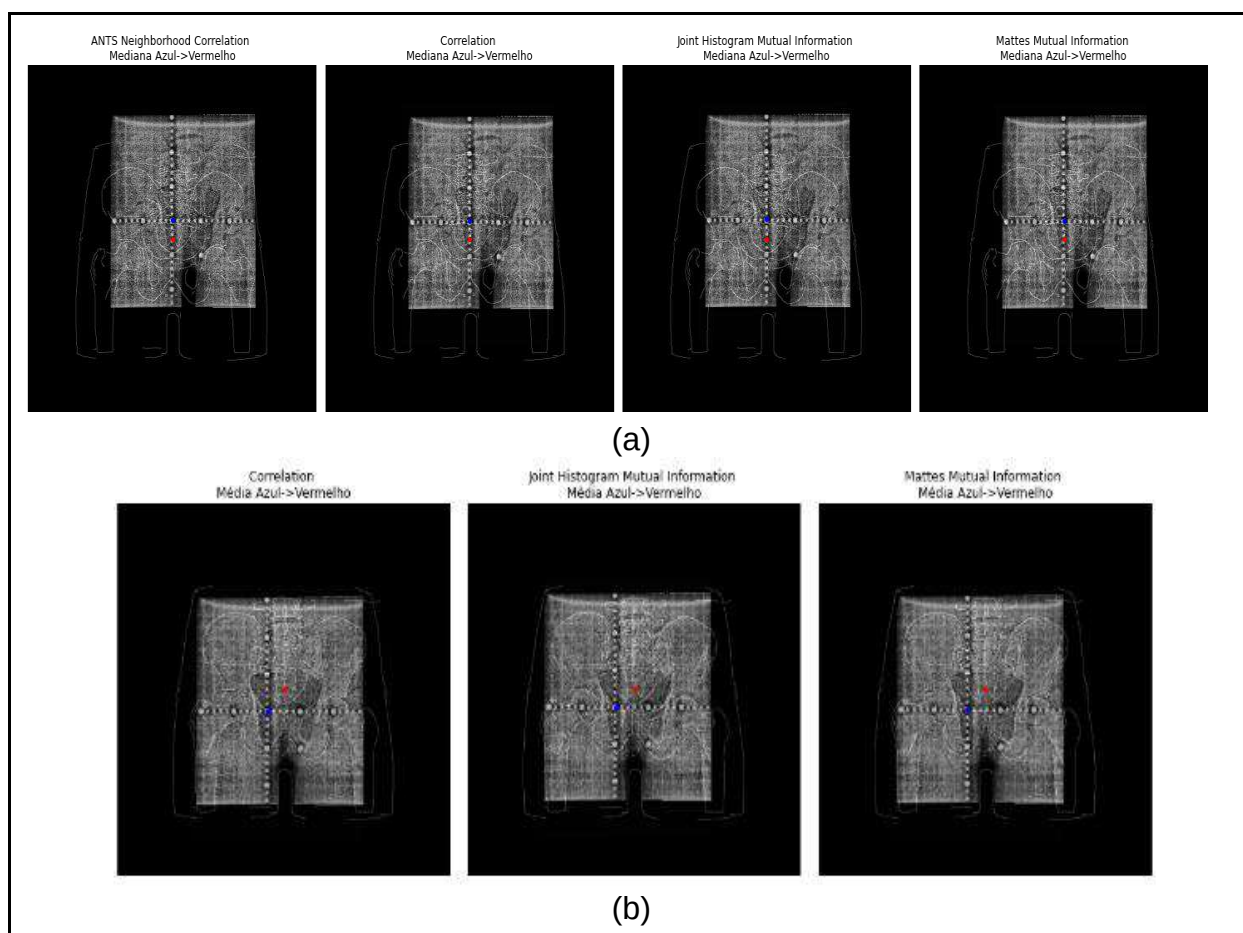
Tabela 4 - Estatística descritiva dos métodos de registro para os pares 01 a 06 para 25 interações

Par	Gantry [graus]	Métrica	DH média ± DP [mm]	DV média ± DP [mm]	DH mediana [mm]	DV mediana [mm]	Valor Final	Tempo [s]	Iterações
1	0	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 ± 0,01	-5,07 ± 1,97	0	-4,65	-0,71	13,56	19,00
2	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,0 ± 0,01	-7,01 ± 3,88	0	-8,9	-0,77	15,57	19,25
3	0	ANTS Neighborhood Correlation	-	-	-	-	-	-	-
4	270	ANTS Neighborhood Correlation	10,2 ± 3,21	-10,95 ± 5,86	10,19	-8,31	-0,82	25,44	27,31
5	0	ANTS Neighborhood Correlation	-	-	-	-	-	-	-
6	270	ANTS Neighborhood Correlation	37,53 ± 6,06	-2,79 ± 2,66	38,1	-3,32	-0,78	19,81	19,23
1	0	Correlation	0,01 ± 0,0	-0,41 ± 1,76	0,01	-0,43	-0,76	0,56	21,00
2	270	Correlation	-0,01 ± 0,0	-0,82 ± 1,26	-0,01	-0,84	-0,79	0,62	21,31
3	0	Correlation	25,55 ± 1,47	-28,7 ± 0,98	25,57	-28,9	-0,68	0,68	22,00
4	270	Correlation	-29,39 ± 1,81	-27,17 ± 2,16	-28,96	-27,47	-0,58	1,14	24,16
5	0	Correlation	-22,95 ± 0,94	23,97 ± 0,68	-22,77	23,95	-0,68	1,16	24,27
6	270	Correlation	33,76 ± 1,68	26,37 ± 1,67	33,8	26,1	-0,69	1,22	25,76
1	0	Joint Histogram Mutual Information	0,01 ± 0,0	-0,24 ± 0,77	0,01	-0,19	-1,13	1,21	20,62
2	270	Joint Histogram Mutual Information	-0,01 ± 0,0	1,39 ± 1,56	-0,01	1,22	-0,65	1,22	20,75
3	0	Joint Histogram Mutual Information	29,44 ± 1,87	-23,22 ± 0,73	28,82	-23,09	-0,81	1,56	21,60
4	270	Joint Histogram Mutual Information	-24,94 ± 2,04	-26,28 ± 1,32	-24,85	-26,68	-0,54	2,49	21,12
5	0	Joint Histogram Mutual Information	-28,45 ± 1,94	29,08 ± 1,37	-28,42	28,92	-0,72	2,35	23,58
6	270	Joint Histogram Mutual Information	36,2 ± 1,78	29,58 ± 1,24	36,23	29,27	-0,61	2,48	23,39
1	0	Mattes Mutual Information	0,0 ± 0,0	-0,03 ± 1,84	0	-0,28	-0,59	0,49	19,59
2	270	Mattes Mutual Information	-0,01 ± 0,0	0,38 ± 2,03	-0,01	0,69	-0,54	0,57	22,94
3	0	Mattes Mutual Information	28,65 ± 2,14	-26,93 ± 3,13	29,38	-26,66	-0,47	0,56	23,89
4	270	Mattes Mutual Information	-17,8 ± 6,27	-47,52 ± 5,2	-16,21	-45,81	-0,35	0,92	22,64
5	0	Mattes Mutual Information	-31,34 ± 1,58	27,33 ± 1,61	-31,3	27,08	-0,47	1,03	25,47
6	270	Mattes Mutual Information	32,84 ± 2,12	31,23 ± 2,4	33,17	30,44	-0,45	0,95	22,47

Fonte: dados da pesquisa, 2023

Os achados descritos na Tabela 4 seguem a mesma estrutura, mas para 25 iterações. Esta forma de interação apresenta um subconjunto de dados com convergência mais rápida para uma análise mais eficiente. As simulações nesta tabela têm como objetivo capturar o comportamento inicial do algoritmo, sendo que o registro teve um comportamento para os pares 03 a 06 de falha ao retornar o valor de deslocamento no sentido horizontal da imagem (DH). Assim o ajuste de valores iniciais para registro na segunda tentativa foi fundamental para a convergência do algoritmo. Na Figura 13 mostra um resultado de registro para o par 3 (representação do erro no registro) com os valores de deslocamento da mediana e da média para o deslocamento inicial (0,0), (-10,-10) de 100 e 25 iterações. A registro de imagem tem o DDR com um filtro de bordas para destacar a sobreposição em relação ao CR. O ponto vermelho e azul representa o centro de cada imagem após as transformações do código 2. O sentido do ponto azul para o vermelho representa o deslocamento necessário para o ajuste de correção.

Figura 13 - (a) registro com valores de deslocamento da mediana do par 03, 100 iterações e deslocamento inicial (0,0), (b) registro com valores de deslocamento da média do par 03, 25 iterações e deslocamento inicial (-10,-10)



Fonte: dados da pesquisa, 2023.

Na Figura 13 (a) observa-se que todas as quatro métricas tiveram um comportamento equivalente no eixo horizontal da imagem, assim como na Tabela 2, os valores DH ficaram próximos a zero. Já na análise da Figura 13 (b) tem-se um registro de imagem muito próximo entres as estruturas do DRR com o CR, a partir do efeito de borda auxilia, é possível verificar a concordância da pelve e os valores de deslocamento DH e DV se aproximaram mais dos valores nominais. A métrica de “*ANTS Neighborhood Correlation*” não apresentou resultados satisfatórios, considera-se uma falha do algoritmo, infere-se que isso se deve ao fato dos *outliers* serem removidos da amostra. Fica evidente que essa métrica falhou tanto na simulação com 100 e 25 iterações corroborando com os resultados das tabelas.

Comportamento da métrica em ambas as tabelas destacam o desempenho de diferentes métricas sob diferentes condições (pares e rotações). Isto pode indicar quais métricas são mais robustas ou sensíveis a variações específicas. Nota-se padrões que indicam quais pares e rotações representam mais desafios para convergência e precisão. Considerando o conceito de precisão, assume-se que uma medição precisa caracterizada com um desvio-padrão baixo em uma condição em que são realizadas uma série de medidas repetidas sob as mesmas condições. Logo, as métricas que apresentaram bons resultados nesse sentido foram “*Correlation*” e “*Join Histogram Mutual Information*”.

Nas Tabelas 5 e 6, apresenta-se a diferença absoluta entre o valor medido e o valor nominal em milímetros. A Tabela 6 comprova que o algoritmo teve uma falha na questão da inicialização do registro. No código 2, no apêndice E, temos a variável inicialização onde cria-se uma transformação 2D de Euler. O algoritmo busca encontrar uma transformação que inclui rotação e translação em duas dimensões (horizontal e vertical). Definido como parâmetro dessa inicialização, o filtro *GEOMETRY*, o qual é um parâmetro que especifica o que o algoritmo deve inicializar a transformação de acordo com as informações geométricas das imagens.

Tabela 5 - Resultados da diferença absoluta dos valores medidos em relação ao valor nominal dos pares 01 a 06 para 100 iterações

Par	Gantry [graus]	Métrica	Diferença Absoluta [mm]			
			DH-media	DV-media	DH-mediana	DV-mediana
1	0	ANTS Neighborhood Correlation	0,00	3,60	0,00	3,62
2	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,00	6,60	0,00	7,81
3	0	ANTS Neighborhood Correlation	30,00	56,57	30,00	57,84
4	270	ANTS Neighborhood Correlation	30,00	36,93	30,00	37,55
5	0	ANTS Neighborhood Correlation	30,01	50,86	30,01	51,03
6	270	ANTS Neighborhood Correlation	30,00	7,62	30,00	9,99
1	0	Correlation	0,01	0,63	0,01	0,91
2	270	Correlation	0,01	1,20	0,01	1,26
3	0	Correlation	29,99	55,78	29,99	55,69
4	270	Correlation	30,02	5,15	30,02	2,62
5	0	Correlation	30,00	53,31	30,00	53,26
6	270	Correlation	30,02	2,98	30,02	2,93
1	0	Joint Histogram Mutual Information	0,01	0,61	0,01	0,50
2	270	Joint Histogram Mutual Information	0,01	0,24	0,01	0,20
3	0	Joint Histogram Mutual Information	30,00	59,12	30,00	58,83
4	270	Joint Histogram Mutual Information	30,01	7,67	30,01	6,19
5	0	Joint Histogram Mutual Information	30,03	57,88	30,03	58,03
6	270	Joint Histogram Mutual Information	30,00	6,65	30,00	6,55
1	0	Mattes Mutual Information	0,00	0,96	0,00	1,02
2	270	Mattes Mutual Information	0,01	1,18	0,01	1,39
3	0	Mattes Mutual Information	30,02	56,29	30,02	56,31
4	270	Mattes Mutual Information	30,03	11,46	30,03	16,24
5	0	Mattes Mutual Information	30,02	59,93	30,02	60,03
6	270	Mattes Mutual Information	30,00	3,26	30,00	3,21

Fonte: dados da pesquisa, 2023.

O objetivo desta parte do código é fornecer uma transformação inicial para o processo de registro. A transformação inicial é calculada usando o algoritmo de inicialização centrado, que utiliza informações de geometria das imagens para criar uma estimativa inicial da transformação que melhor alinha as imagens. Isso é particularmente útil quando se espera que as imagens estejam próximas da posição correta de registro. Assim na segunda etapa do processo desta pesquisa foi necessária a introdução de um parâmetro de inicialização inicial no sentido da correção do deslocamento e com a redução do tempo de simulação (100 iterações para 25).

A Tabela 6 tem os resultados finais deste trabalho. Infere-se que a partir dessas variáveis tanto a média ou a mediana dos deslocamentos DH e DV são

aproximadamente equivalentes devido ao método de remoção dos *outliers*.

Tabela 6 - Resultados da diferença absoluta dos valores medidos em relação ao valor nominal dos pares 01 a 06 para 25 iterações

Par	Gantry [graus]	Métrica	Diferença Absoluta [mm]			
			DH-media	DV-media	DH-mediana	DV-mediana
1	0	ANTS Neighborhood Correlation	0,00	5,07	0,00	4,65
2	270	ANTS Neighborhood Correlation	0,00	7,01	0,00	8,90
3	0	ANTS Neighborhood Correlation	-	-	-	-
4	270	ANTS Neighborhood Correlation	40,20	19,05	40,19	21,69
5	0	ANTS Neighborhood Correlation	-	-	-	-
6	270	ANTS Neighborhood Correlation	7,53	32,79	8,10	33,32
1	0	Correlation	0,01	0,41	0,01	0,43
2	270	Correlation	0,01	0,82	0,01	0,84
3	0	Correlation	4,45	1,30	4,43	1,10
4	270	Correlation	0,61	2,83	1,04	2,53
5	0	Correlation	7,05	6,03	7,23	6,05
6	270	Correlation	3,76	3,63	3,80	3,90
1	0	Joint Histogram Mutual Information	0,01	0,24	0,01	0,19
2	270	Joint Histogram Mutual Information	0,01	1,39	0,01	1,22
3	0	Joint Histogram Mutual Information	0,56	6,78	1,18	6,91
4	270	Joint Histogram Mutual Information	5,06	3,72	5,15	3,32
5	0	Joint Histogram Mutual Information	1,55	0,92	1,58	1,08
6	270	Joint Histogram Mutual Information	6,20	0,42	6,23	0,73
1	0	Mattes Mutual Information	0,00	0,03	0,00	0,28
2	270	Mattes Mutual Information	0,01	0,38	0,01	0,69
3	0	Mattes Mutual Information	1,35	3,07	0,62	3,34
4	270	Mattes Mutual Information	12,20	17,52	13,79	15,81
5	0	Mattes Mutual Information	1,34	2,67	1,30	2,92
6	270	Mattes Mutual Information	2,84	1,23	3,17	0,44

Fonte: dados da pesquisa, 2023.

A média da diferença absoluta DH-média e DV-média para o todos os pares de imagem para métrica “ANTS Neighborhood Correlation”, “Correlation”, “Joint Histogram Mutual Information” e “Mattes Mutual Information” foi respectivamente 11,93 e 15,98; 2,65 e 2,50; 2,23 e 2,25; 3,52 e 4,02 mm. A métrica “ANTS Neighborhood Correlation” mesmo com a ajuda do deslocamento inicial o algoritmo não atinge um resultado satisfatório com diferenças absolutas médias de 12,0 a 16,0 mm. Outra métrica que teve uma performance menos satisfatória na segunda simulação foi “Mattes Mutual Information” com diferenças absolutas médias em torno de 4,0 mm. Já para a métrica “Correlation e Joint Histogram Mutual Information” as diferenças absolutas médias estão na ordem de 2,0 mm.

A prática clínica de radioterapia exige precisão e exatidão do posicionamento para maximizar a dose no tumor e minimizar a dose nos órgãos adjacentes, nesse sentido é preciso estabelecer margens de planejamento e tolerâncias dos deslocamentos do posicionamento do tratamento. Nesse contexto a instituição onde a pesquisa foi realizada utiliza em média uma margem de 10 mm de planejamento do GTV e CTV para PTV, podendo variar conforme a indicação clínica do tratamento e os julgamentos clínicos que médico radio oncologista faz no planejamento. Já para a tolerância dos deslocamentos é de rotina clínica realizar correções de erro maiores ou igual a 4,0 mm e 3,0 graus para radioterapia conformacional 3D com método de verificação do posicionamento *off-line*. Portanto, para as condições descritas na Tabela 6 temos resultados médios da diferença absoluta satisfatórios para as duas métricas (*Correlation e Joint Histogram Mutual Information*) e devem ser investigados na rotina clínica futuramente. Contudo, para alcançar o resultado esperado é necessária a interação do usuário com o sistema, com a finalidade de sobrepor o maior número possível de estruturas.

No Apêndice B é apresentada a completude da análise dos dados quantitativos referente ao registro dos seis pares de imagens, além das fusões das imagens para a análise qualitativa do registro de cada par de imagem.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O registro de imagens refere-se à avaliação da similaridade entre imagens fixas (DRR) e imagens em movimento (CR). Logo, cada imagem possui características específicas que se diferem entre si, isto dificulta o processo de registro, uma vez que se trata de um alinhamento e/ou sobreposição de estruturas anatômicas por meio de uma relação geométrica. Para mitigar este obstáculo realizou as seguintes alterações: mudança na escala de cinza da imagem CR e ajuste do tamanho da imagem e matriz de pixels.

O algoritmo desenvolvido foi organizado em dois diferentes códigos, o primeiro código teve como finalidade de ler as imagens DICOM, e executar as transformações da imagem CR, tais como ajuste de intensidade, definição da escala e tamanho da imagem e deslocamento da imagem CR para alinhamento da imagem DRR. Ao usar essa transformação inicial em um algoritmo de registro de imagens, o processo é facilitado, pois tem-se as duas imagens aproximadamente alinhadas pelos seus centros, o que facilita a convergência para um bom alinhamento final.

No segundo código foram aplicados diferentes métricas de similaridade de imagem, sendo as seguintes: "*ANTS Neighborhood Correlation*", "*Correlation*", "*Joint Histogram Mutual Information*" e "*Mattes Mutual Information*". Ao executar o registro, o deslocamento resultante é a transformação que deve ser aplicada à imagem em movimento para que ela se alinhe o mais próximo possível da imagem fixa, de acordo com a métrica de similaridade escolhida.

A partir da análise quantitativa (deslocamento absoluto) e qualitativa (inspeção visual da sobreposição e/ou alinhamento das imagens CR e DRR) do registro realizado no *phantom*, constata-se que a métrica que apresentou melhor desempenho foram "*Correlation*" e "*Joint Histogram Mutual Information*". Em contrapartida, a métrica "*ANTS Neighborhood Correlation*" apresentou o pior desempenho se comparado aos demais métodos. Vale lembrar que a análise da exequibilidade do algoritmo foi realizada apenas em um *phantom*, portanto, as informações não devem ser extrapoladas para a prática clínica.

O registro de imagens médicas envolve otimização para encontrar a transformação que alinha duas ou mais imagens de forma adequada. Isso geralmente é feito minimizando uma função de custo que incorpora uma métrica de similaridade entre as imagens registradas. Métricas como "*Correlation*", "*Joint*

Histogram Mutual Information" e "Mattes Mutual Information" são frequentemente usadas para medir a similaridade entre imagens.

A presença de efeitos estocásticos em métricas de registro pode ocorrer devido a vários fatores. Se as imagens estão sendo amostradas de forma diferente ou com variação na resolução, isso pode introduzir variações estocásticas nos valores das métricas. A otimização geralmente envolve encontrar um mínimo global da função de custo. A escolha inicial dos parâmetros do otimizador pode afetar os resultados, e isso pode levar a diferentes mínimos locais, dependendo da inicialização estocástica. Se as imagens de entrada contiverem ruído ou artefatos, as métricas podem ser influenciadas por esses fatores estocásticos e alguns algoritmos de registro baseados em gradiente podem ser sensíveis à topologia das superfícies de erro, o que pode levar a diferentes trajetórias de otimização em diferentes execuções.

Apesar dos resultados obtidos, o processo de registro de imagens com dois diferentes métodos de aquisições se mostrou um desafio, já que a imagem CR apresenta pouco contraste, borramento e ruído devido ao espalhamento do Efeito Compton predominante em raios X de megavoltagem, portanto apresentando uma baixa qualidade em comparação a imagem fixa de referência, o DRR.

Destaca-se que a escolha da métrica de similaridade pode influenciar significativamente os resultados do alinhamento de imagem. Dependendo da aplicação e das características das imagens, uma métrica pode ser mais apropriada do que outra. Para determinar a melhor métrica para uma determinada aplicação, é importante considerar o contexto clínico ou de pesquisa, e pode ser útil realizar uma avaliação qualitativa do alinhamento das imagens, além da avaliação quantitativa fornecida pelos valores das métricas. Neste sentido, esta pesquisa, apresenta-se como um estudo piloto, de forma que são necessárias aplicações do algoritmo em outros objetos simuladores, ou ainda, em casos clínicos.

Outro ponto importante a ser abordado é a viabilidade da aplicação da ferramenta desenvolvida nos serviços de radioterapia vinculados Sistema Único de Saúde (SUS) do Brasil, uma vez que a maior parte dos serviços nacionais utiliza o recurso do portal filme para verificação do posicionamento. Como sabido, ao longo de sua trajetória, o SUS tem enfrentado diversos desafios para garantir a entrega de tratamentos de qualidade a todos os brasileiros. A iniciativa do governo de investir em 100 soluções de radioterapia, dentro do plano de expansão de 2015, sinaliza um

comprometimento em potencializar o alcance e a eficiência dos tratamentos oncológicos no país.

O trabalho aqui apresentado adquire relevância nesse contexto ao abordar uma tecnologia fundamental para a precisão no tratamento de teleterapia: o controle de posicionamento pelo portal filme. As incertezas geométricas e os erros aleatórios inerentes ao processo podem comprometer a eficácia do tratamento. Assim, desenvolver um algoritmo de registro de imagens 2D/2D, como proposto, é vital para garantir que os pacientes recebam doses adequadas de radiação nos locais corretos, aumentando as chances de sucesso terapêutico e minimizando riscos de complicações.

Vale ressaltar que a proposta de algoritmo desenvolvida neste estudo não apenas atende aos critérios de eficiência no controle de posicionamento, mas também se destaca por sua viabilidade econômica. Dentro do panorama atual do SUS, com um investimento significativo na expansão de soluções de radioterapia, a implementação de tecnologias com baixo custo, como a apresentada, torna-se essencial. Dada a escala do SUS e a diversidade de realidades no Brasil, adotar soluções mais acessíveis, sem comprometer a qualidade, é uma estratégia primordial.

Em vista dos resultados obtidos e do contexto atual da radioterapia no Brasil, é evidente a relevância deste trabalho. A tecnologia abordada tem o potencial não só de melhorar a precisão dos tratamentos de teleterapia, mas também de se integrar de maneira otimizada ao SUS, garantindo uma melhor aplicação dos recursos públicos e, conseqüentemente, beneficiando um maior número de pacientes.

Portanto, espera-se que as contribuições deste estudo sejam reconhecidas e consideradas nas futuras decisões e estratégias relacionadas à radioterapia no Brasil, fortalecendo ainda mais a capacidade do SUS de fornecer tratamentos oncológicos de alta qualidade à população.

REFERÊNCIAS

- AKSAKALLI, Işıl Karabey; ÇELİK, Turgay; CAN, Ahmet Burak; TEKİNERDOĞAN, Bedir. Deployment and communication patterns in microservice architectures: a systematic literature review. **Journal Of Systems And Software**, [S.L.], v. 180, p. 111014, out. 2021. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jss.2021.111014>.
- ANJAM, Seyyed Mostafa; BANAEI, Nooshin; RAHMANI, Hojjat; NEDAIE, Hassan Ali. Determination of geometric accuracy of radiotherapy fields by port film and DRR using Matlab graphical user interface. **Medical & Biological Engineering & Computing**, [S.L.], v. 57, n. 1, p. 259-269, 9 ago. 2018. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-018-1852-x>.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE FÍSICA MÉDICA. Anais do XXVII Congresso Brasileiro de Física Médica 2023. Revista Brasileira de Física Médica. [S. l.]: **Revista Brasileira de Fisica Medica**, 2 jun. 2023. DOI 10.29384/rbfm.2023.v17.19849001730. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.29384/rbfm.2023.v17.19849001730>.
- BASTIDA, Jumilla C., LARREY, Ruiz J., VERDÚ, Monedero R., JUAN, Sánchez M. DRR Portal Image Registration for Automatic Patient Positioning in Radiotherapy Treatment. **Journal of Digital Imaging**, 24, 999–1009 (2011). <https://doi.org/10.1007/s10278-011-9376-z>.
- BASTIDA-JUMILLA, Ma Consuelo; LARREY-RUIZ, Jorge; VERDÜ-MONEDERO, Rafael; MORALES-SÁNCHEZ, Juan; SANCHO-GÓMEZ, José-Luis. DRR and Portal Image Registration for Automatic Patient Positioning in Radiotherapy Treatment. **Journal Of Digital Imaging**, [S.L.], v. 24, n. 6, p. 999-1009, 1 abr. 2011. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1007/s10278-011-9376-z>.
- BEARE, Richard; LOWEKAMP, Bradley; YANIV, Ziv. Image Segmentation, Registration and Characterization in R with SimpleITK. **Journal Of Statistical Software**, [S.L.], v. 86, n. 8, p. 1-35, 2018. Foundation for Open Access Statistic. <http://dx.doi.org/10.18637/jss.v086.i08>.
- BIOBR. São Paulo: **Brazilian Pharma & Health**, v. 5, 08 jun. 2021. Disponível em: <https://issuu.com/abiquifi/docs/paginas>. Acesso em: 12 dez. 2021.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de atenção especializada à saúde. Departamento de atenção especializada e temática. **Relatório: Censo Radioterapia**. Brasília, 1ª edição, 2019. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/aceso-a-informacao/acoes-e-programas/per-sus/arquivos/censo-de-radioterapia.pdf>. Acesso em: 29 set. 2023.
- BREGLIA, R.; BESSON, G.; GALLO, D.; et al. "Evaluation of DRR generated by four commercial treatment planning systems for IMRT head and neck treatments". **Radiation Oncology**, v. 8, n. 7, p. 14, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/1748-717x-8-7>. Acesso em: 06 mai. 2023.
- BROCK, Kristy K.; MUTIC, Sasa; MCNUTT, Todd R.; LI, Hua; KESSLER, Marc L..

Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: report of the aapm radiation therapy committee task group no. 132. *Medical Physics*, [S.L.], v. 44, n. 7, p. 43-76, 23 maio 2017. Wiley. <http://dx.doi.org/10.1002/mp.12256>

CHEN, Cheng; WU, Chaoyan; ZHONG, Yahua; XIE, Conghua; ZHOU, Yunfeng; LIU, Hui; ZHANG, Jun; SHENG, Jiuling; JIANG, Dazheng; ZHAO, Hongli. A new registration algorithm of electronic portal imaging devices images based on the automatic detection of bone edges during radiotherapy. **Scientific Reports**, [S.L.], v. 10, n. 1, p. 1-9, 24 jun. 2020. Springer Science and Business Media LLC. <http://dx.doi.org/10.1038/s41598-020-67331-9>.

CHEN, Yuan-Po; YEH, Shyh-An; HUANG, Yung-Hui; CHANG, Li-Yun; KUO, Chung-Ming; DING, Hueisch-Jy. A region-based Retinex with data filling for the enhancement of electronic portal images. **Nuclear Instruments And Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, [S.L.], v. 709, p. 143-153, maio 2013. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.nima.2013.01.031>.

DAWSON, Laura; SHARPE, Michael B. Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. **The Lancet Oncology**, [S.L.], v. 7, n. 10, p. 848-858, out. 2006. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1470-2045\(06\)70904-4](http://dx.doi.org/10.1016/s1470-2045(06)70904-4).

DICOM Standards Committee. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 3: Information Object Definitions. 2019. Disponível em: http://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part03/sect_C.7.6.3.html. Acesso em: 05 maio 2023.

EFRON, B. (1979). Bootstrap methods: another look at the jackknife. **The Annals of Statistics**, 1-26.

EFRON, B., & TIBSHIRANI, R. J. (1994). An introduction to the bootstrap. **CRC press**.

ELMPT, Wouter; MCDERMOTT, Leah; NIJSTEN, Sebastiaan; WENDLING, Markus; LAMBIN, Philippe; MIJNHEER, Ben. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. **Radiotherapy And Oncology**, [S.L.], v. 88, n. 3, p. 289-309, set. 2008. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2008.07.008>.

FERNANDO, Paulo H L.; FABRICIO, Daniel A K.; TREVISAN, Lisiane; e outros. **Metrologia**. SAGAH : Grupo A, 2018. *E-livro*. ISBN 9788595025295.

FLAMPOURI, Stella; MCNAIR, Helen A.; DONOVAN, Ellen M.; EVANS, Philip M.; PARTRIDGE, Mike; VERHAEGEN, Frank; NUTTING, Christopher M.. Initial patient imaging with an optimised radiotherapy beam for portal imaging. **Radiotherapy And Oncology**, [S.L.], v. 76, n. 1, p. 63-71, jul. 2005. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radonc.2005.04.006>.

FU, Yabo; LEI, Yang; WANG, Tonghe; CURRAN, Walter J; LIU, Tian; YANG, Xiaofeng. Deep learning in medical image registration: a review. **Physics In Medicine & Biology**, [S.L.], v. 65, n. 20, p. 20-30, 22 out. 2020. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/ab843e>.

GUPTA, Tejpal; CHOPRA, Supriya; KADAM, Avinash; AGARWAL, Jai Prakash;

DEVI, P Reena; GHOSH-LASKAR, Sarbani; DINSHAW, Ketayun Ardesbir. Assessment of three-dimensional set-up errors in conventional head and neck radiotherapy using electronic portal imaging device. *Radiation Oncology*. [S. l.]: Springer Science and Business Media LLC, dez. 2007. DOI 10.1186/1748-717x-2-44. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1186/1748-717X-2-44>.

HANNA, Samir Abdallah; GOUVEIA, Andre Guimaraes; MORAES, Fabio Ynoe; ROSA, Arthur Accioly; VIANI, Gustavo Arruda; MASSUDA, Adriano. Lessons from the Brazilian radiotherapy expansion plan: a project database study. **The Lancet Regional Health - Americas**, [S.L.], v. 14, p. 100333, out. 2022. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.lana.2022.100333>.

HERMAN, Michael G.. Clinical Use of Electronic Portal Imaging. **Seminars In Radiation Oncology**, [S.L.], v. 15, n. 3, p. 157-167, jul. 2005. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.semradonc.2005.01.002>.

HILL, Derek L G; BATCHELOR, Philipp G; HOLDEN, Mark; HAWKES, David J. Medical image registration. **Physics In Medicine And Biology**, [S.L.], v. 46, n. 3, p. 1-45, 15 fev. 2001. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/46/3/201>.

IBANEZ, L.; NG, L.; GEE, J.; AYLWARD, S.. Registration patterns: the generic framework for image registration of the insight toolkit. **Proceedings Ieee International Symposium On Biomedical Imaging**, [S.L.], p. 345-348, jul. 2002. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/isbi.2002.1029264>.

JACOB, Frederico L. Alinhamento de Estruturas em Imagens Médicas: Estudo, Desenvolvimento e Aplicação. **Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica** - Faculdade do Porto. Portugal, p. 91. 2008.

KAUR, Inderjit; RAWAT, Sheh; AHLAWAT, Parveen; KAKRIA, Anjali; GUPTA, Gourav; SAXENA, Upasna; and MISHRA, Manindra. Dosimetric impact of setup errors in head and neck cancer patients treated by image-guided radiotherapy. **Journal Of Applied Clinical Medical Physics**, [S.L.], v. 41, n. 2, p. 144-148, 18 Apr. 2016. Wiley. <http://dx.doi.org/10.4103/0971-6203.181640>.

KLEIN, S.; STARING, M.; MURPHY, K.; VIERGEVER, M.A.; PLUIM, J.. Elastix: a toolbox for intensity-based medical image registration. **Ieee Transactions On Medical Imaging**, [S.L.], v. 29, n. 1, p. 196-205, jan. 2010. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/tmi.2009.2035616>.

KÜNZLER, Thomas; GREZDO, Jozef; BOGNER, Joachim; BIRKFELLNER, Wolfgang; GEORG, Dietmar. Registration of DRRs and portal images for verification of stereotactic body radiotherapy: a feasibility study in lung cancer treatment. **Physics In Medicine And Biology**, [S.L.], v. 52, n. 8, p. 2157-2170, 26 mar. 2007. IOP Publishing. <http://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/52/8/008>.

LOWEKAMP, Bradley C.; CHEN, David T.; IBÁÑEZ, Luis; BLEZEK, Daniel. The Design of SimpleITK. *Frontiers In Neuroinformatics*, [S.L.], v. 7, p. 1-14, 2013. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fninf.2013.00045>.

MAINTZ, J.B.Antoine; VIERGEVER, Max A.. A survey of medical image registration. **Medical Image Analysis**, [S.L.], v. 2, n. 1, p. 1-36, mar. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1361-8415\(01\)80026-8](http://dx.doi.org/10.1016/s1361-8415(01)80026-8).

MAINTZ, J.B.Antoine; VIERGEVER, Max A.. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, [S.L.], v. 2, n. 1, p. 1-36, mar. 1998. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s1361-8415\(01\)80026-8](http://dx.doi.org/10.1016/s1361-8415(01)80026-8).

MATPLOTLIB. Pyplot - Matplotlib 3.5.1 documentation. Disponível em: https://matplotlib.org/stable/api/pyplot_summary.html. Acesso em: 05 maio 2023.

MAYR, Nina A.; BORM, Kai J.; KALET, Alan M.; WOOTTON, Landon S.; CHADDERDON, Alexandra L.; COMBS, Stephanie E.; WANG, Waylene; CAO, Ning; LO, Simon S.; SANDISON, George A.. Reducing Cardiac Radiation Dose From Breast Cancer Radiation Therapy With Breath Hold Training and Cognitive Behavioral Therapy. **Topics In Magnetic Resonance Imaging**, [S.L.], v. 29, n. 3, p. 135-148, jun. 2020. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health). <http://dx.doi.org/10.1097/rmr.0000000000000241>.

MCCORMICK, Matthew; LIU, Xiaoxiao; JOMIER, Julien; MARION, Charles; IBANEZ, Luis. ITK: enabling reproducible research and open science. **Frontiers In Neuroinformatics**, [S.L.], v. 8, p. 1-11, 20 fev. 2014. Frontiers Media SA. <http://dx.doi.org/10.3389/fninf.2014.00013>.

MILLER, M. P. "Pydicom: Python package for DICOM file support". **Journal of Digital Imaging**, v. 26, n. 1, p. 15-23, Feb 2013. Springer. doi: 10.1007/s10278-012-9526-3.

NUMPY. Numpy User Guide. Disponível em: <https://numpy.org/doc/stable/user/index.html>. Acesso em: 05 maio 2023.

PEREZ, Fernando; GRANGER, Brian E.. IPython: a system for interactive scientific computing. **Computing In Science & Engineering**, [S.L.], v. 9, n. 3, p. 21-29, 2007. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE). <http://dx.doi.org/10.1109/mcse.2007.53>.

ROS, Renato Assenci. **Fusão de Imagens Médicas para Aplicação em Sistema de Planejamento de Tratamento em Radioterapia**. 2006. 140 f. Tese (Doutorado) - Curso de Ciências da Área de Tecnologia Nuclear, Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares, São Paulo, 2006. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/85/85131/tde-04062007-141250/publico/RenatoAssenciRos.pdf>. Acesso em: 17 fev. 2022.

SALVAJOLI, J.V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S.L. Radioterapia em Oncologia. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2013.

SimpleITK (ed.). **Fundamental Concepts**. 2023. Disponível em: <https://simpleitk.readthedocs.io/en/master/fundamentalConcepts.html#>. Acesso em: 19 jul. 2023.

SimpleITK (ed.). **SimpleITK Sphinx Documentation**. s.n. User Guide (version 2.2.0). Disponível em: <https://simpleitk.readthedocs.io/en/v2.2.0/index.html>. Acesso em: 11 ago. 2023.

SUTHERLAND, Kenneth; ISHIKAWA, Masayori; BENGUA, Gerard; ITO, Yoichi M.; MIYAMOTO, Yoshiko; SHIRATO, Hiroki. Detection of patient setup errors with a portal image - DRR registration software application. **Journal Of Applied Clinical**

Medical Physics, [S.L.], v. 12, n. 3, p. 2-15, 18 fev. 2011. Wiley.
<http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v12i3.3492>.

TENORIO, Goretti. O Brasil no mapa das startups de saúde mais promissoras: Elas representaram o país na maior feira de biotecnologia do planeta e miram o tratamento de doenças como câncer e diabetes.. *In*: Revista Veja. Veja Saúde. São Paulo, 5 set. 2021. Disponível em: <https://saude.abril.com.br/medicina/o-brasil-no-mapa-das-startups-de-saude-mais-promissoras/>. Acesso em: 12 jan. 2022.

THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGIST (RCR). On Target: Ensuring Geometric Accuracy in Radiotherapy. 2008. The Royal College of Radiologist, London.

TUKEY, J. W. Exploratory Data Analysis. **Addison-Wesley**, 1977.

VIEIRA, Bruno; DEMIRTAS, Derya; KAMER, Jeroen B. van de; HANS, Erwin W.; VAN HARTEN, Wim. Improving workflow control in radiotherapy using discrete-event simulation. **Bmc Medical Informatics And Decision Making**, [S.L.], v. 19, n. 1, p. 199-219, 24 out. 2019. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1186/s12911-019-0910-0>.

VOCABULÁRIO INTERNACIONAL DE METROLOGIA: conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012). Duque de Caxias, RJ: INMETRO, 2012. Disponível em: <[http:// www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/vim_2012.pdf](http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/vim_2012.pdf)>. Acesso em: 23 de ago. 2023.

WU, Jackson; HAYCOCKS, Tara; ALASTI, Hamideh; OTTEWELL, Geri; MIDDLEMISS, Nancy; ABDOLELL, Mohamed; WARDE, Padraig; TOI, Ants; CATTON, Charles. Positioning errors and prostate motion during conformal prostate radiotherapy using on-line isocentre set-up verification and implanted prostate markers. **Radiotherapy And Oncology**, [S.L.], v. 61, n. 2, p. 127-133, nov. 2001. Elsevier BV. [http://dx.doi.org/10.1016/s0167-8140\(01\)00452-2](http://dx.doi.org/10.1016/s0167-8140(01)00452-2).

XING, Lei; THORNDYKE, Brian; SCHREIBMANN, Eduard; YANG, Yong; LI, Tian-Fang; KIM, Gwe-Ya; LUXTON, Gary; KOONG, Albert. Overview of image-guided radiation therapy. **Medical Dosimetry**, [S.L.], v. 31, n. 2, p. 91-112, jun. 2006. Elsevier BV. <http://dx.doi.org/10.1016/j.meddos.2005.12.004>.

YAO, Shengyu; ZHANG, Yin; NIE, Ke; LIU, Bo; HAFETY, Bruce G.; OHRI, Nisha; YUE, Ning J.. Setup uncertainties and the optimal imaging schedule in the prone position whole breast radiotherapy. **Radiation Oncology**, [S.L.], v. 14, n. 1, p. 1-14, 9 maio 2019. Springer Science and Business Media LLC.
<http://dx.doi.org/10.1186/s13014-019-1282-4>.

YOO Terry S, et al. Engineering and Algorithm Design for an Image Processing API: A Technical Report on ITK – The Insight Toolkit. 2002. **In Proc. of Medicine Meets Virtual Reality**, J. Westwood, ed., IOS Press Amsterdam. pg 586-592.

ZHU, Yipeng; QIU, Shuyu; YAO, Yudong; TIAN, Jie. "SimpleITK image-analysis notebooks: a collaborative environment for education and reproducible research." **Journal of Digital Imaging**, v. 32, n. 2, p. 324-331, Apr 2019. Springer. doi: 10.1007/s10278-018-0158-1.

APÊNDICE A – Carta de aceite da instituição



LIGA CATARINENSE DE COMBATE AO CÂNCER

Declaração

Florianópolis, 08 de julho de 2021

Ao INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA

Eu, Dr. Emani Lange de S. Thiago, abaixo assinado, responsável pela Liga Catarinense de Combate ao Câncer e pela Clínica Radioterapia São Sebastião, autorizo a realização do projeto de pesquisa intitulado: DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO DE UM ALGORITMO DE FUSÃO DE IMAGENS PARA OS TRATAMENTOS DE TELETAPIA, desenvolvido pela mestrando Pedro Argôlo Piedade, sob orientação da Professora Charlene Silva e coorientação da Professora Gerusa Ribeiro, na clínica da Radioterapia São Sebastião em Florianópolis e Lages. Fui informado sobre as características e objetivos da pesquisa, bem como das atividades que serão realizadas na instituição a qual represento.

Declaro ainda que esta instituição está ciente de suas corresponsabilidades como instituição coparticipante da pesquisa.

Atenciosamente,

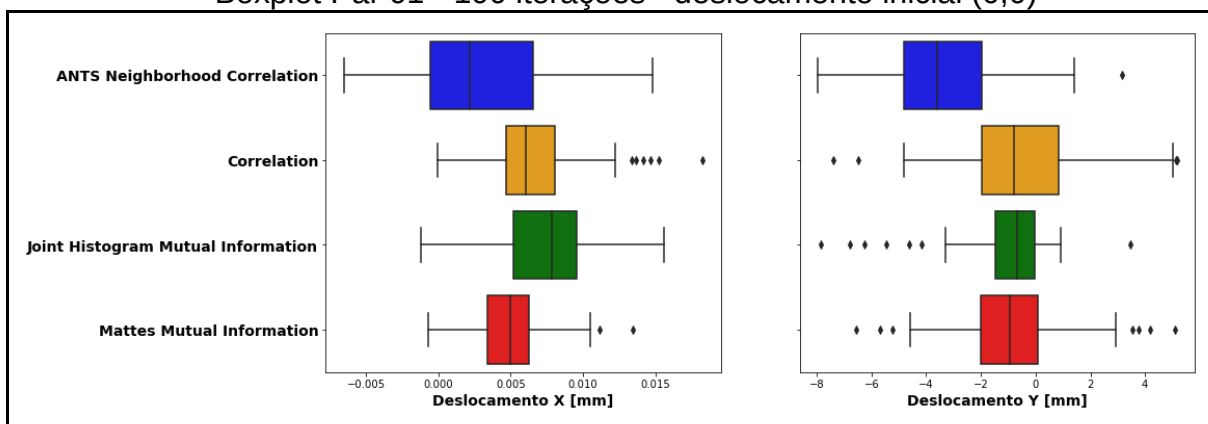
Dr. Emani Lange de S. Thiago
Presidente da LCCA
Liga Catarinense de Combate ao Câncer
CNPJ: 008.359.949-03 - CEM-SC 919

Dr. Emani Lange de S. Thiago
Diretora Presidente da LCCA
Liga Catarinense de Combate ao Câncer

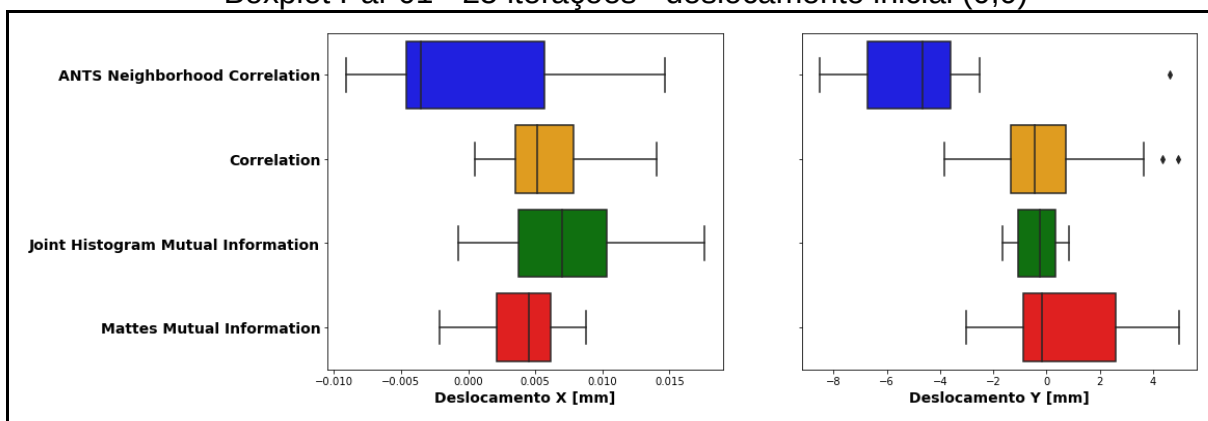
Rua Bocaiuva, 72 - Largo São Sebastião - Centro - CEP 88.015-530 - Caixa Postal 1431
CEP 88010-970 - Fone/fax (48) 3222-7316 e 3222-7966 - E-mail: ligccc@terra.com.br
CNPJ: 80.671.068 / 0001 - 31
FLORIANÓPOLIS - SANTA CATARINA

APÊNDICE B – Análise dos registro dos pares de imagem

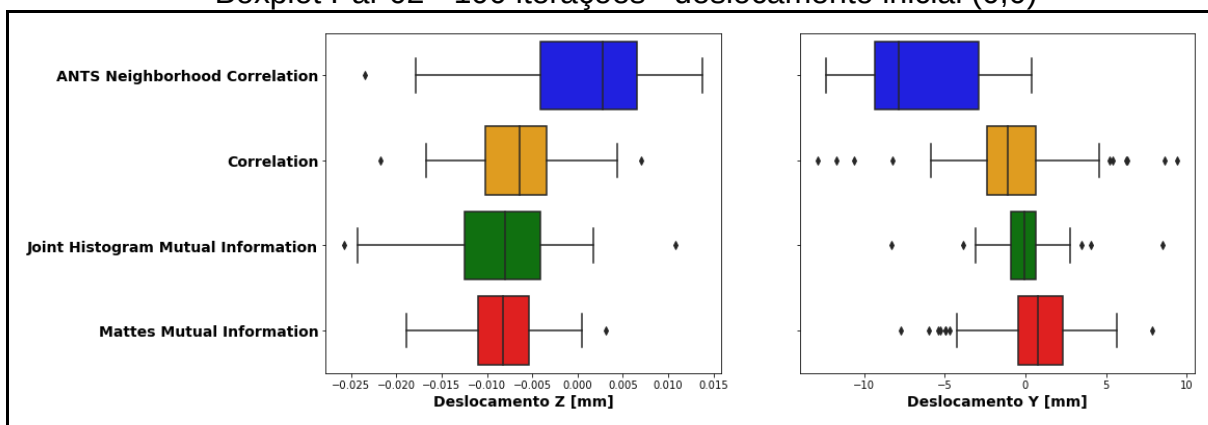
Boxplot Par 01 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



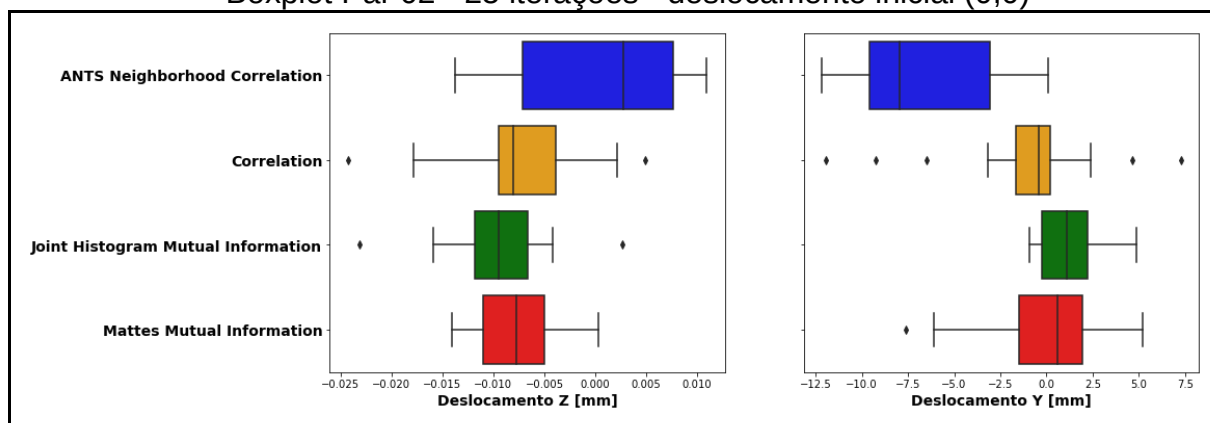
Boxplot Par 01 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



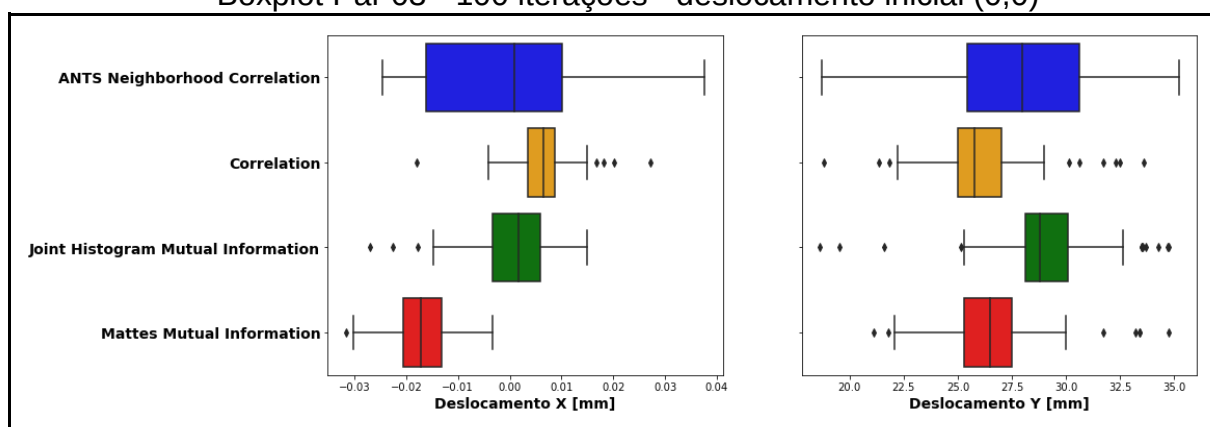
Boxplot Par 02 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



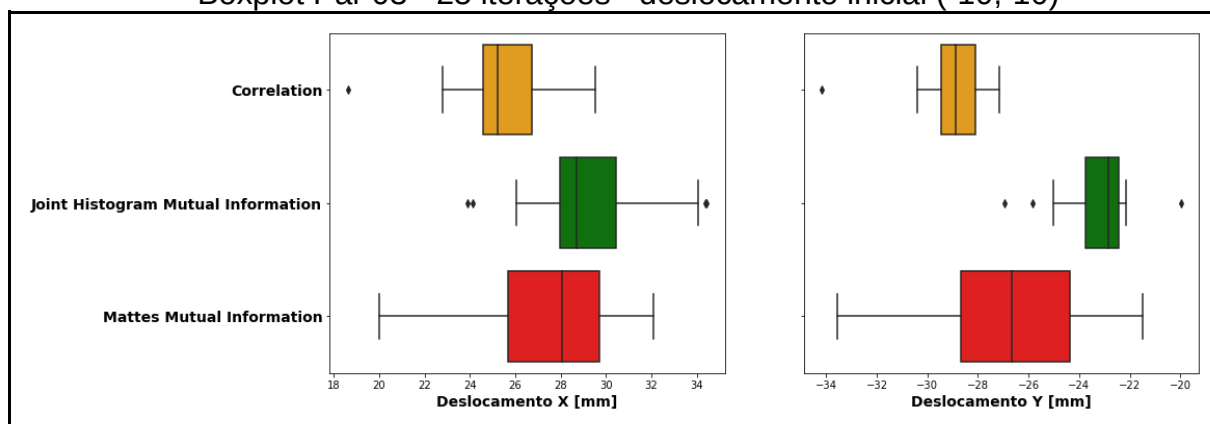
Boxplot Par 02 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



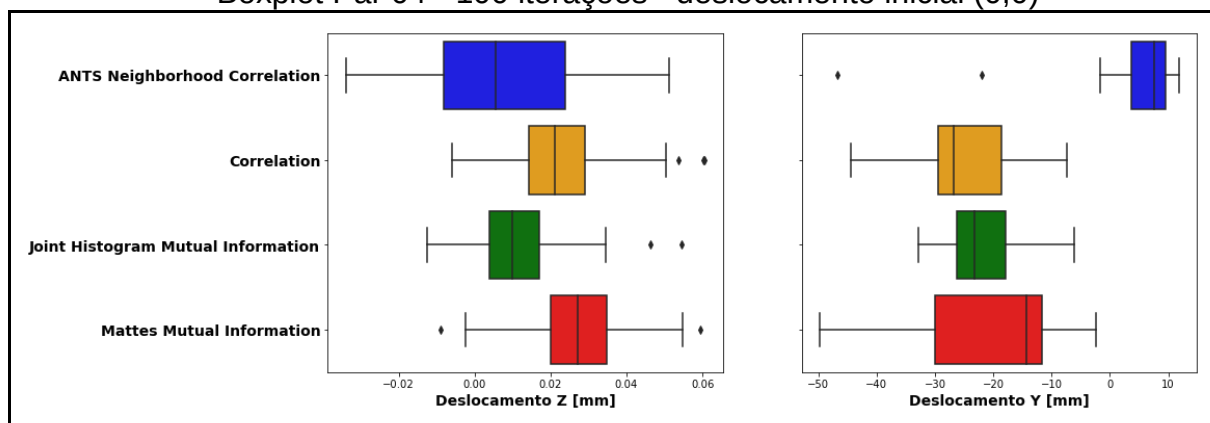
Boxplot Par 03 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



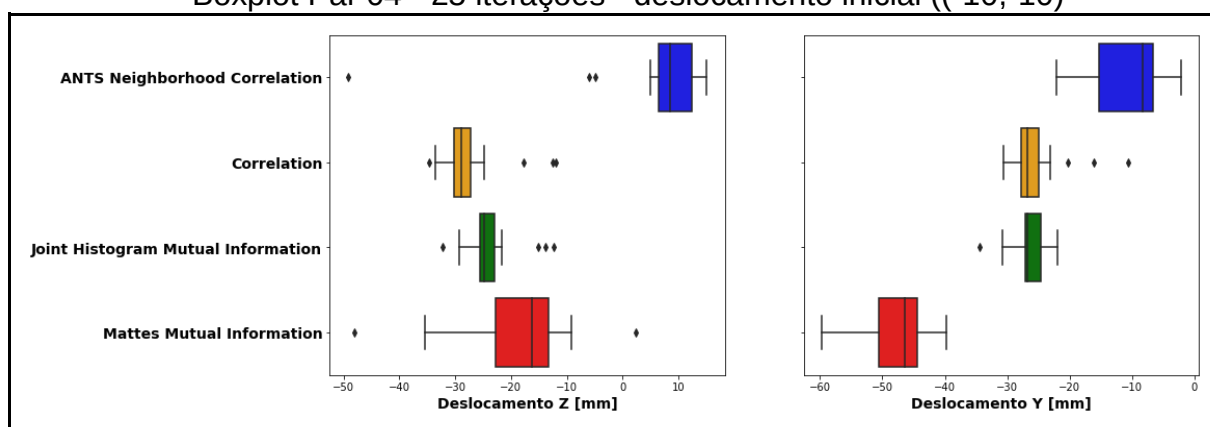
Boxplot Par 03 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



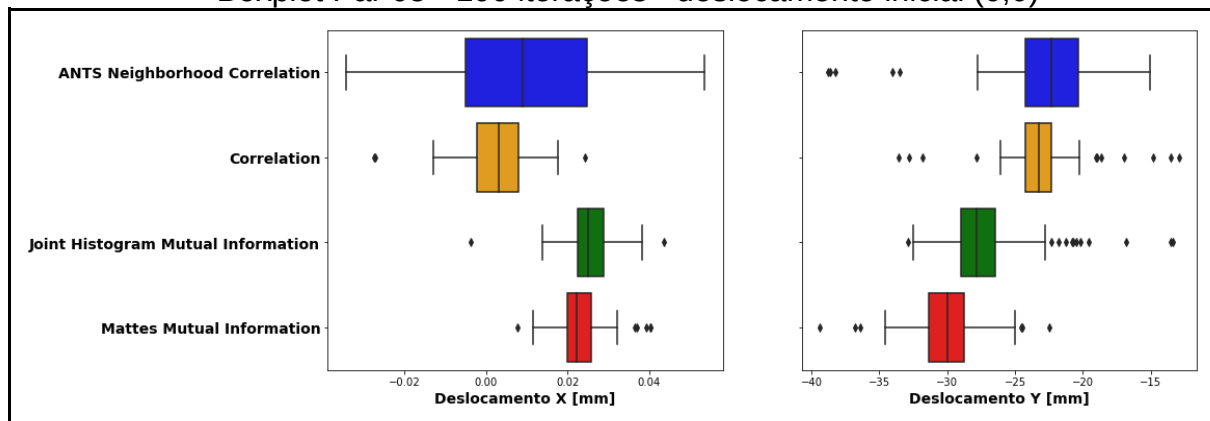
Boxplot Par 04 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



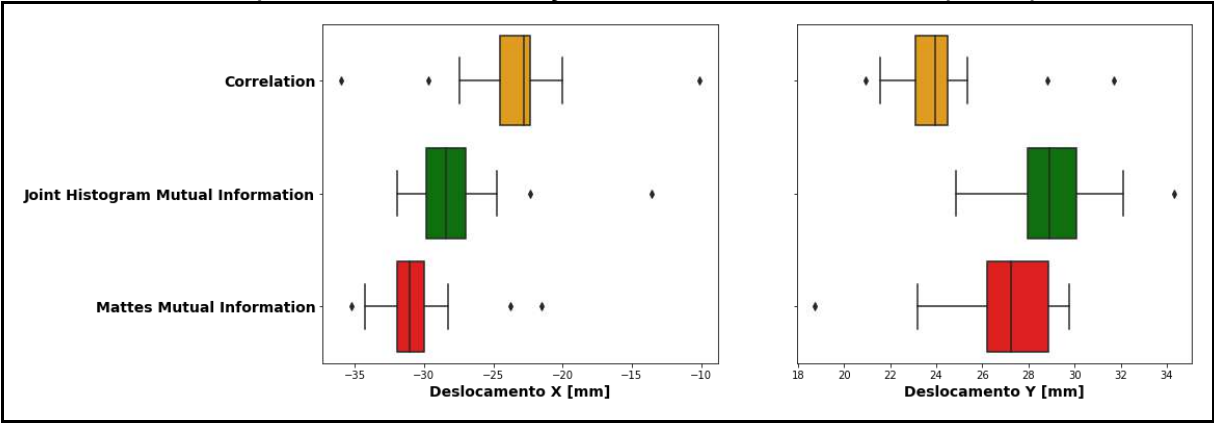
Boxplot Par 04 - 25 iterações - deslocamento inicial ((-10,-10))



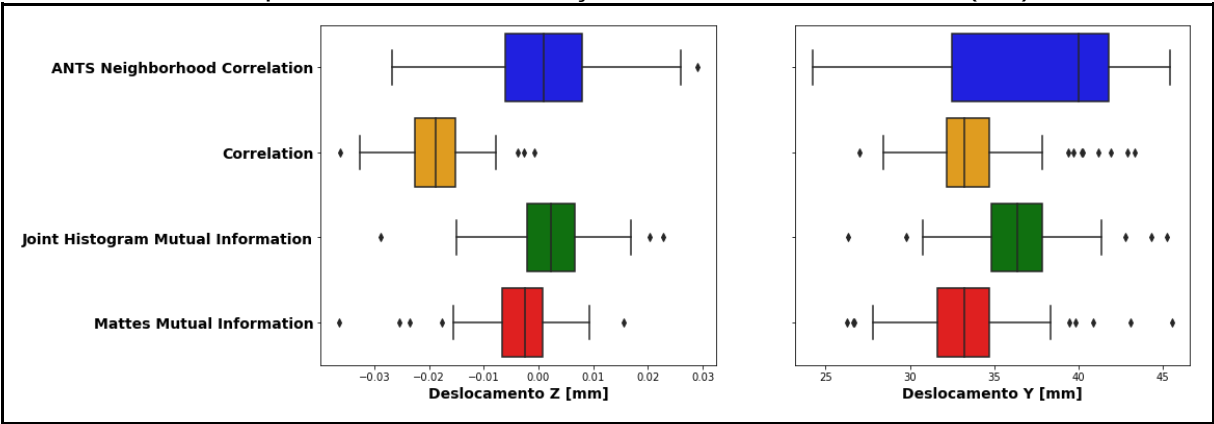
Boxplot Par 05 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



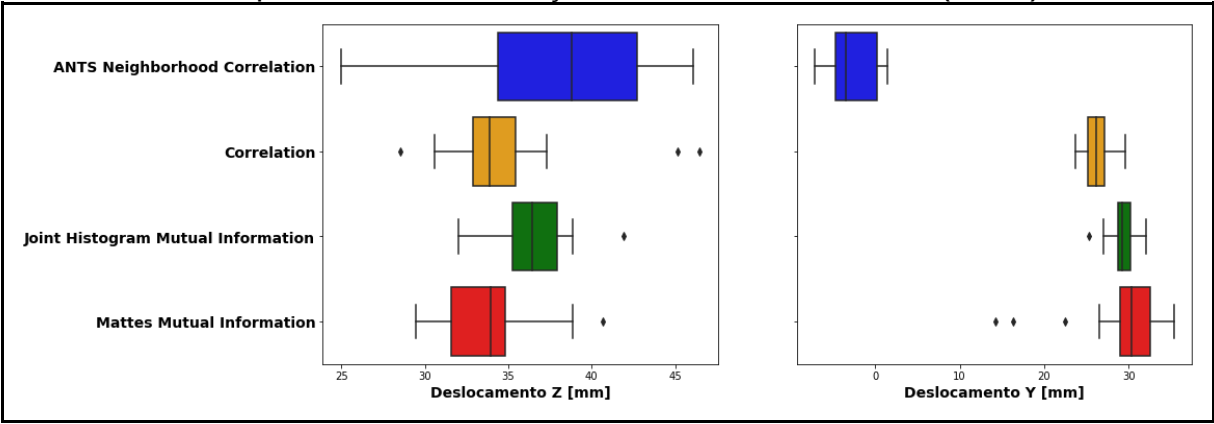
Boxplot Par 05 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



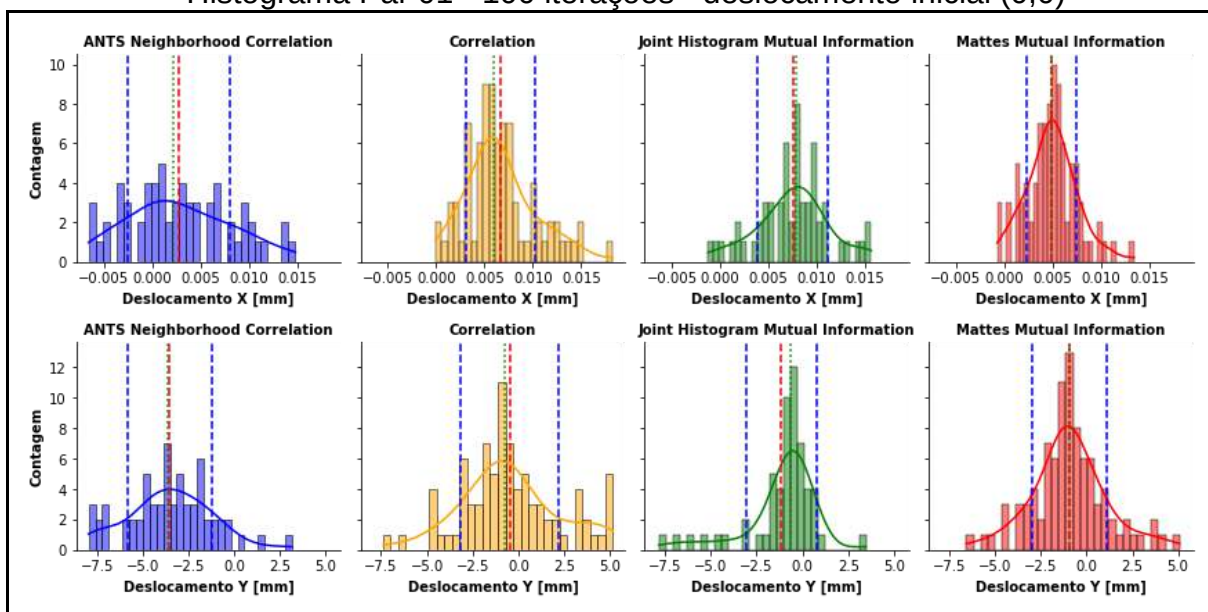
Boxplot Par 06 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



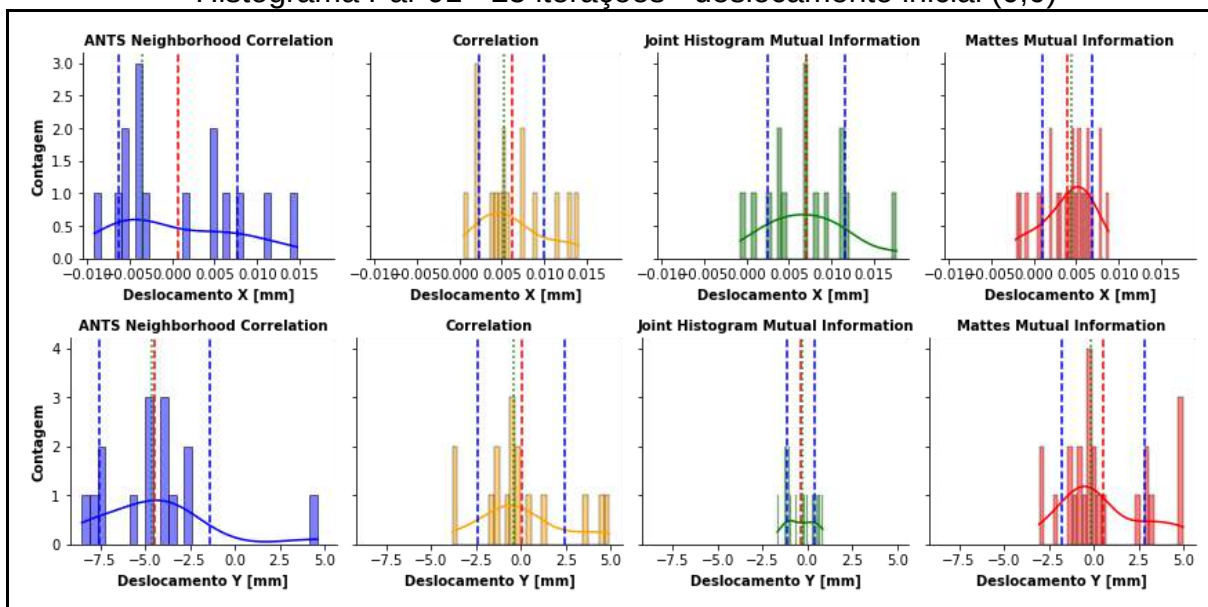
Boxplot Par 06 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



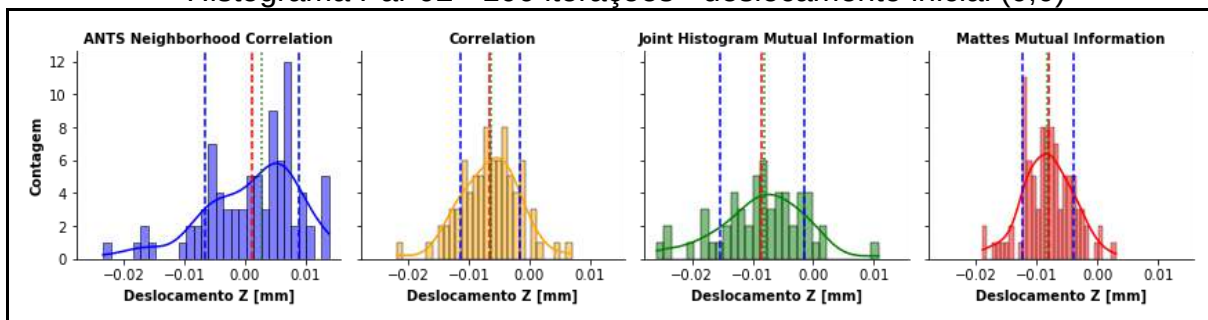
Histograma Par 01 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)

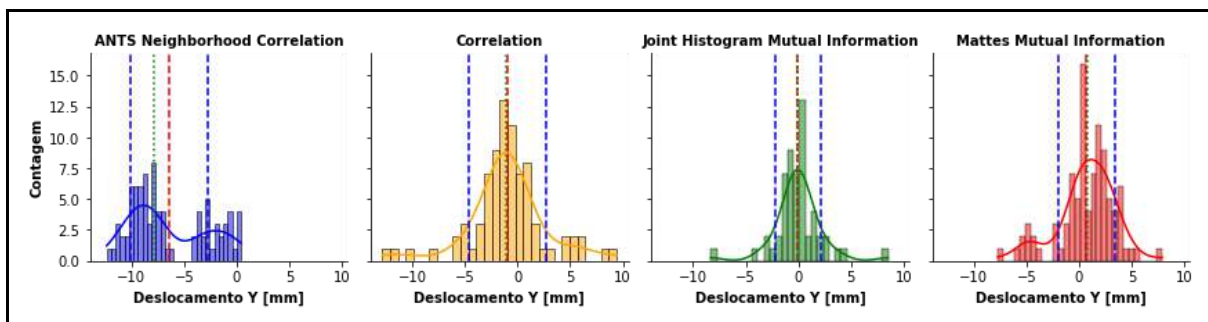


Histograma Par 01 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)

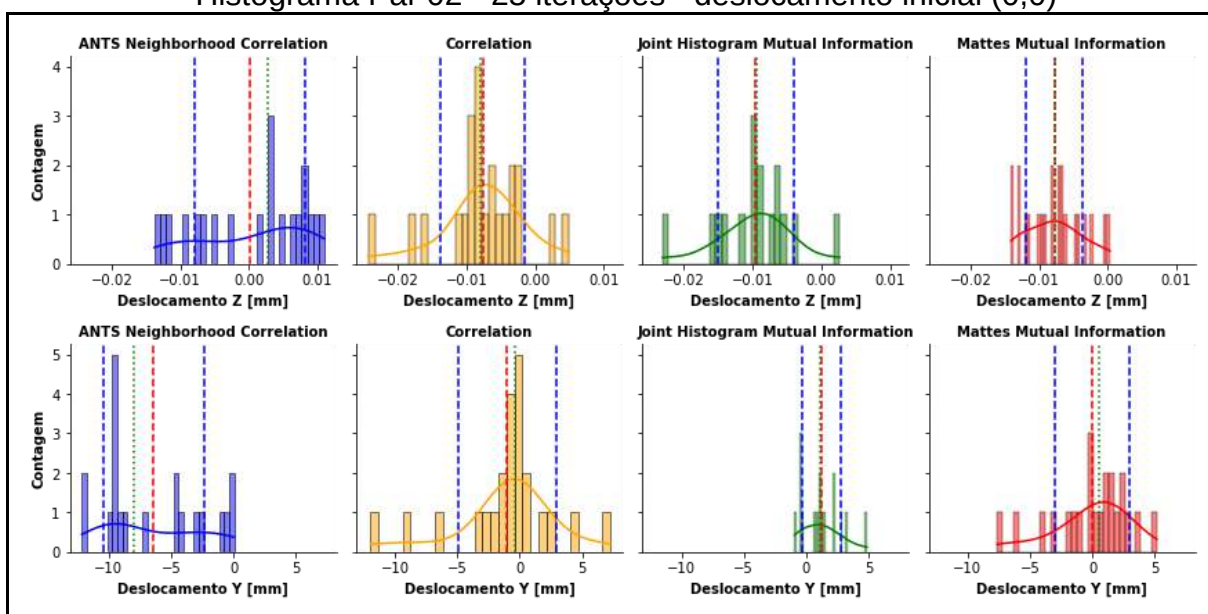


Histograma Par 02 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)

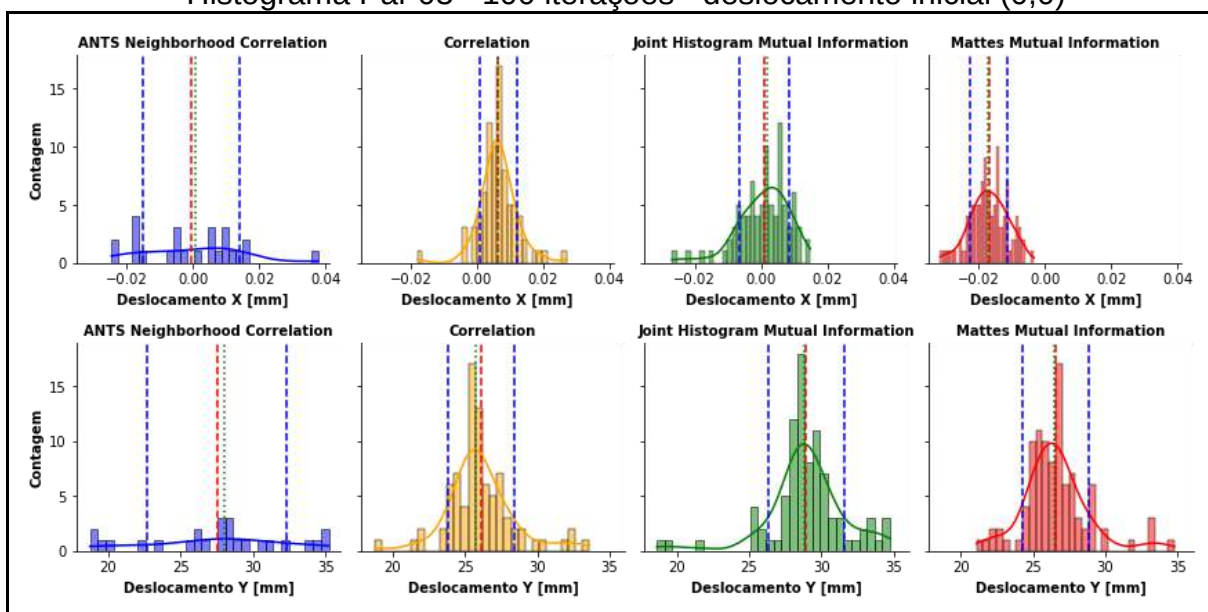




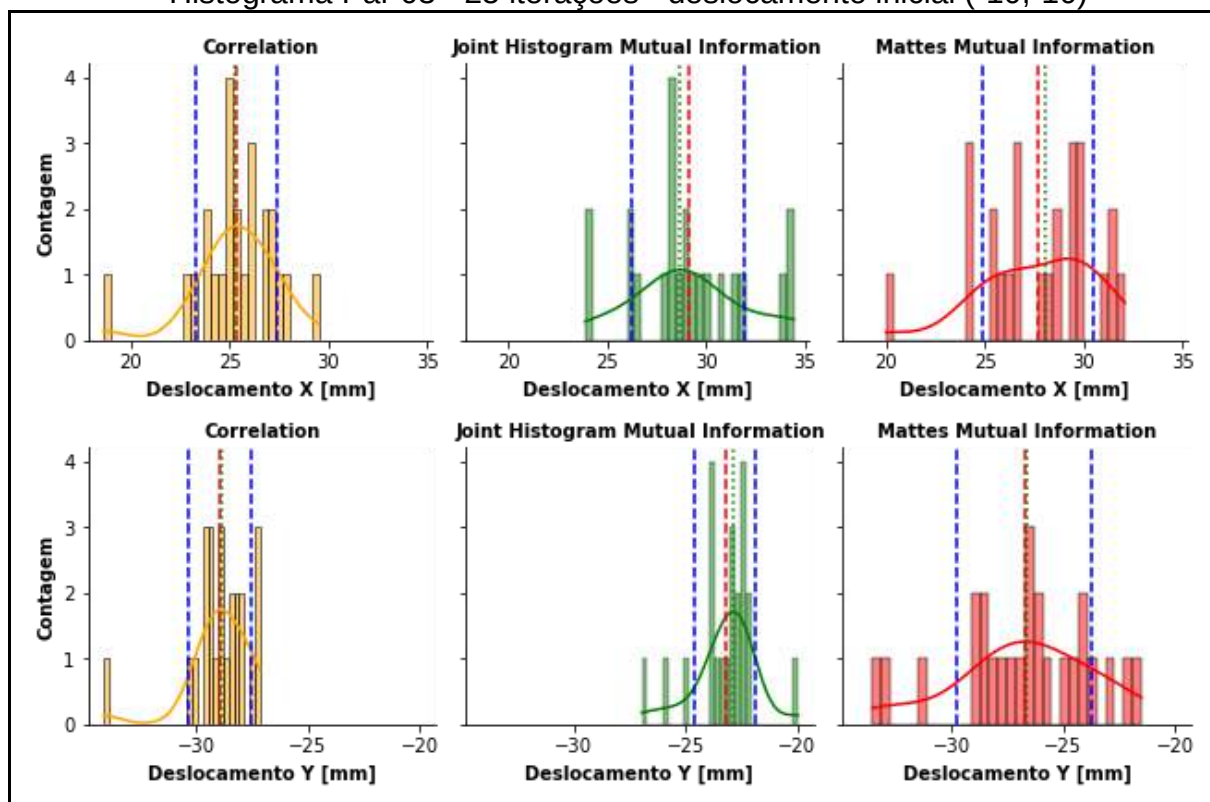
Histograma Par 02 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



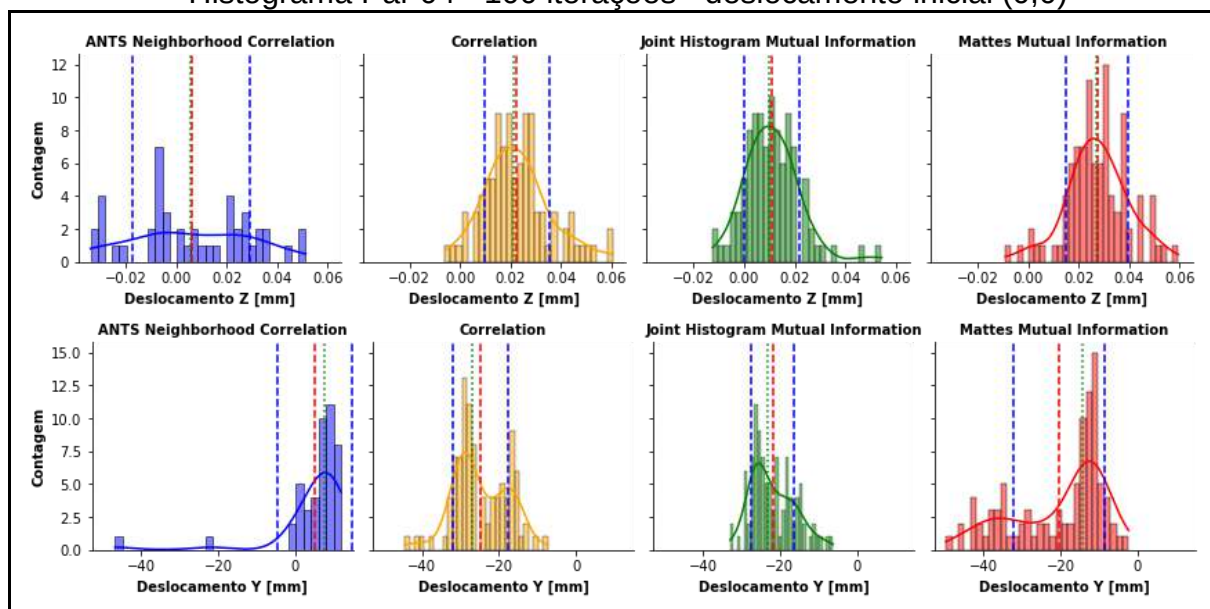
Histograma Par 03 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



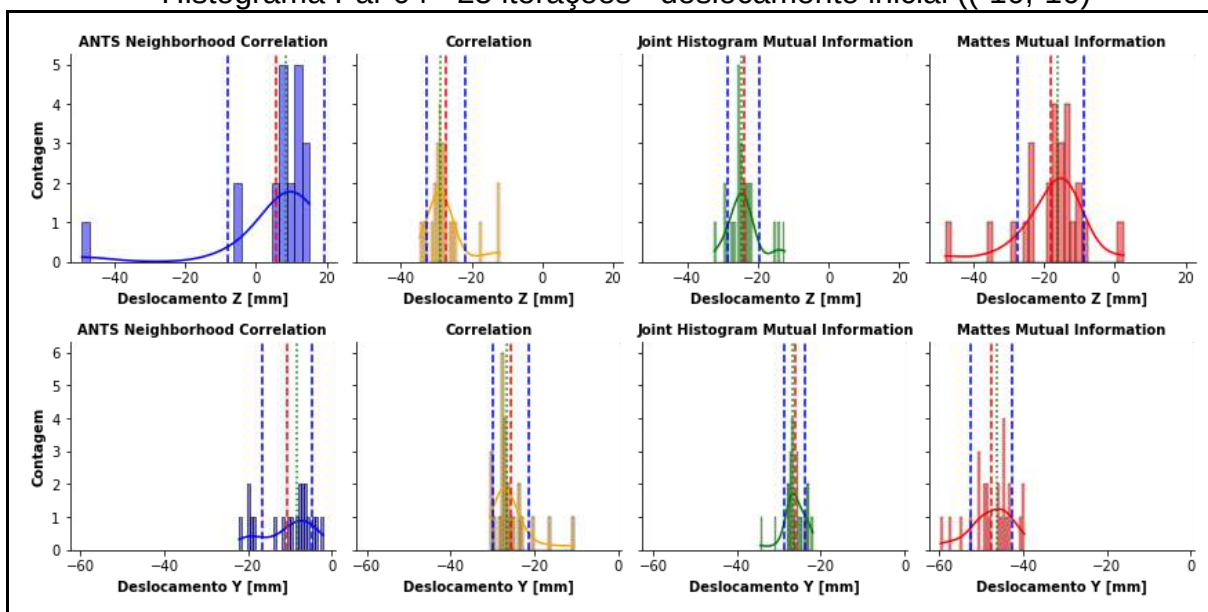
Histograma Par 03 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



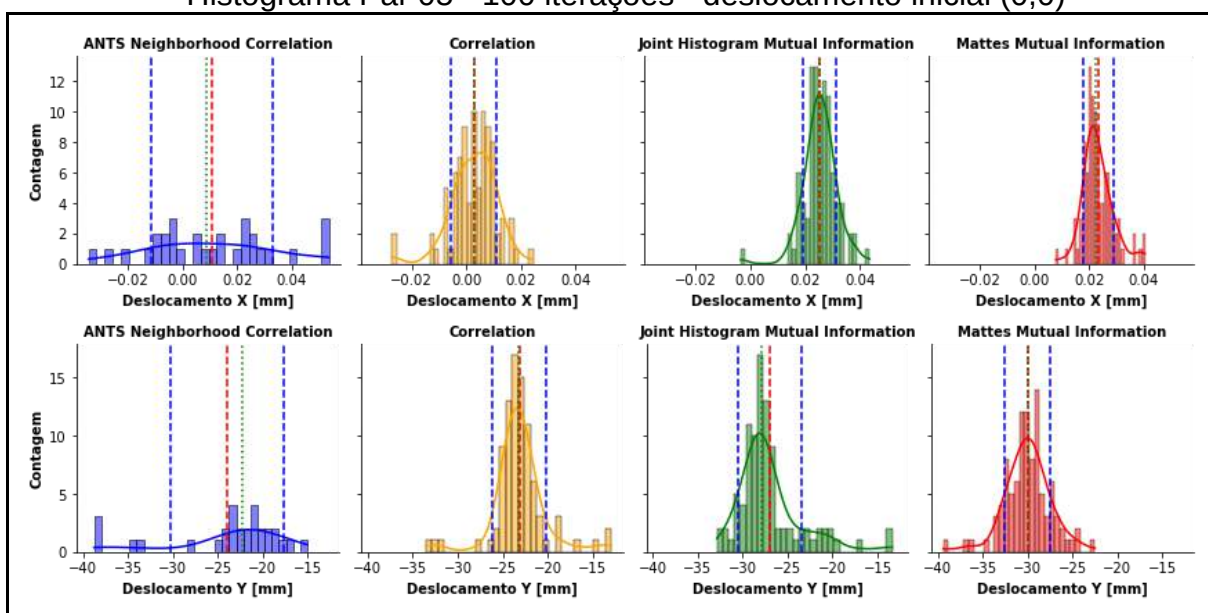
Histograma Par 04 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



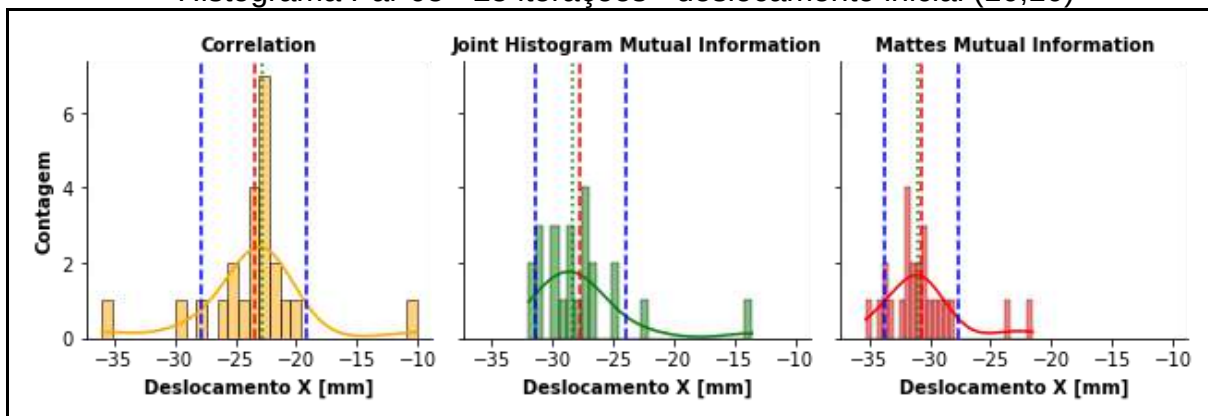
Histograma Par 04 - 25 iterações - deslocamento inicial ((-10,-10))

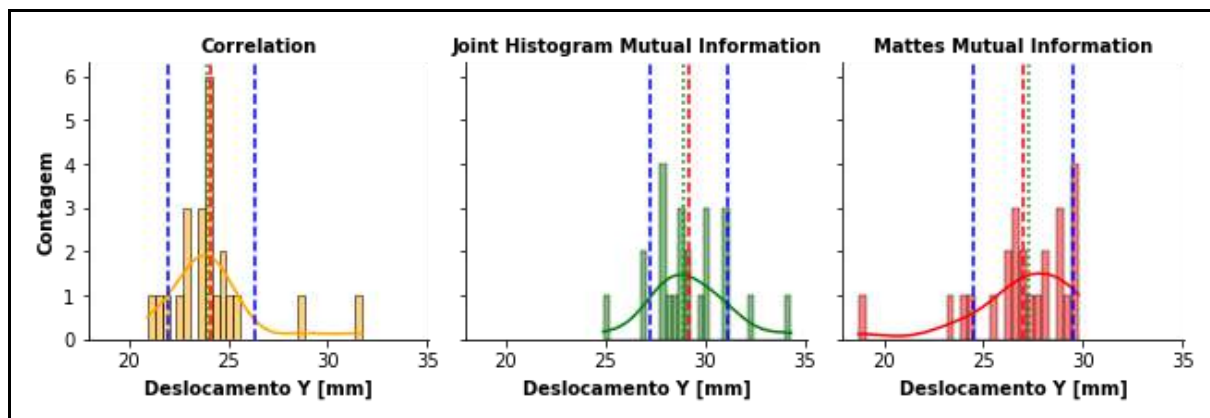


Histograma Par 05 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)

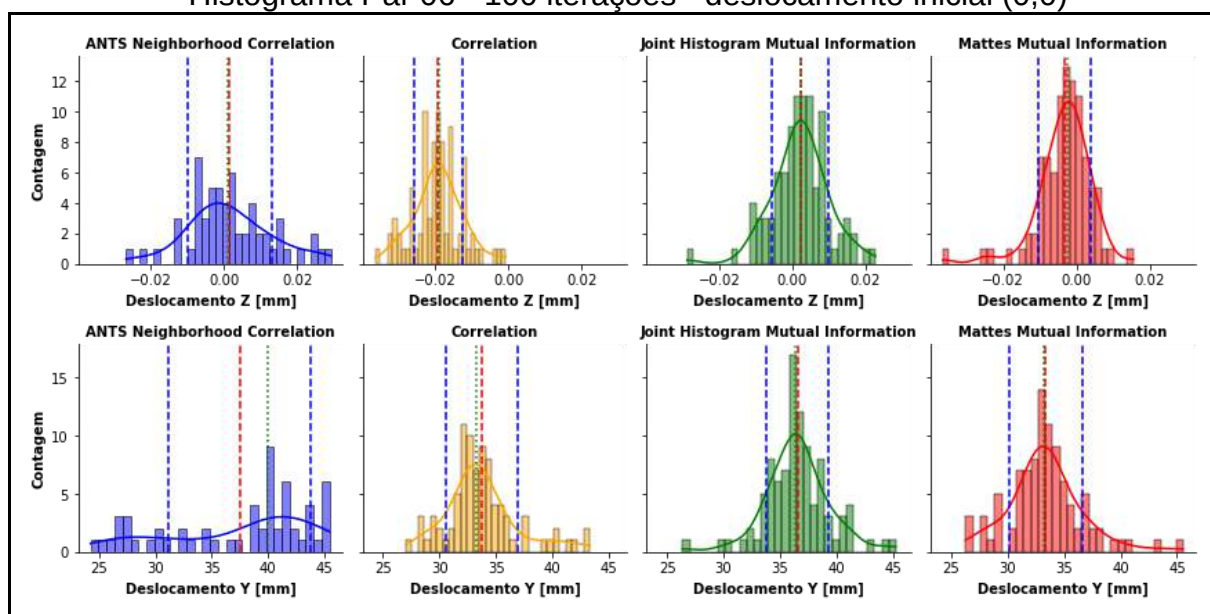


Histograma Par 05 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)

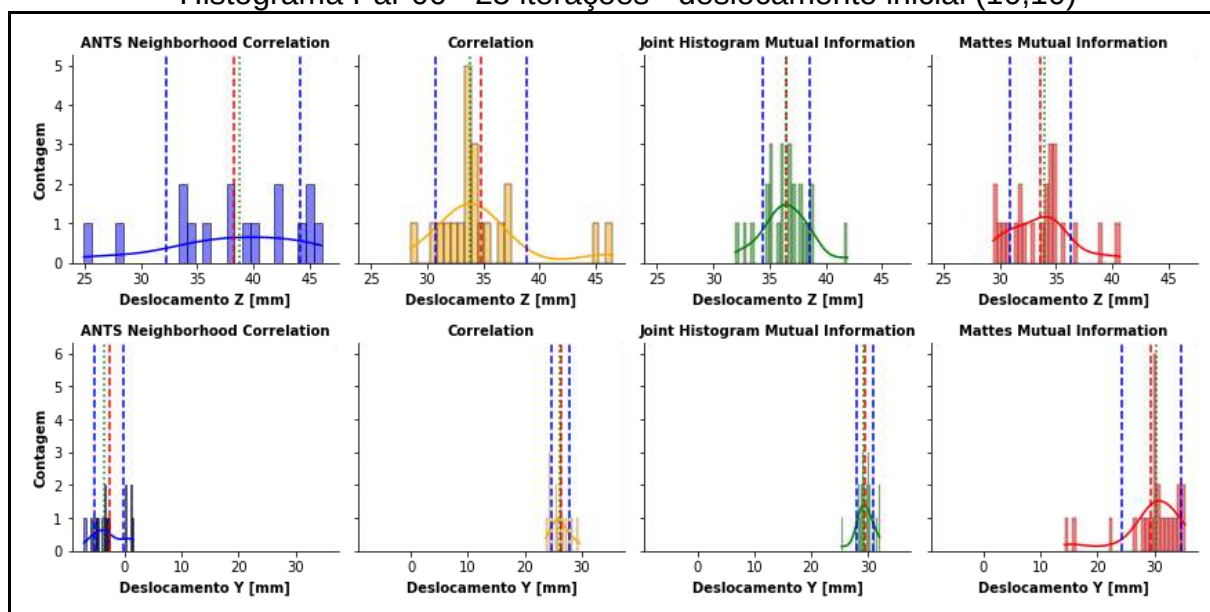




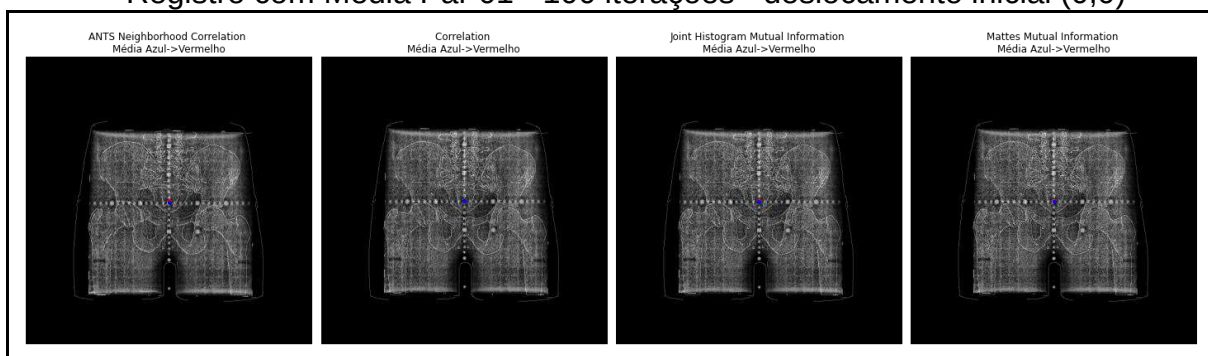
Histograma Par 06 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



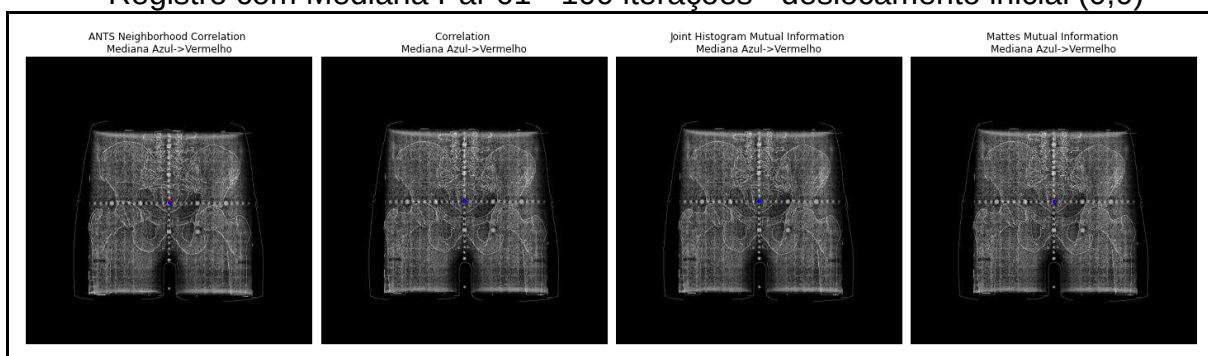
Histograma Par 06 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



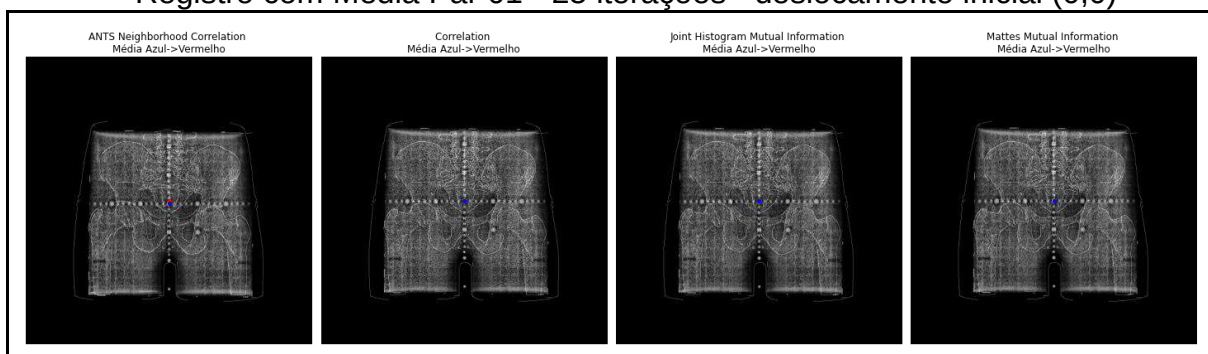
Registro com Media Par 01 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



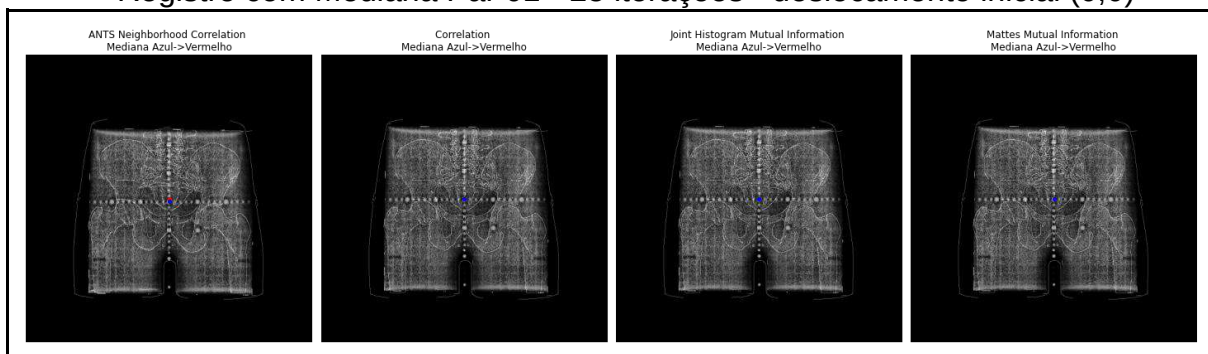
Registro com Mediana Par 01 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



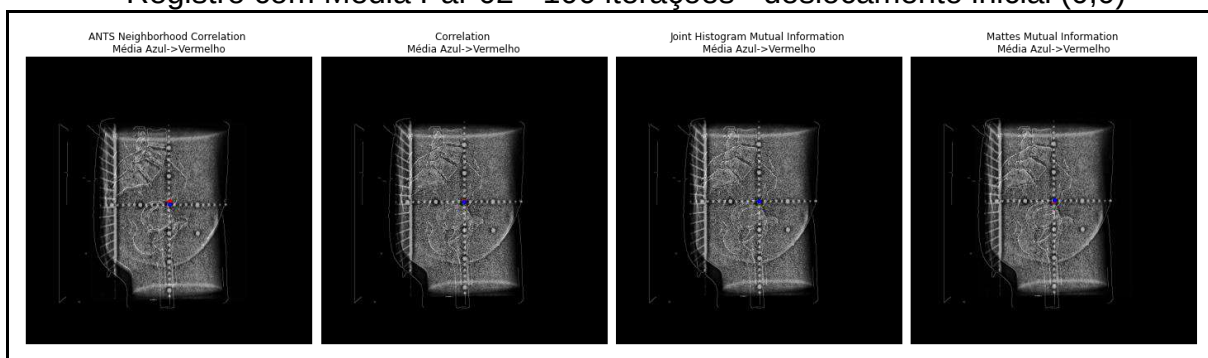
Registro com Media Par 01 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



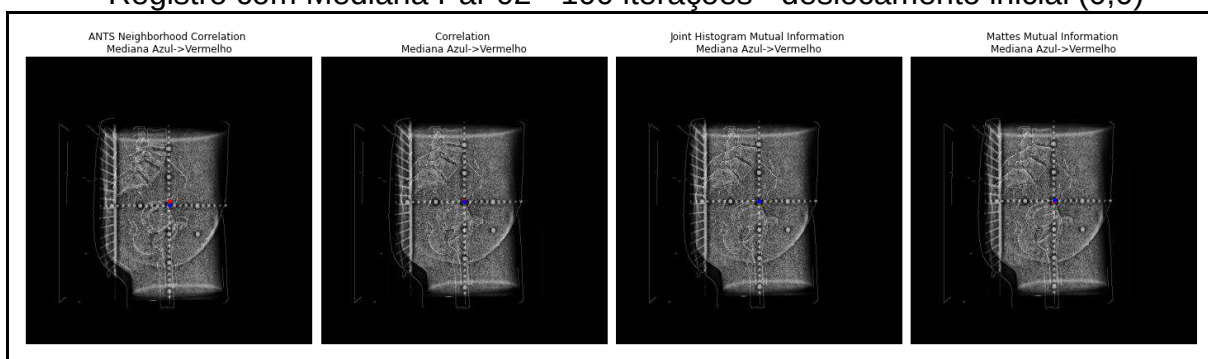
Registro com Mediana Par 01 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



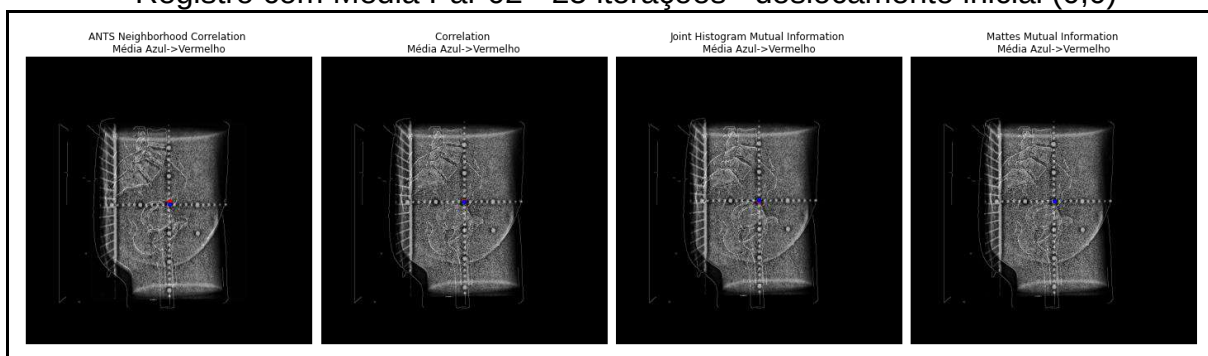
Registro com Media Par 02 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



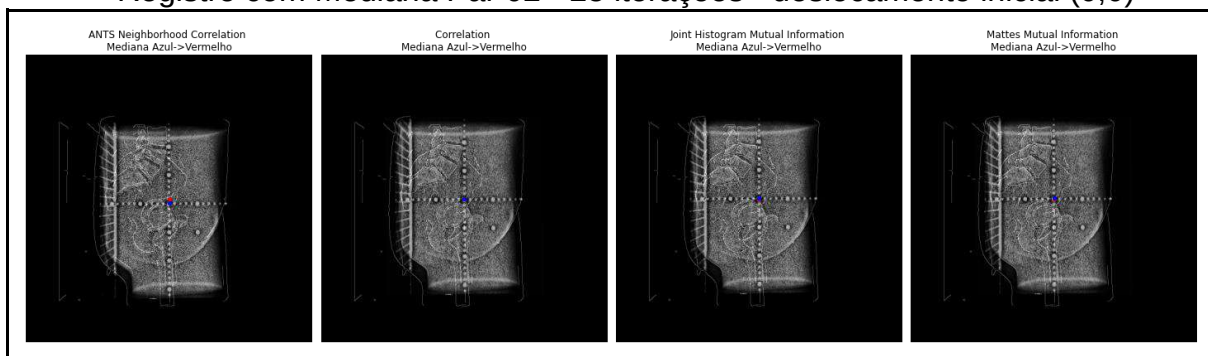
Registro com Mediana Par 02 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



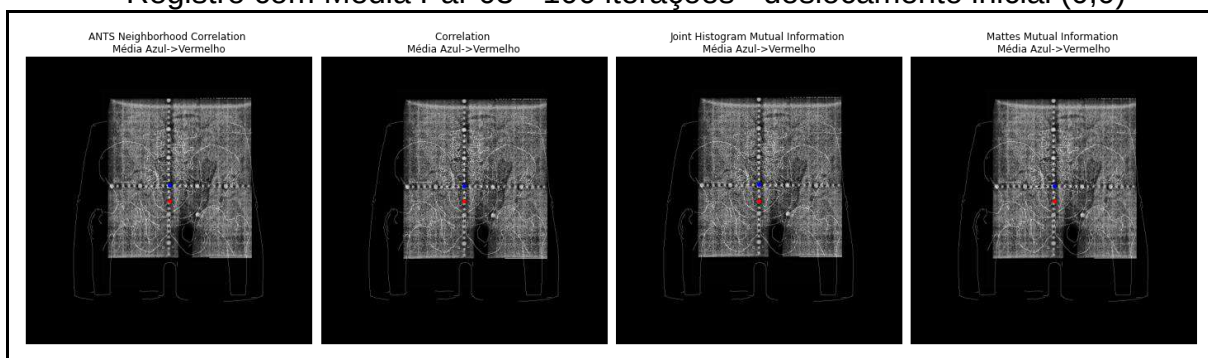
Registro com Media Par 02 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



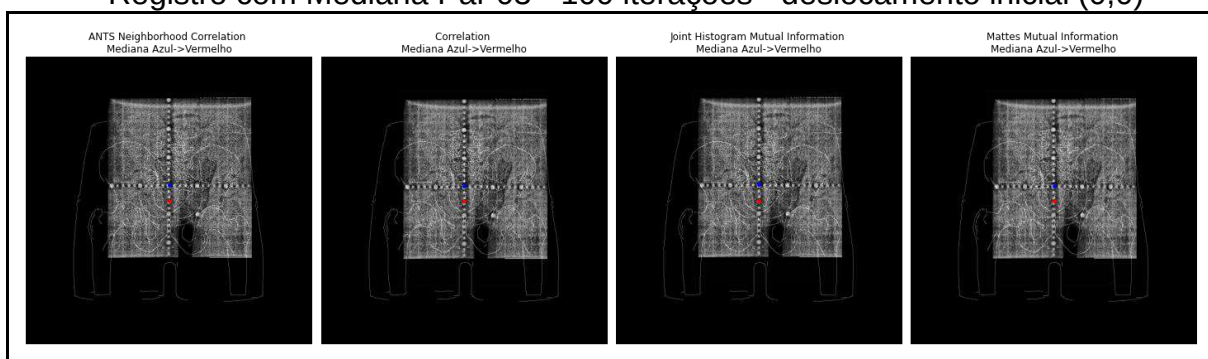
Registro com Mediana Par 02 - 25 iterações - deslocamento inicial (0,0)



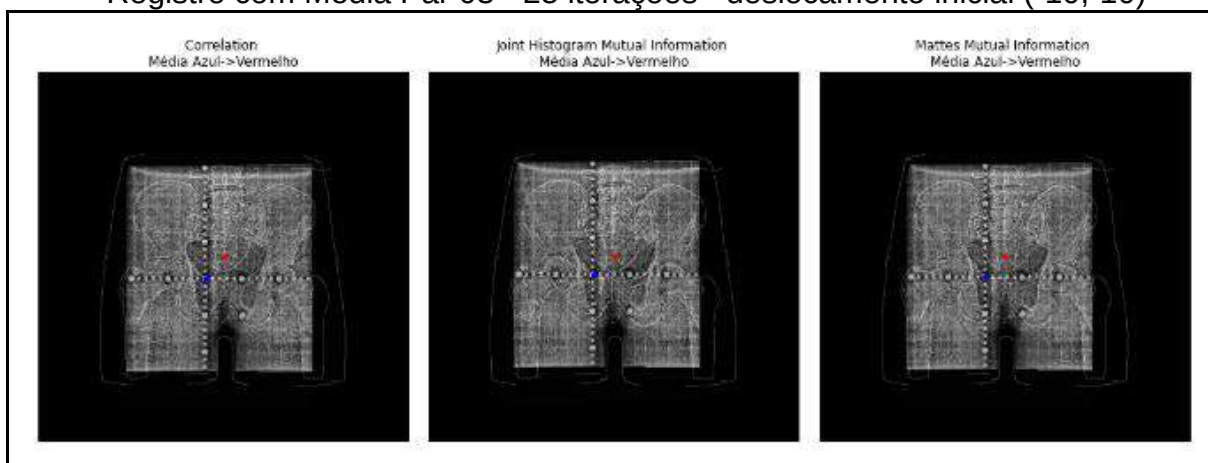
Registro com Media Par 03 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



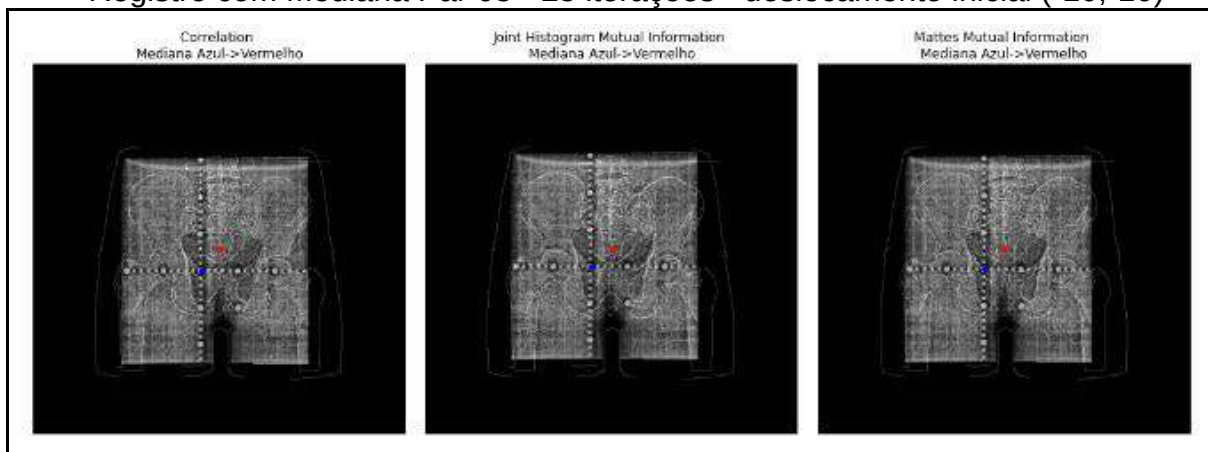
Registro com Mediana Par 03 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



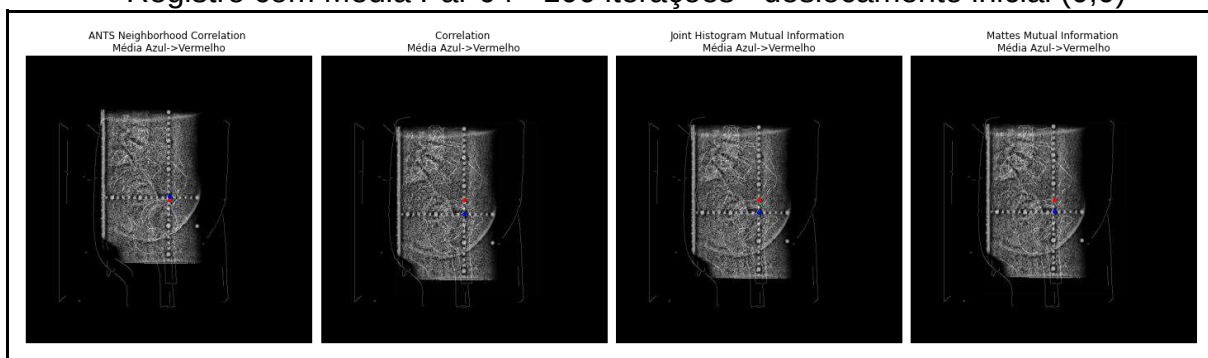
Registro com Media Par 03 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



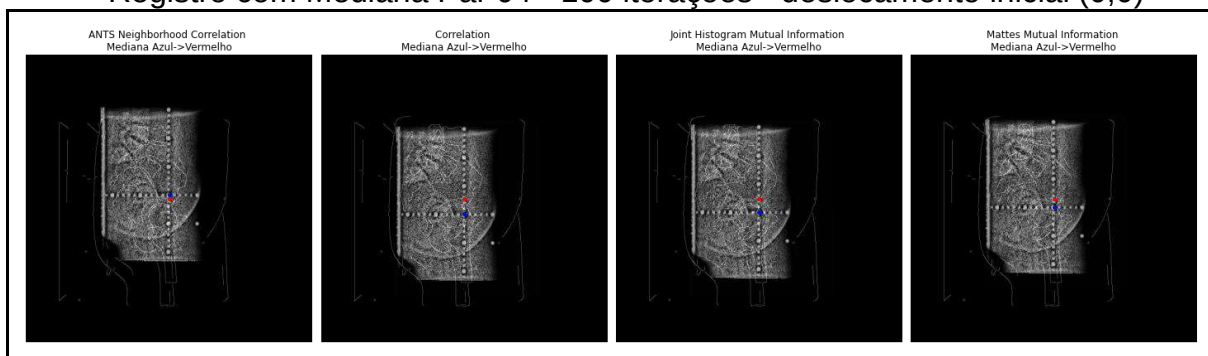
Registro com Mediana Par 03 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



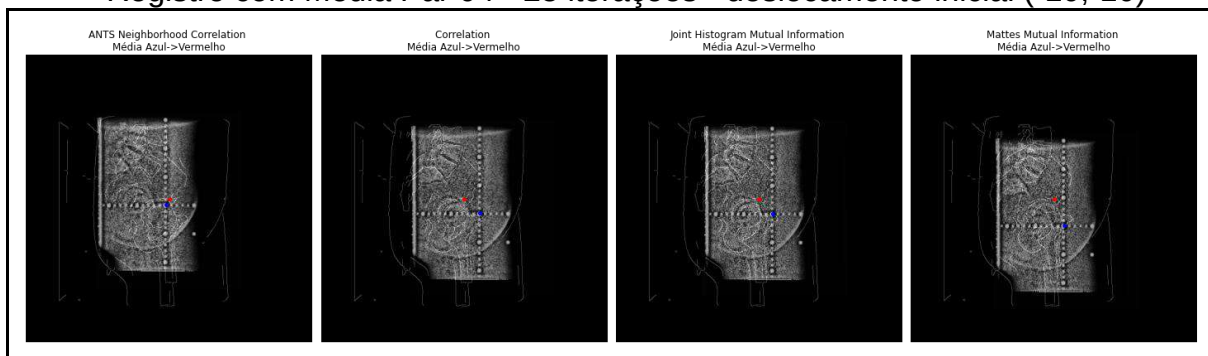
Registro com Media Par 04 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



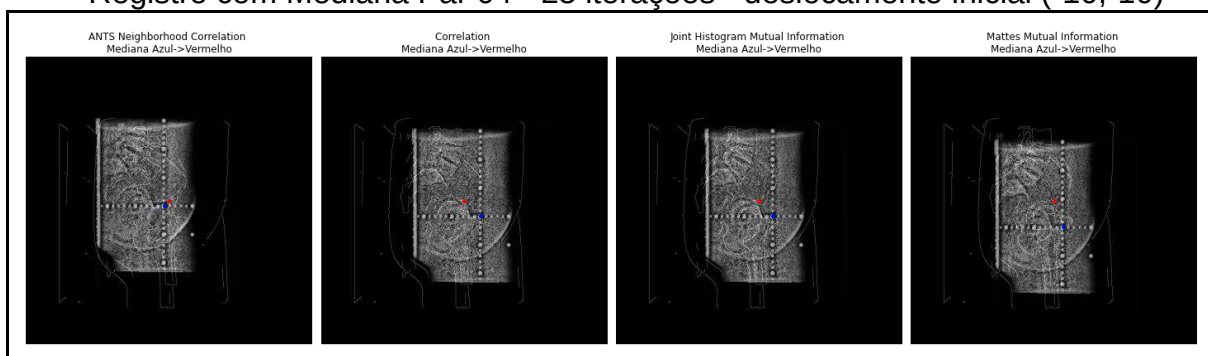
Registro com Mediana Par 04 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



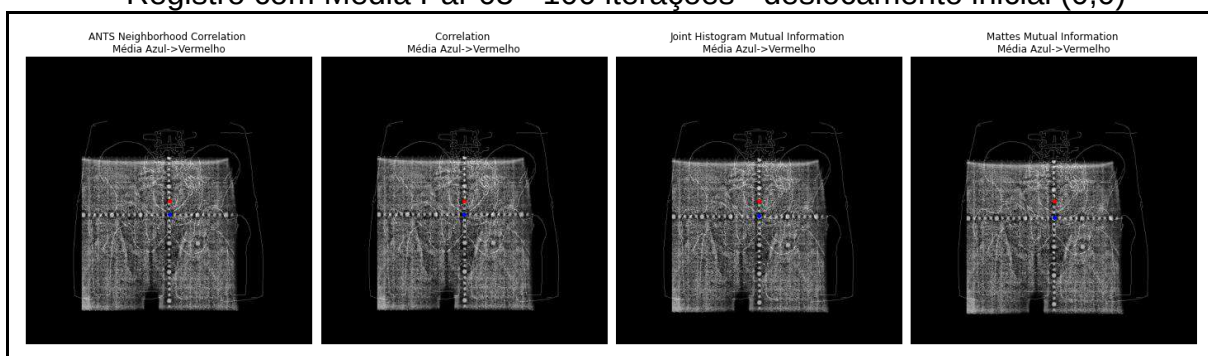
Registro com Media Par 04 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



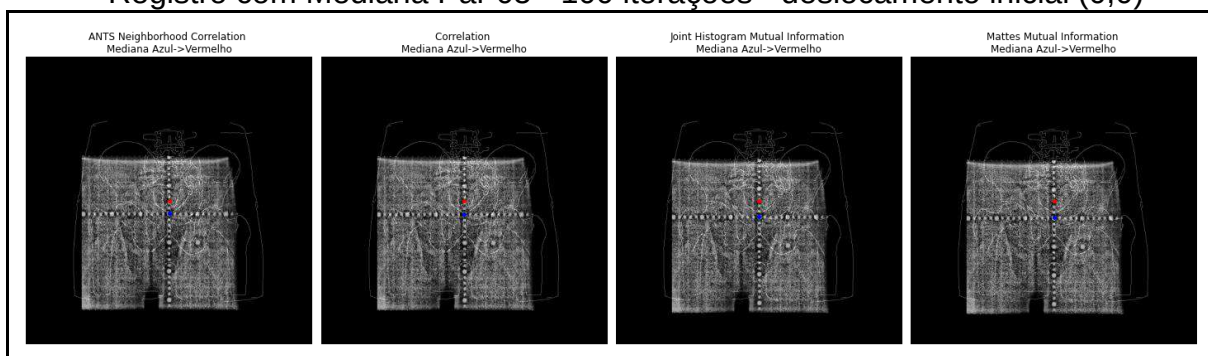
Registro com Mediana Par 04 - 25 iterações - deslocamento inicial (-10,-10)



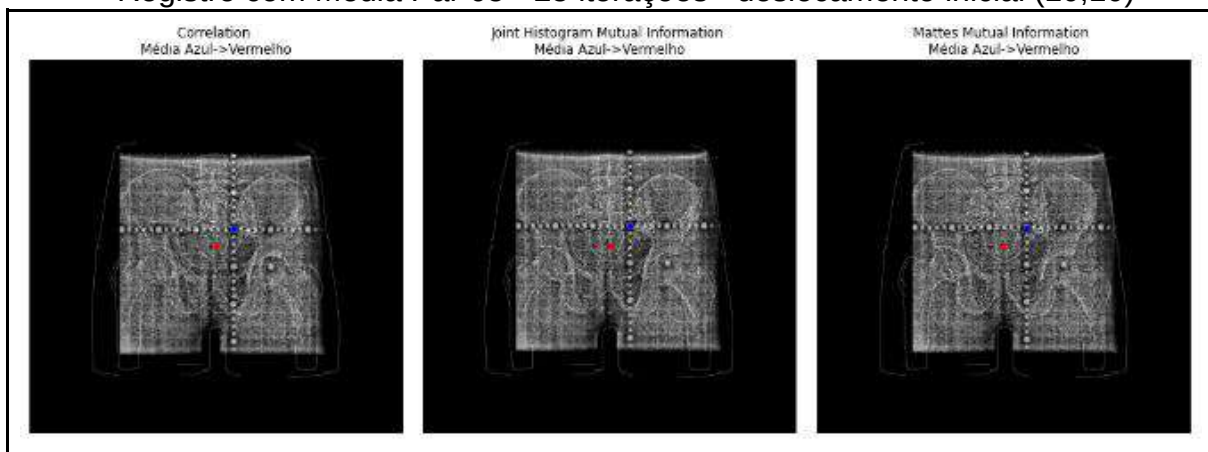
Registro com Media Par 05 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



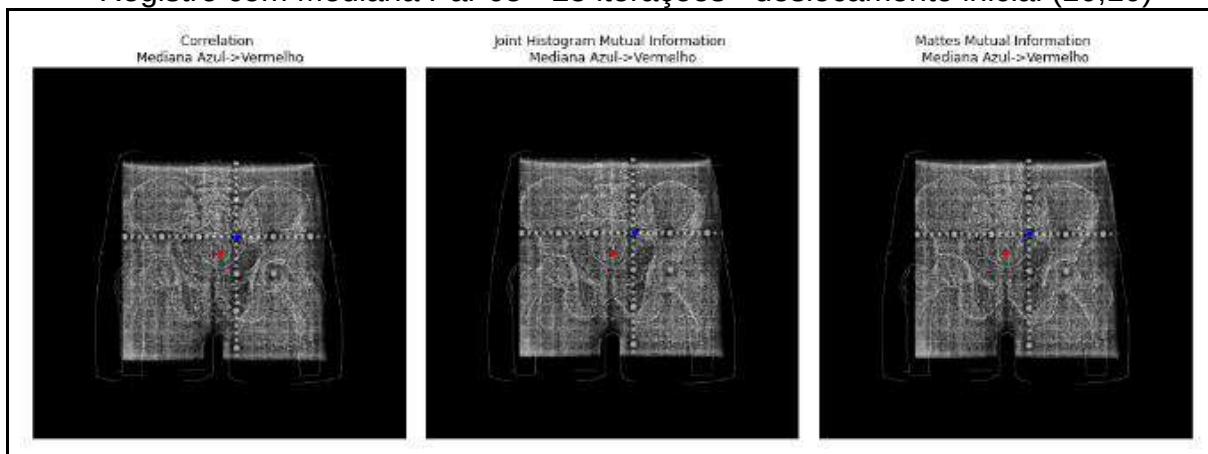
Registro com Mediana Par 05 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



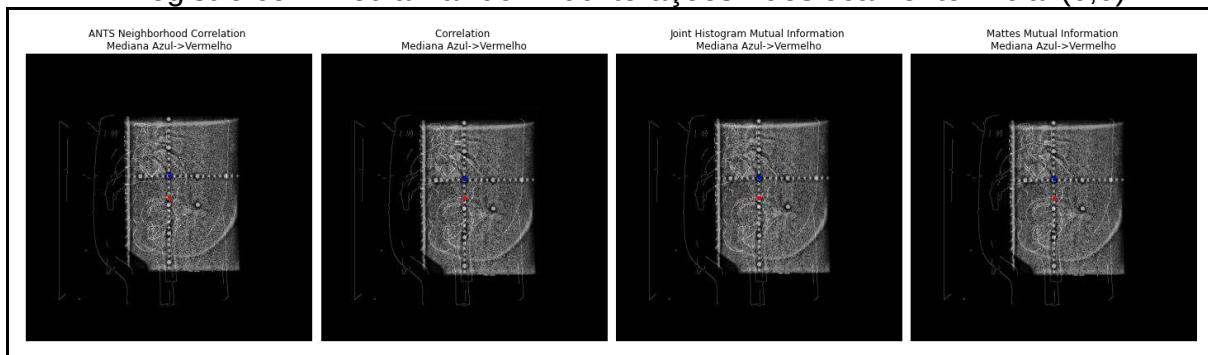
Registro com Media Par 05 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



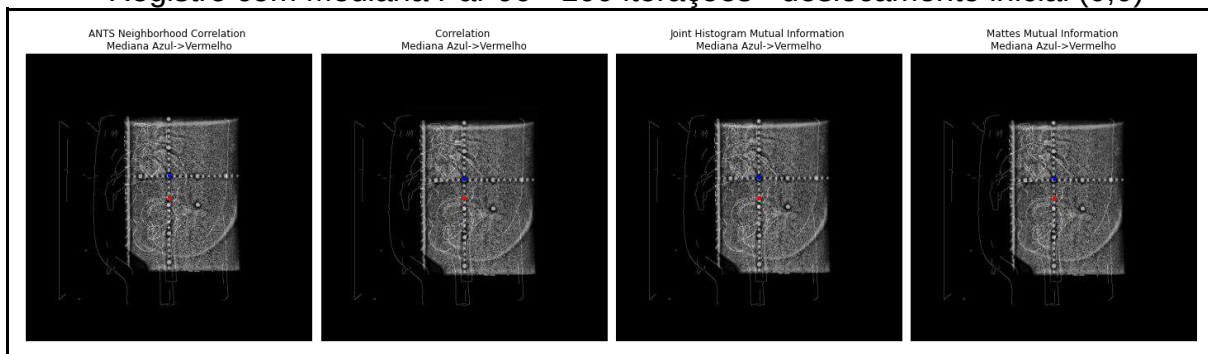
Registro com Mediana Par 05 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



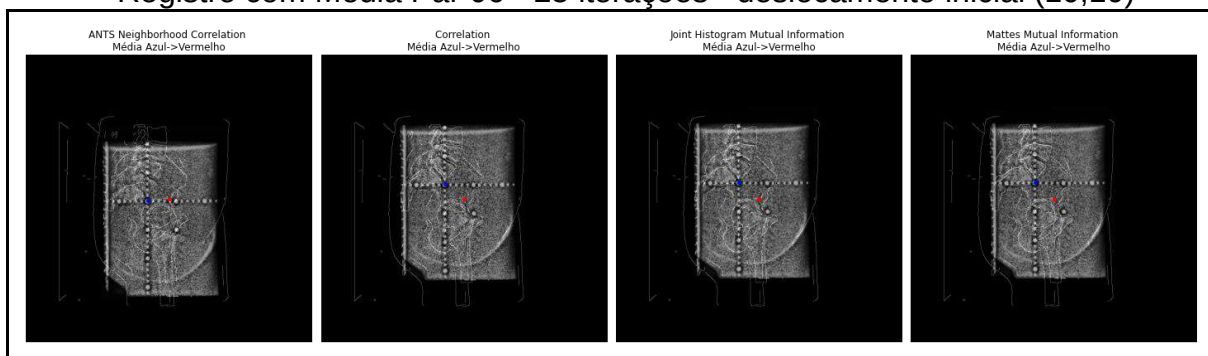
Registro com Media Par 06 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



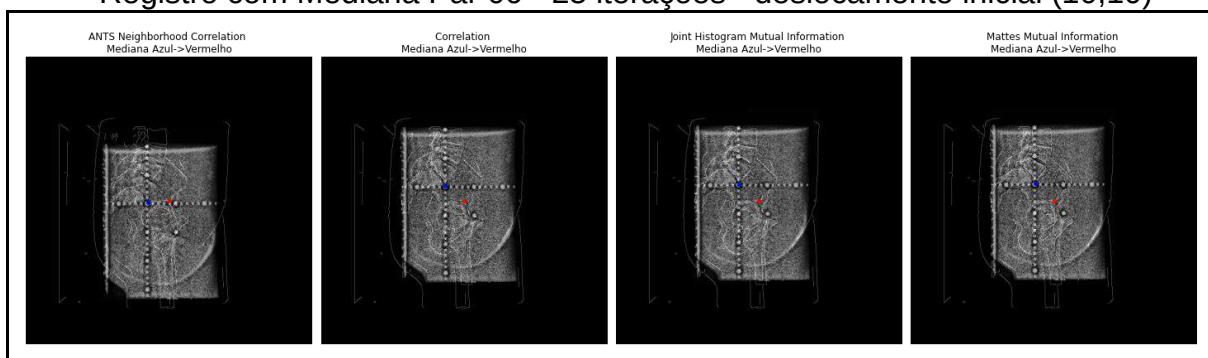
Registro com Mediana Par 06 - 100 iterações - deslocamento inicial (0,0)



Registro com Media Par 06 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



Registro com Mediana Par 06 - 25 iterações - deslocamento inicial (10,10)



APÊNDICE C - Procedimento Operacional Padrão

Nome: Módulo de registro do RTConnect IGRTConnect

Sigla: IGRT-P

Objetivo

Este documento tem como objetivo descrever a melhor prática de radioterapia guiada por imagem (IGRT) e promover diretrizes para a implementação clínica local e otimização destas práticas.

Abrangência

O presente Procedimento Operacional Padrão (POP) se aplica a todos os técnicos, radioterapeutas, médicos e outros profissionais da saúde envolvidos no processo de radioterapia guiada por imagem (IGRT) utilizando o módulo de registro do *RT Connect* IGRT Connect, assim como os pacientes submetidos a esse tratamento.

Referências

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Task Group 76: Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee.
2. Dawson LA, Sharpe MB. Image-guided radiotherapy: rationale, benefits, and limitations. *Lancet Oncol.* 2006;7:848-858.
3. Varian Medical System. Manual do Usuário do Sistema de Planejamento Eclipse, versão 15.6.
4. Hoskin, Peter & Greener, Tony & Kirby, Mike & McNair, Helen & Powell, Melanie & Routsis, Donna & Tait, Diana. (2008). On Target: ensuring geometric accuracy in radiotherapy.

Símbolos e abreviaturas

IGRT: Radioterapia Guiada por Imagem.

DRR: Radiografias Reconstruídas Digitalmente.

CR: Radiografias Compostas Digitais.

POP: Procedimento Operacional Padrão.

Responsabilidade

- Técnicos em Radioterapia: Responsáveis pela correta operação dos equipamentos, aquisição das imagens de referência e registro.
- Radioterapeutas: Responsáveis por interpretar as imagens, fazer ajustes necessários e autorizar a entrega da radioterapia.
- Médicos: Acompanhamento do paciente, decisão clínica sobre ajustes baseados em IGRT e garantir a segurança do tratamento.
- Coordenador da Unidade de Radioterapia: Garantir a implementação e aderência ao POP, assim como a realização de treinamentos periódicos e revisões do documento.

Recursos necessários

- Sistema de Planejamento Eclipse da Varian Medical System, versão 15.6.
- Equipamentos de teleterapia com capacidade de aquisição de imagens.
- Estações de trabalho equipadas com softwares necessários para registro de imagens e análise.
- Imagens de referência de acordo com as definições (DRR, CR, etc.).
- Treinamentos periódicos para equipe sobre as práticas de IGRT e uso do RTConnect IGRTConnect.

Definições

IGRT é qualquer imagem no pré-tratamento e no estágio de entrega do tratamento levando a uma ação que pode melhorar ou verificar a precisão da entrega da radioterapia.

Verificação é o processo pelo qual a precisão de uma fração da radioterapia é avaliada. Isso é alcançado comparando imagens (ou dados) do tratamento entregue com o planejado. Isso usará informações de sistemas 2D para fornecer diferentes dados de configuração de translação e rotação.

Imagem de referência é a imagem obtida que mostra a geometria planejada da colocação do campo de tratamento em relação à anatomia interna ou substituto anatômico, como osso ou marcadores representativos do alvo. Isso é usado como o

padrão contra o qual as imagens de tratamento são avaliadas. Imagens de referência são produzidas de várias maneiras, incluindo radiografias reconstruídas digitalmente (DRR), radiografias compostas digitais (CR), filmes digitalizados, ultrassons, superfície de pacientes digitalizados ou todo o conjunto de dados de planejamento volumétrico.

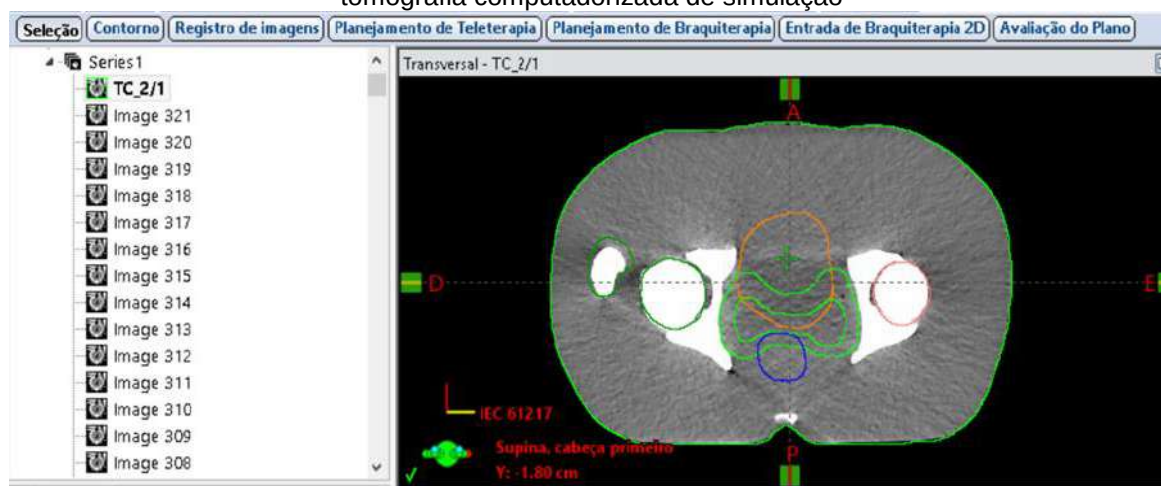
Verificação de tratamento offline é comparação das imagens de referência com as imagens tiradas na sala do tratamento e analisa a configuração após o tratamento ter sido administrado ou antes de se iniciar um tratamento. Os dados de configuração não são acionados até o próximo sessão do tratamento ou início.

Descrição do procedimento

Para descrever o processo de verificação do posicionamento dos pacientes submetidos à teleterapia se faz necessário a determinação de um fluxo digital de trabalho, no qual as etapas que compõem o planejamento e o tratamento são descritas, com ênfase na realização da registro e verificação das imagens.

Importa-se a tomografia de planejamento dentro do sistema de planejamento Eclipse da Varian Medical System, versão 15.6, Figura 1.

Figura 1 - Aba de seleção do sistema de planejamento Eclipse para visualização da imagem de tomografia computadorizada de simulação



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No sistema de planejamento Eclipse, visualiza-se a imagem de tomografia computadorizada de simulação com reconstrução dos cortes axial, coronal e sagital. No sistema delinea-se o alvo de tratamento e os órgãos de risco, Figura 2. Define-se o conjunto de estruturas (alvos e órgãos de risco) para o protocolo de tratamento.

Figura 2 - Aba de contorno do sistema de planejamento Eclipse



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No sistema de planejamento, na aba Prescrição, define-se a dose e o fracionamento para alvos por um Radi oncologista, Figura 3.

Figura 3 - Aba de prescrição do sistema de planejamento Eclipse

ID do plano	Dose por fração [cGy]	Número de frações	Dose total [cGy]	Percentual do tratamento [%]	Volume-Alvo
PRT 3D	200.0	35	7000.0	95.00	PTV 70Gy@2

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Em seguida, define-se a origem do paciente marcada na tomografia de simulação que é simbolizada pela cruz verde na intersecção dos cortes axial, sagital e coronal que representam o ponto de origem marcado na tomografia de simulação, veja na Figura 4. A origem é identificável na pele do paciente os marcadores radiopacos representativos das marcações da pele no dia da simulação.

Figura 4 - Aba de teleterapia do sistema de planejamento Eclipse para visualização do planejamento.



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

A partir da origem do paciente define-se o isocentro de tratamento. Cria-se o conjunto de campos e sua distribuição, Figura 5.

Figura 5 - Aba planejamento, local que se define o isocentro de tratamento e a distribuição de campos.



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Em geral no centro do alvo de tratamento (PTV), tem-se as coordenadas (X,Y e Z) de deslocamento da origem até o isocentro de tratamento, Figura 6.

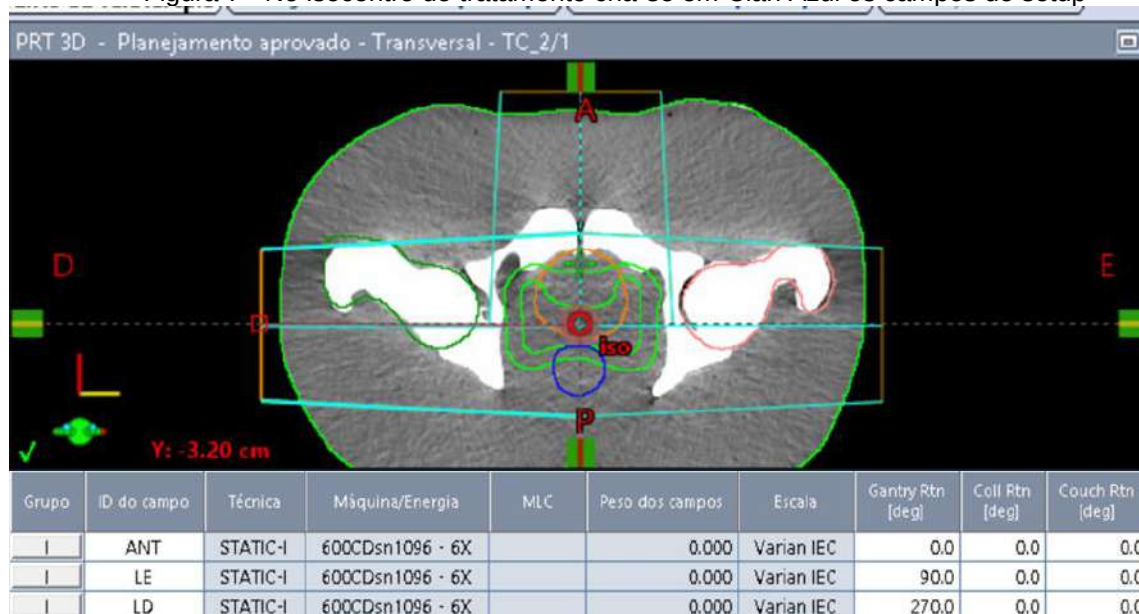
Figura 6 - Aba de teleterapia, coordenadas de deslocamento da origem até o isocentro de tratamento nos eixos X (axial), Y(sagital) e Z(coronal).

	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	Calculado SSD [cm]
0	0.00	-3.20	-3.30	88.3
0	0.00	-3.20	-3.30	84.6
0	0.00	-3.20	-3.30	83.6

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Ainda na aba teleterapia, define-se os campos de setup de verificação para comparar com portais CR no sistema de planejamento Eclipse, Figura 7.

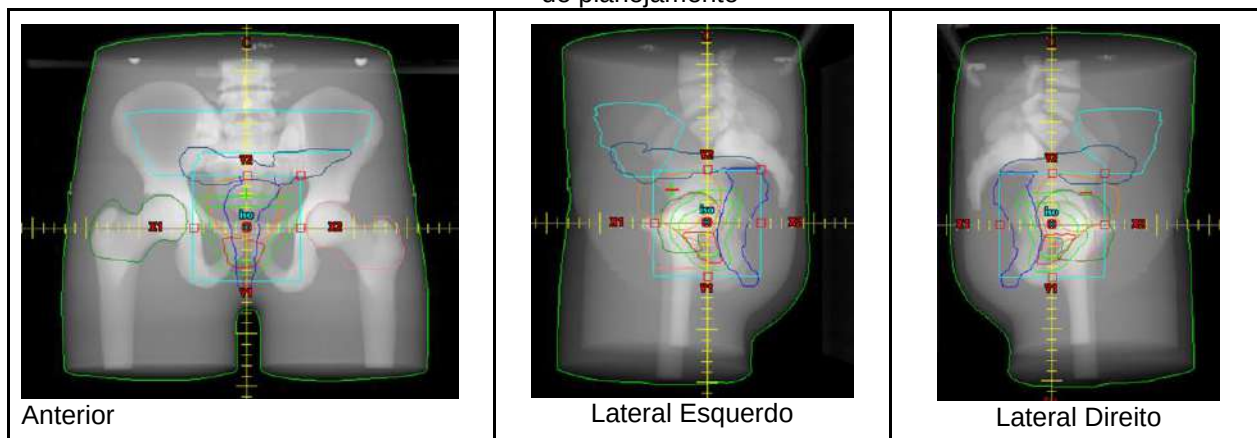
Figura 7 - No isocentro de tratamento cria-se em Cian Azul os campos de setup



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Com base nos campos de verificação gera-se os DRR dos campos de setup de acordo com a região anatômica no sistema de planejamento, Figura 8.

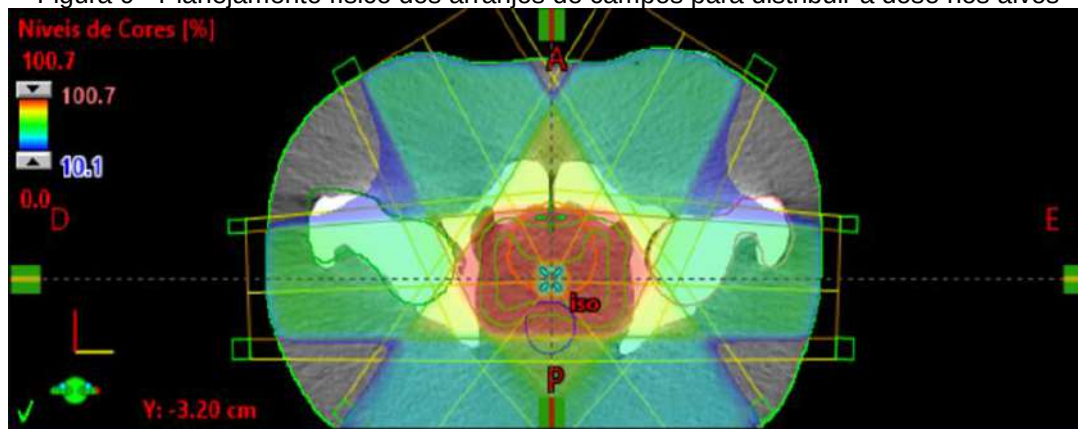
Figura 8 - Imagens de referência (DRR) geradas no sistema de planejamento a partir da tomografia de planejamento



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No sistema de planejamento, observa-se a distribuição dos campos de tratamento e uma escala de cores representando o planejamento físico da distribuição de dose na tomografia, Figura 9. No isocentro de tratamento cria-se em amarelo campos de tratamento com a conformação do sistema de multifloras no formato do alvo para a posição do gantry de tratamento.

Figura 9 - Planejamento físico dos arranjos de campos para distribuir a dose nos alvos



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Após a finalização do planejamento, o Radi oncologista aprova o plano de tratamento, Figura 10.

Figura 10- Aba do sistema de planejamento para aprovação do plano

ID:
 Nome:
 Intenção do plano: Curativa
 Status de aprovação: Planejamento aprovado

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Exporta-se o plano do paciente aprovado para o sistema *RT Connect web* que recebe as imagens de planejamento via protocolo DICOM de comunicação do sistema de planejamento *Eclipse*, Figura 13. O sistema *RT Connect* possui *PACS* que gerencia e armazena as imagens médicas. Na aba de criação de ficha técnica de tratamento é possível pesquisar o paciente planejado no *Eclipse*.

Figura 11- Aba de apresentação do sistema RTConnect

Nome	Paciente ID	Hospital	Nº Série	Modalidade	Medico	Data
PELVE-UR	PELVE-UR	HOSPITAL DE CARIDADE	1	CT		2021-02-03 11:18:34.501
PELVE-ORIENTACAO	20181104	Esmerak	1	CT		2021-02-03 21:19:32.759
PELVE-ORIENTACAO	20181104	Esmerak	1	CT		2021-02-03 21:19:43.919

Selecionar	ID	Accession N.	Modalidade	Nº Série	Medicador	Descrição	Data do Sistema
☐	933	+	CR	2		+	2021-06-01
☐	935	+	CR	2		+	2021-06-02
☐	937	+	CR	1		+	2021-06-03
☒	934	133	CT,RTDOSE,RTSTRUCT,RTIMAGE,RTPLAN	2		+	2021-06-07
☐	938	+	CT,RTDOSE,RTSTRUCT,RTIMAGE,RTPLAN	11		Estudo APRA RadOni	2021-06-08

Selecionar	Modulidade	Plan Label	Nº Série	Perfil do Cargo	Fabricante	Categoria de Trabalho	Modelo Estação	Data Criação
☐	RTPLAN	PRT 3D	1	Planista APRA RadOni	Varian Medical Systems	VARPLAN	APRA RadOni	08/09/2021 12:28:31
☐	RTSTRUCT	-	-	Compartilhado APRA RadOni	Varian Medical Systems	VARSTRUCT	APRA RadOni	08/09/2021 12:28:32
☐	RTIMAGE	-	-	DRPG de Eclipse	Varian Medical Systems	VARIMAGE	APRA RadOni	08/09/2021 12:28:34
☐	RTIMAGE	-	-	DRPG de Eclipse	Varian Medical Systems	VARIMAGE	APRA RadOni	08/09/2021 12:28:38

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

O sistema *RT Connect* utiliza-se das informações do Dicom *RT Plan* para gerar a ficha técnica de tratamento e definir os campos de setup de verificação do isocentro de tratamento junto às imagens de referências exportadas, Figura 12.

Cria-se a tarefa de raios X de verificação PORTAL CR na data do início do paciente. O sistema *RT Connect* faz a gestão de tarefas dentro do fluxo digital de tratamento. O sistema permite a definição de um Radi oncologista responsável pela verificação das imagens, bem como a possibilidade de definir um prazo e status dessa tarefa, Figura 13.

[illegible]

No início do tratamento, localiza-se o paciente no ponto de origem da simulação e alinha-se o mesmo por meio das marcas de laser na pele para realizar o deslocamento ao isocentro de tratamento de acordo com o relatório do sistema de planejamento. Para tanto, o sistema *RT Connect*, gera um relatório com as

informações do deslocamento, Figura 14.

Figura 14 - Relatório de planejamento impresso via RTConnect

Relatorio de Planejamento

LCCC, Florianópolis

Desvio da Mesa

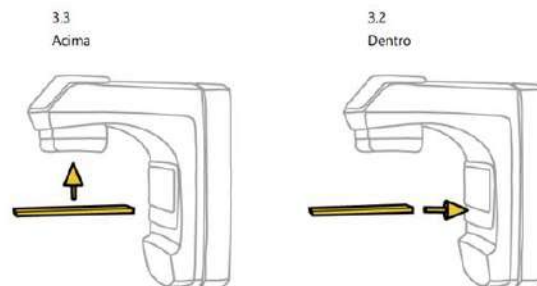
Direção da exibição: Do pé da mesa voltado para o gantry

Campos do isocentro: 1 2 3 4 5 6 ANT LE LD

Desvio da mesa da posição de localização de referência:

Desvio [cm]: 0.0

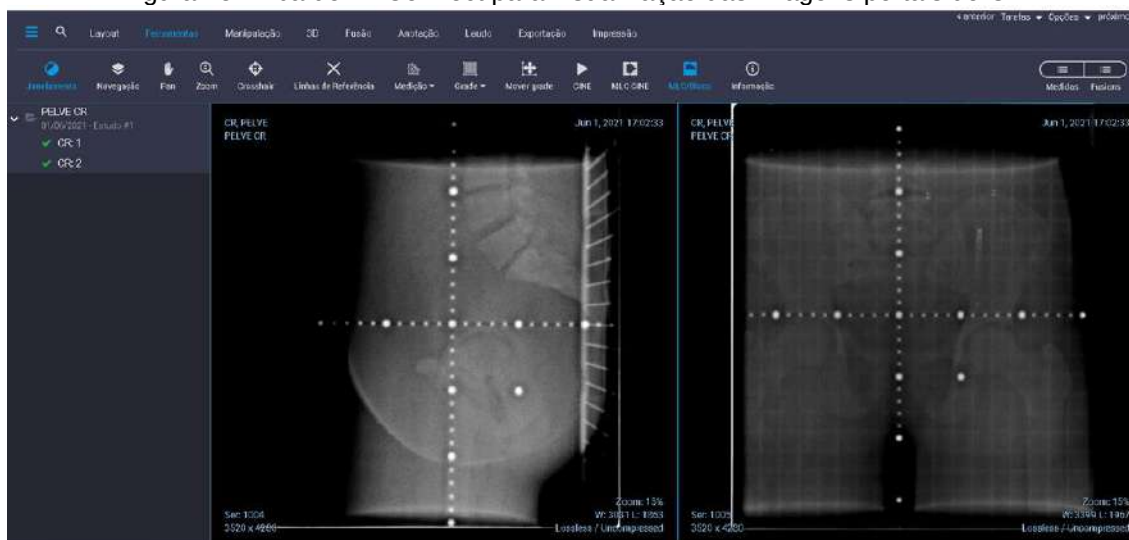
Direção: -



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Após realizar o posicionamento do paciente considerando os deslocamentos indicados pelo relatório do *RT Connect*, realiza-se as imagens de portais CR do par ortogonal igual aos campos de setup definidos no sistema de planejamento. Em seguida, as imagens são enviadas ao PACs do *RT Connect* via DICOM, Figura 15.

Figura 15 - Aba do RTConnect para visualização das imagens portais do CR



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Abre-se o *RT Viewer* na aba pacientes seleciona-se o plano de tratamento, DRR e imagens portais de CR para fundir, Figura 16.

Figura 16 - Aba do RT Viewer que permite a seleção dos dados para registro

The screenshot shows the 'Pacientes' tab in the RT Viewer application. It contains three main sections:

- Lista de Pacientes:** A table with columns: Nome Paciente, ID Paciente, Modalidades, and Última Atualização do Paciente. It lists patients like 'PELVE CR' and 'CEBIS APARECIDA BARBOSA'.
- Lista de Estudos:** A table with columns: Leído, Num do Estudo, Descrição do Estudo, Modalidade, and Data do Estudo. It lists studies like 'Estudo ARA RadioDnc'.
- Lista de Séries:** A table with columns: Num do Estudo, Modalidade, Series Descrição, and Data da Série. It lists series like 'CT', 'RTSTRUCT', and 'RTPLAN'.

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No RT Viewer na aba de funcionalidade “Modal de Registro” seleciona-se os pares de imagens correspondentes para registro de acordo com o tipo de registro (Revisão Offline e Par Revisão Offline), Figura 17. Nesta aba, define-se o par correspondente de imagens DRR e Portal CR, a fração em que foi radiografado o paciente, o isocentro correspondente ao plano de tratamento e as orientações anatômicas da imagem CR.

Figura 17 - Aba do RT Viewer para seleção dos tipos de registro

The figure shows two side-by-side screenshots of the 'Modal de Fusão' (Fusion Modal) window in the RT Viewer application.

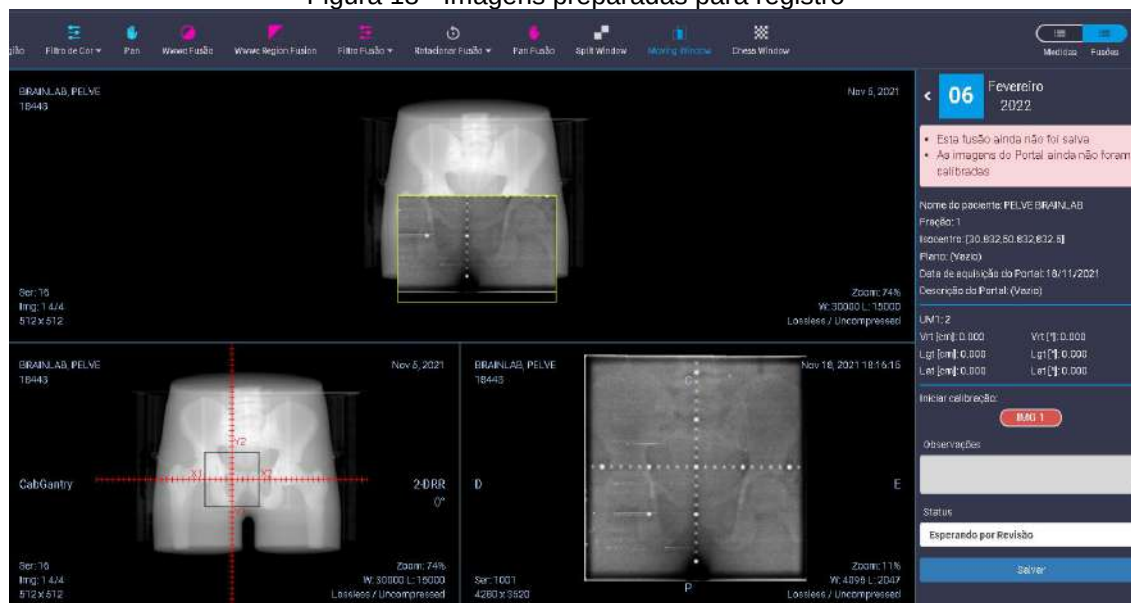
- Left Screenshot:** Shows the 'Tipo de fusão' (Fusion Type) set to 'Revisão Offline'. It displays a grid of three image thumbnails for selection. The 'Última imagem selecionada' (Last selected image) is shown in a preview window. The date 'Nov 18, 2021' is displayed.
- Right Screenshot:** Shows the 'Preencha as informações necessárias' (Fill in the necessary information) section. It includes fields for 'Fração' (Fraction) set to 1, 'Isocentro' (Isocenter) set to 'Iso 1 - PacGantry', and 'LIM Portal 1' set to 2. It also shows 'CRANIO' and 'CAUDAL' orientation options. The 'Última imagem selecionada' preview is also present.

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No ViewPort temos as imagens as duas imagens que serão fusionadas, Figura 18.

Nesta etapa, deve-se calibrar a imagem de portal CR, uma vez que ela não está alinhada ao centro do DRR e na mesma distância de magnificação.

Figura 18 - Imagens preparadas para registro



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Na aba de calibração de imagem CR define-se a distância da grade de raios X e aplica-se o valor em distância conhecido em milímetros. Salva-se esta calibração, conforme visto na Figura 19.

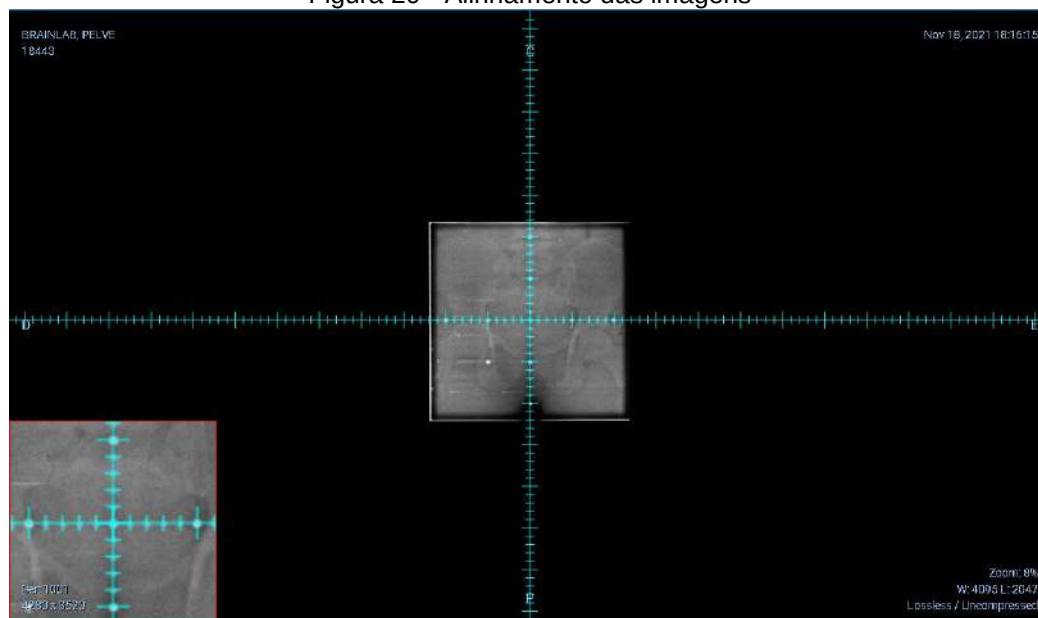
Figura 19 - Aba de calibração da imagem CR para magnificação, centralização e rotação da imagem com o raio central do DRR.



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Ainda na aba de calibração da imagem CR após salvar o procedimento, temos a magnificação, centralização e rotação da imagem com o raio central do DRR alinhada no *ViewPort*, Figura 20.

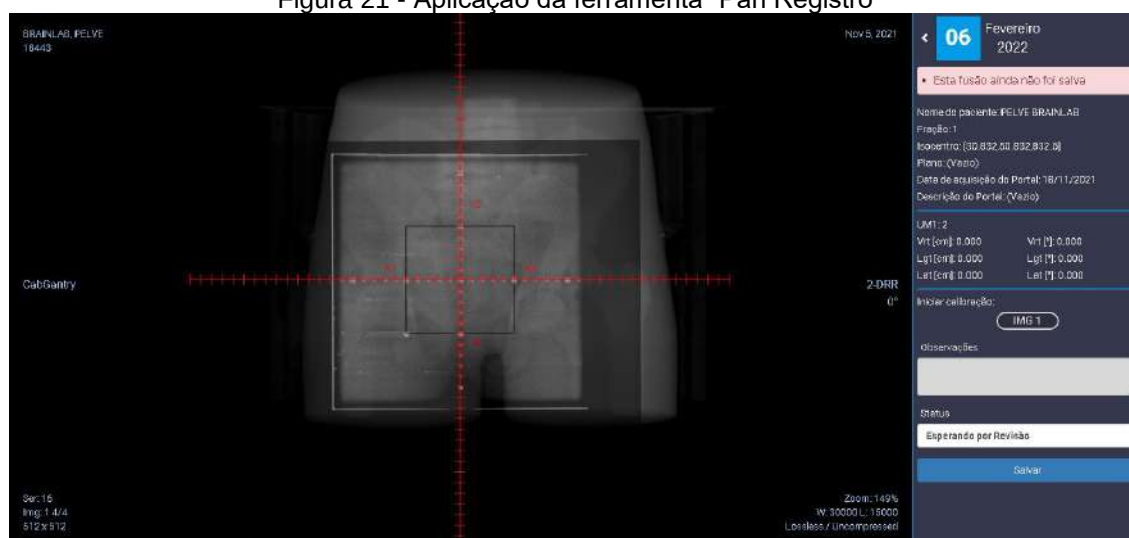
Figura 20 - Alinhamento das imagens



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No *ViewPort* com as imagens na mesma distância é possível correlacionar os pontos de análise de registro. Para isto, aplica-se a ferramenta “Pan Registro” que realiza a correspondência nas duas imagens, Figura 21.

Figura 21 - Aplicação da ferramenta “Pan Registro”

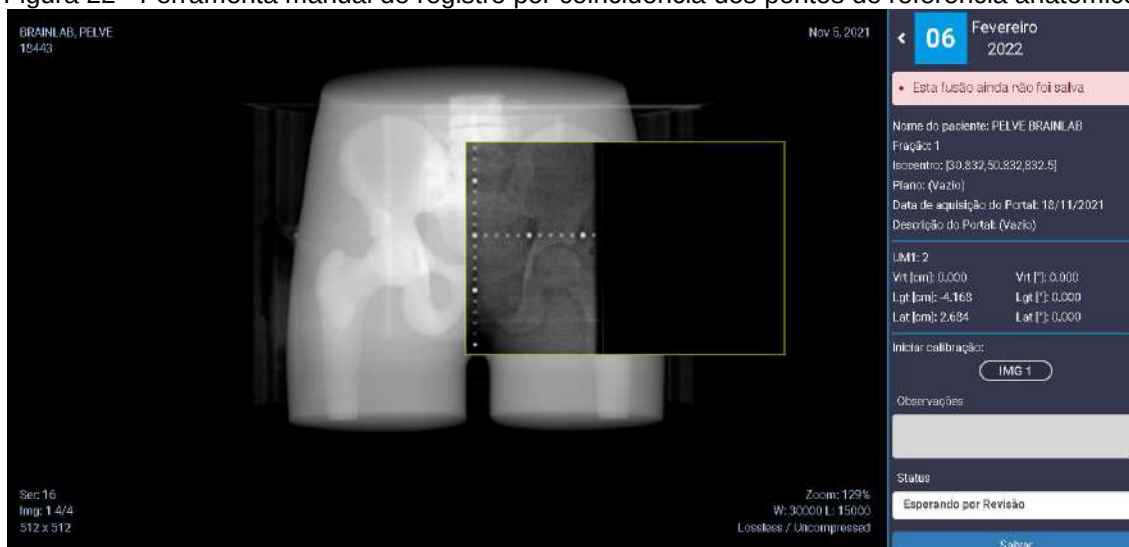


Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Além do uso da ferramenta automática, também é possível realizar a registro manual

para coincidência dos pontos de referência anatômicos, Figura 22. Após o processo de registro, são indicados os desvios de erros de posicionamento, o que permite o deslocamento para a posição do isocentro correto de tratamento.

Figura 22 - Ferramenta manual de registro por coincidência dos pontos de referência anatômicos



Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

Finalizado o processo de registro, avalia-se a qualidade da registro das imagens, altera-se o status da registro e salva no banco de dados os deslocamentos, Figura 25.

Figura 25 - Relatório de deslocamento da mesa de tratamento para correção do posicionamento.



DEPARTAMENTO DE RADIOTERAPIA

Data: 06/02/2022 20:02:28

RELATÓRIO DE POSICIONAMENTO DE PACIENTE**PELVE BRAINLAB**

Período de Tratamento	16/12/21 até 16/12/21		
Nome do Paciente	PELVE BRAINLAB	Nasc:	
ID do Paciente	18443		
Data do Plano	18/11/2021	Isocentro (DICOM)	[-30.144,49.856,-793]

Deslocamentos de correção*Direção da exibição de desvio da mesa: Do pé da mesa voltado para o Gantry.*

Dados em Centímetros (cm) do Sistema IGRT Connect												
Data	F	Lat.		Long.		Vert.		Lat. Yaw		Long. Pitch		Vert. Roll
16/12/21	1	0		1		-2.5		0		0		0
Média		0		1		-2.5		0		0		0
Desvio Padrão		0		0		0		0		0		0

*F = Fração

Fonte: arquivo pessoal do autor, 2023.

No tratamento, realiza-se os deslocamentos de mesa para o isocentro corrigido. Repete-se a imagem de portal CR para verificar a imagem de correção, e, por fim, trata-se o paciente.

Elaborado por: Físico Pedro Argolo Piedade.

Revisado por: Físico Thiago Fontana Schmeling e professora Charlene da Silva.

Aprovado por: Físico Felipe Eisenhut.

APÊNDICE D - Artigo Publicado em Anais/Proceedings



XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica
IX Congresso Latino Americano de Física Médica
Fortaleza – Brasil
07 a 11 de junho de 2022

Aplicação de algoritmo de registro rígido de imagens 3D/2D no Software RT Connect

Pedro Argolo Piedade^{1,3,4}, Carlos Queiroz³, Juliana Campos de Freitas², Gilney Matias³, Thiago Fontana Schmeling⁴, Charlene Silva¹

¹Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Radiológicas, IFSC, Florianópolis-SC, Brasil

²Programa de Pós-graduação em Biometria, UNESP, Botucatu-SP, Brasil

³RT Medical Systems LTDA, Florianópolis-SC, Brasil

⁴Radioterapia São Sebastião, Liga Catarinense de Combate ao Câncer, Florianópolis-SC, Brasil

Resumo: O objetivo do estudo é descrever a aplicação do algoritmo de registro rígido desenvolvido em um *microserviço* no software *RT Connect* por meio de um experimento com um phantom pélvico. Foi realizada uma tomografia computadorizada do phantom e criado um deslocamento nominal de +30mm nas direções lateral, vertical e longitudinal. O registro entre as imagens de radiografias digitalmente reconstruídas (DRR) e as imagens radiografia computadorizada (CR) resultou em valores de deslocamento do CR (medido) em relação ao DRR (nominal) menor que 1 mm. Os resultados mostraram-se promissores, mas uma investigação aprofundada é necessária para avaliar todo o potencial do método.

Palavras-chave: radioterapia; registro de imagem; *microserviço*; software.

Abstract: The objective of the study is to describe the application of the image registration algorithm developed in a *microservice* in the *RT Connect* software. The experiment was performed using a pelvic phantom. A computed tomography scan of the phantom was performed and a nominal displacement of +30mm was created in the lateral, vertical and longitudinal directions. The registration between the digitally reconstructed radiography (DRR) images and the computed radiography (CR) images resulted in values of displacement of the CR (measured) in relation to the DRR (nominal) of less than 1 mm. The results were promising, but an in-depth investigation is needed to evaluate the full potential of the method.

Keywords: radiotherapy; image registration; *microservice*; software.

Introdução: O registro de imagens determina a transformação geométrica que relaciona pontos idênticos em duas séries de imagem (móvel e fixa), por isso, é uma etapa fundamental no processo de fusão. O registro rígido preserva a distância entre todos os pontos da imagem^{1,2}. Nas aplicações de radioterapia, os registros de imagem são eficazes no monitoramento do deslocamento do paciente². Para garantir a reprodutibilidade, podem ser utilizadas ferramentas que possibilitem a fusão de imagens tridimensionais (3D) com bidimensionais (2D), como propõe o software comercial *RT Connect* que possui um sistema para gestão das informações clínicas, cálculo de dose para verificação do planejamento, e visualização dos planos. O objetivo do estudo é descrever a aplicação do algoritmo de registro rígido desenvolvido em um *microserviço* no software *RT Connect* por meio de um experimento com um phantom pélvico.

Métodos: Para avaliar o método proposto, foram utilizadas imagens de um phantom pélvico da marca *Brainlab* o qual foi tomografado e posteriormente foram adquiridas imagens de radiografia computadorizada (CR) do mesmo utilizando um acelerador linear da marca *Siemens* modelo *Primus* nas angulações 0° e 270° graus. O conjunto de dados de teste foram produzidos fixando os valores de deslocamento nas direções: lateral, vertical e longitudinal, com os valores de deslocamento nominais de +30mm, +30mm e +30mm. Exemplos dessas imagens e do *setup* são mostrados na Figura 1.

A imagem de tomografia é carregada no *microserviço* que realiza a reconstrução da série de imagens 3D em duas radiografias digitalmente reconstruídas (DRR's) nos ângulos 0° e 270° na dimensão 2D utilizando o método proposto por Dong *et al.*³ A imagem CR é re-escalada para a mesma dimensão do DRR e são corrigidas as rotações provenientes de erros de *setup* de aquisição a partir de uma interação do usuário. Após re-escaladas as imagens CR e criadas as imagens de DRR's, o registro rígido é realizado.



XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica
IX Congresso Latino Americano de Física Médica
Fortaleza – Brasil
07 a 11 de junho de 2022

Figura 1- (a) Exemplo de posicionamento do phantom pélvico para aquisição das imagens de portal na configuração 270°. (b) DRR's gerados a partir da tomografia. (c) Imagem de aquisição de portal CR.



Fonte: Os autores (2022).

O registro usa métodos da biblioteca em C++ *Insight Software Toolkit (ITK)*⁵, sendo ele tratado como um problema de otimização cujo objetivo é encontrar o mapeamento espacial que alinha a imagem móvel com a imagem fixa. A transformação rígida 2D é uma superposição de uma rotação e uma translação e o parâmetro de registro α que é um vetor de três componentes que consiste em um ângulo de rotação ϕ e duas distâncias de translação t_x, t_y ⁸. A otimização ocorre levando em consideração uma solução inicial. A cada iteração, novas soluções são geradas até que o valor a ser otimizado convirja, ou seja, até que a diferença no valor da similaridade da solução encontrada não ultrapasse um determinado limite de tolerância φ ⁸. Neste trabalho, consideramos o método de Powell⁶ como algoritmo de otimização, e para similaridade é utilizada a Correlação Cruzada⁷. No estudo foi utilizado um valor de tolerância de $\varphi = 0,0001$ e interpolação linear.

Resultados: Na imagem de tomografia foi criado um deslocamento nominal de +30mm nas direções lateral vertical e longitudinal, foi realizado o registro entre as imagens de DRR e as imagens CR e os valores de deslocamento do CR (medido) em relação ao DRR (nominal) foram obtidos. O erro entre o deslocamento nominal e o deslocamento medido foi menor que 1 mm.

Discussão e Conclusões: A aplicação do algoritmo de registro de imagem 2D/3D baseado em intensidades a partir de um phantom pélvico obteve resultados satisfatórios, com erro menor que 1 mm nos deslocamentos. Entretanto, o método de fusão da imagem CR e DRR se apresenta como um desafio. Isto porque, nas imagens de CR geradas com raios X de megavoltagem há predominância do Efeito Compton, o que resulta em um borrramento maior, dificultando a avaliação visual⁹. Logo, necessita-se de uma investigação que avalie o potencial do algoritmo, principalmente direcionada a imagens ruidosas e com baixo contraste.

Referências:

1. Rong Y, Rosu-Bubulac M, Benedict SH, Cui Y, Ruo R, Connell T, et al. Rigid and Deformable Image Registration for Radiation Therapy: A Self-Study Evaluation Guide for NRG Oncology Clinical Trial Participation [Internet]. Practical Radiation Oncology. Elsevier BV; 2021. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prro.2021.02.007>
2. Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task. Med Phys. 2017;44:E43-E76.
3. Dong L, Boyer AL. An image correlation procedure for digitally reconstructed radiographs and electronic portal images. International Journal of Radiation Oncology/Biology/Physics 1995; 33: 1053–1060.
4. Ghafurian S, Metaxas DN, Tan V, et al. Fast generation of digitally reconstructed radiograph through an efficient preprocessing of ray attenuation values. Medical Imaging 2016: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling. Epub ahead of print 18 de março de 2016. DOI: 10.1117/12.2217756.
5. Ibanez L, Lorensen B, McCormick M, et al. InsightSoftwareConsortium/ITK: ITK 5.1 Release Candidate 1. Zenodo. Epub ahead of print 23 de dezembro de 2019. DOI: 10.5281/ZENODO.3592082.
6. Van der Bom IMJ, Klein S, Staring M, et al. Evaluation of optimization methods for intensity-based 2D-3D registration in x-ray guided interventions. SPIE Proceedings. Epub ahead of print 3 de março de 2011. DOI: 10.1117/12.877655.
7. Knaan D, Joskowicz L. Effective Intensity-Based 2D/3D Rigid Registration between Fluoroscopic X-Ray and CT. Lecture Notes in Computer Science 2003; 351–358.
8. Johnson, H., McCormick, M. and Ibanez, L. The ITK Software Guide: Design and Functionality Fourth Edition, 2015.
9. Chen, C., Wu, C., Zhong, Y. et al. A new registration algorithm of electronic portal imaging devices images based on the automatic detection of bone edges during radiotherapy. Sci Rep 10, 10253 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-67331-9>



XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica
IX Congresso Latino Americano de Física Médica
Fortaleza – Brasil
07 a 11 de junho de 2022

Desenvolvimento de um software para registro de imagem e localização de tumores na radioterapia

Development of a software for image registration and tumor localization in radiotherapy

Pedro Argolo Piedade^{1,3,4}, Carlos Queiroz³, Juliana Campos de Freitas², Gilney Matias³,
Thiago Fontana Schmeling⁴, Charlene Silva¹

¹Programa de Pós-Graduação em Tecnologias Radiológicas, IFSC, Florianópolis-SC, Brasil

²Programa de Pós-graduação em Biometria, UNESP, Botucatu-SP, Brasil

³RT Medical Systems LTDA, Florianópolis-SC, Brasil

⁴Radioterapia São Sebastião, CELC, Florianópolis-SC, Brasil

Resumo

O tratamento radioterápico envolve diversas variantes que podem influenciar na efetividade do tratamento e sua reprodutibilidade, destaca-se as incertezas geométricas e seus erros intrínsecos. Por este motivo, existem estratégias para medir e corrigir essas incertezas durante o tratamento, a principal delas é o controle de posicionamento pelo portal filme. O trabalho proposto discorre sobre o desenvolvimento de uma ferramenta web para realizar o registro de imagem de portais para localização de tumores na radioterapia. Foi realizada uma validação do sistema utilizando imagens de um phantom pélvico. As imagens do phantom foram avaliadas usando as ferramentas do software proposto e possibilitou acompanhar o deslocamento do paciente.

Palavras-chave: radioterapia; registro de imagem; fusão; proteção radiológica.

Abstract

The radiotherapy treatment involves several variants that can influence the effectiveness of the treatment and its reproducibility, highlighting the geometric uncertainties and their intrinsic errors. For this reason, there are strategies to measure and correct these uncertainties during treatment, the main one being positioning control through the film portal. The proposed work discusses the development of a web tool to perform the image registration of portals to locate tumors in radiotherapy. A validation of the system was performed using images from a pelvic phantom. The phantom images were evaluated using the proposed software tools and made it possible to follow the patient's movement.

Keywords: radiotherapy; image registration; fusion; radiation protection.

1. Introdução

A reprodutibilidade do posicionamento do paciente e consequentemente do volume alvo é reconhecida como um aspecto fundamental no sucesso e qualidade do tratamento¹. O paciente é posicionado conforme as informações provenientes da tomografia computadorizada de simulação e do sistema de planejamento². Porém, existem várias fontes de erros que influenciam na preparação e execução do tratamento limitando sua acurácia, entre o qual cita-se o erro de posicionamento ou setup³.

Para mensurar e corrigir as incertezas são adotadas estratégias que verificam a configuração do paciente, sendo a principal delas o controle de posicionamento pelo portal filme⁴. A verificação é realizada comparando as radiografias reconstruídas digitalmente (DRR) baseadas na imagem de simulação tomográfica com a imagem portal adquirida no o acelerador linear⁵. A localização do volume alvo ocorre por meio da comparação visual realizada por um especialista, a partir deste processo verifica-se o posicionamento, caso não esteja em conformidade será necessário corrigir a configuração do paciente. Logo, as imagens portais adquiridas durante as sessões de radioterapia garantem a reprodutibilidade do tratamento⁶.



**XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica
IX Congresso Latino Americano de Física Médica
Fortaleza – Brasil
07 a 11 de junho de 2022**

A comparação entre as imagens é chamada de Registro de Imagens (IR), que pode ser realizada pela inspeção visual das imagens sobrepostas (registro manual) ou pelo uso de algoritmos que buscam a melhor correspondência entre as imagens (registro automático)⁷. Dependendo do acelerador linear, o registro pode ser realizado adquirido em imagens bidimensionais MegaVoltage (MV) ou KiloVoltage (KV). Normalmente, a mesma máquina na qual o tratamento é realizado é capaz de produzir imagens de megavoltagem sem qualquer aparato adicional, o que torna essa abordagem ainda a mais utilizada⁸.

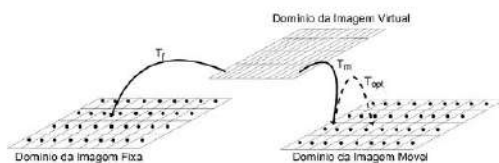
Nesta abordagem, um par de imagens de MV bidimensionais (2D) é comparado os DRRs provenientes das imagens tridimensionais da TC. Os métodos mais utilizados para registro 2D/3D são os baseados em intensidade, que utilizam algoritmos de otimização para maximizar a similaridade entre as imagens 2D e os DRRs^{5,6}.

Baseado na garantia de reprodutibilidade do tratamento, o objetivo do estudo é descrever o desenvolvimento de um algoritmo e o um software para visualização do registro de imagens e localização de tumores a partir da fusão de imagens portais de MV adquiridas por um detector digital (CR) com imagens DRRs. Para isso, será utilizado a fusão rígida proposta por¹²

2. Materiais e Métodos

O estudo possui natureza aplicada e experimental, considerando o objetivo é caracterizado como exploratória. Para o desenvolvimento do algoritmo de registro de imagens foi utilizada a biblioteca open-source Elastix que é baseada no Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)¹³. O método adotado na biblioteca em C++ *Insight Software Toolkit* baseia-se na transformação da imagem fixa (DRR) e da imagem móvel (CR) em um terceiro sistema de coordenadas, o domínio da imagem virtual conforme ilustra a Figura 2.

Figura 2 - Transformação de coordenadas para o domínio da imagem virtual.



Fonte: Adaptado de Brock *et al.* (2017).

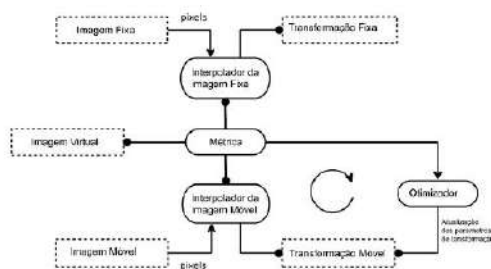
A transformação que mapeia pontos dos domínios da imagem fixa para a imagem em móvel é definida pela equação a seguir (1).

$$M_p = T_{opt}(T_m(T_f^{-1}(F_p))) \quad (1)$$

A transformação inicial T_{opt} é composta com a transformação inicial móvel, a qual mapeia pontos do domínio da imagem virtual para o domínio da imagem móvel. A transformação T_f mapeia pontos do domínio da imagem virtual para o domínio da imagem fixa e T_m mapeia pontos do domínio da imagem virtual para o domínio da imagem móvel.

Na Figura 2 observa-se os componentes da estrutura de registro no ITK e suas interconexões, da qual visualiza-se duas imagens de entrada, uma transformada, uma métrica, um interpolador e um otimizador

Figura 3 - Componentes básicos do ITK



Fonte: Adaptado de Brock *et al.* (2017).

O desenvolvimento consiste na descrição do algoritmo via Jupyter Notebook (anteriormente IPython Notebooks) dos códigos selecionados na biblioteca Elastix. As informações são importadas para o sistema RT Connect fabricado pela empresa brasileira RT MEDICAL SYSTEMS de forma a integrar os dados a interface RT Viewer do software.

Para avaliar o sistema, foram utilizadas imagens de um phantom pélvico da marca *Brainlab* o qual foi tomografado e as imagens de portal foram adquiridas em um acelerador linear da marca Siemens modelo Primus.

3. Resultados



**XXVI Congresso Brasileiro de Física Médica
IX Congresso Latino Americano de Física Médica
Fortaleza – Brasil
07 a 11 de junho de 2022**

O registro de imagens é realizado na interface gráfica denominada RT Viewer do software RT Connect. O módulo de visualização de imagens médicas no formato DICOM utiliza o conceito arquitetônico de micro serviços que recebe imagens DRR e portais CR do ambiente *Picture Archiving and Communication System* (PACs).

O sistema RT Connect importa as informações do plano de tratamento, e gera um relatório com as informações do deslocamento para o posicionamento. As imagens de portais CR são adquiridas assim como o par ortogonal igual aos campos de setup definidos no sistema de planejamento. O registro de imagens é realizada na funcionalidade “Modal de Fusão” do RT Viewer, a qual seleciona-se as imagens DRR e Portal CR e seu respectivo isocentro de tratamento e as orientações anatômicas da imagem CR.

Na interface denominada ViewPort, observa-se as imagens que serão fusionadas, conforme Figura 4. Nesta etapa, deve-se calibrar a imagem de portal CR, uma vez que ela não está alinhada ao centro do DRR e na mesma distância de magnificação. Para isto, define-se a distância da grade de raios X e aplica-se o valor em distância conhecido em milímetros, bem como corrige-se a magnificação, centralização e rotação da imagem com o raio central do DRR alinhada no ViewPort.

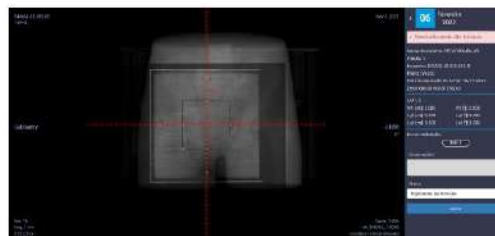
Figura 4 - Interface ViewPort para fusão



Fonte: arquivo pessoal do autor (2022).

Há duas formas de realizar a fusão das imagens. A primeira é por meio da aplicação da ferramenta “Pan Fusão” que realiza a correspondência nas duas imagens de forma automática, visto na Figura 5. O segundo modo, é a fusão manual por meio da coincidência dos pontos de referência anatômicos.

Figura 5 - Ferramenta “Pan Fusão”



Fonte: arquivo pessoal do autor (2022).

Realizada a fusão o sistema emite um relatório que indica os desvios de erros de posicionamento, o que permite o deslocamento para a posição do isocentro correto de tratamento.

4. Discussão

A reprodutibilidade do tratamento garante a entrega da dose prescrita no volume alvo e preserva os órgãos de risco adjacentes. Logo, erros no posicionamento podem impactar na distribuição da dose^{14,15}. Neste sentido, o desenvolvimento de ferramentas que aprimoram a verificação de imagens são fundamentais na rotina terapêutica.

Contudo, a comparação visual e/ou manual das imagens portais CR e DRR possui limitações, uma vez que as imagens são adquiridas por diferentes equipamentos e energias. Isto implica em uma imagem na qual é difícil a visualização da área tumoral, logo, a correspondência das imagens dependerá da estimativa manual de dimensões e de marcos anatômicos⁹.

5. Conclusões

O RT Viewer atende à necessidade de uma plataforma de avaliação e rastreamento de imagens de portal em radioterapia, possibilitando o rastreamento do tumor durante as sessões utilizando uma interface web sem a necessidade de instalação de aplicativos adicionais nas estações de trabalho.

O roteiro do RT Viewer inclui o desenvolvimento de funcionalidades adicionais, como relatórios estruturados e arquivos de registro no padrão DICOM, segmentação de regiões para a fusão, exibição e análise de multimodalidade, demagnificação automática da imagem de CR, configuração personalizável de preferências do usuário e suporte a vários monitores. Esses aprimoramentos tornarão o aplicativo mais flexível e robusto, criando uma estrutura e ferramentas avançadas de análise de imagens que podem ser

APÊNDICE E - Código fonte do algoritmo

Os códigos fontes do algoritmo desenvolvido, as imagens utilizadas no trabalho e os resultados se encontram no repositório do GitHub no endereço do link abaixo, para uma melhor visualização do código acesse o link.

- <https://github.com/pedropiedade1/Fusao-Imagens-DRR-CR>

Código 1: Transformações no CR

```
#Carrega as bibliotecas do Python no Notebook
import os
import pydicom
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.patches import Rectangle
from scipy.ndimage import shift, rotate, zoom
import numpy as np
from PIL import Image
from skimage import filters, img_as_ubyte, exposure

def exposure_equalize_adapthist(imagem, kernel_size, clip_limit):
    if kernel_size == None:
        img_eq = exposure.equalize_adapthist(imagem,
clip_limit=clip_limit)
    if clip_limit == None:
        img_eq = exposure.equalize_adapthist(imagem,
kernel_size=kernel_size)
    else:
        img_eq = exposure.equalize_adapthist(imagem,
kernel_size=50)
    return img_eq

def substituir_extensao(arquivo):
    nome_arquivo, extensao = os.path.splitext(arquivo)
    if extensao == '.dcm':
        novo_nome_arquivo = nome_arquivo + '.png'
    return novo_nome_arquivo

#Função para ler a matriz de pixel da imagem dicom
def matrizpixel(imagem):
    #Matriz de pixel dicom
    matrizpixel = imagem.pixel_array
```

```

interpretacao = propriedadeimagem(imagem)
#Função para inverter matriz de pixel conforme a interpretacao
dicom
    if interpretacao["interpretacao"] == 'MONOCHROME1':
        matrizpixel = np.max(matrizpixel) - matrizpixel
    return matrizpixel

def propriedadeimagem(imagem):
    #Imagem DRR ou CR
    if imagem.Modality == 'RTIMAGE':
        #Propriedades dicom da imagem DRR
        resolucao = imagem.ImagePlanePixelSpacing # mm
        centro = imagem.RTImagePosition # mm
        sid = imagem.RTImageSID # mm
        tamanho = imagem.pixel_array.shape
        canais = imagem.pixel_array.shape[2] if
len(imagem.pixel_array.shape) > 2 else 1
        bits = imagem.BitsStored
        interpretacao = imagem.PhotometricInterpretation
    else:
        #Propriedades dicom da imagem CR
        resolucao = imagem.ImagerPixelSpacing # mm
        centro = '' #cr nao tem essa propriedade
        tamanho = imagem.pixel_array.shape # pixel
        sid = '' #cr nao tem essa propriedade
        canais = imagem.pixel_array.shape[2] if
len(imagem.pixel_array.shape) > 2 else 1
        bits = imagem.BitsStored
        interpretacao = imagem.PhotometricInterpretation
    #array das propriedades da imagem
    propriedadeimagem = {
        'resolucao': resolucao,
        'centro': centro,
        'tamanho': tamanho,
        'sid': sid,
        'canais': canais,
        'bits': bits,
        'interpretacao': interpretacao,
    }
    return propriedadeimagem

#Função paara ajustar a imagem reescalada para o formato alvo

```

512,512 sem alterar o centro

```
def ajusta_imagem(image, size=(512, 512)):
    # Garante que a imagem de entrada seja float64
    if image.dtype != np.float64:
        image = image.astype(np.float64)
    original_size = image.shape
    # Cria uma nova imagem preta do tamanho desejado
    final_image = np.zeros(size, dtype=np.float64)
    # Calcular offsets para o centro da imagem
    y_offset = (size[0] - original_size[0]) // 2
    x_offset = (size[1] - original_size[1]) // 2
    # Se a imagem é menor que o tamanho desejado, preenchemos.
    if original_size[0] <= size[0] and original_size[1] <= size[1]:
        final_image[y_offset:y_offset+original_size[0],
x_offset:x_offset+original_size[1]] = image
    # Se a imagem é maior que o tamanho desejado, cortamos.
    if original_size[0] > size[0]:
        crop_y = (original_size[0] - size[0]) // 2
        image = image[crop_y:crop_y+size[0], :]
    if original_size[1] > size[1]:
        crop_x = (original_size[1] - size[1]) // 2
        image = image[:, crop_x:crop_x+size[1]]
    # Se a imagem é maior em uma dimensão e menor na outra,
    # preenchemos após o corte.
    if original_size[0] <= size[0] and original_size[1] > size[1]:
        final_image[y_offset:y_offset+image.shape[0], :] = image
    if original_size[0] > size[0] and original_size[1] <= size[1]:
        final_image[:, x_offset:x_offset+image.shape[1]] = image
    return final_image

def processa_imagens(lista_imagens):
    for caminho_pasta, drr, cr, p1coluna, p2coluna, p1linha,
p2linha in lista_imagens:
        # Carregando o arquivo DICOM
        dcm_DRR = pydicom.dcmread(caminho_pasta+drr)
        # Carregando o arquivo DICOM do CR
        dcm_CR = pydicom.dcmread(caminho_pasta+cr)
        # Lendo as informações do DICOM DRR e CR
        DFFA = dcm_DRR.RTImageSID
        pixelA = dcm_DRR .ImagePlanePixelSpacing[0]
        centerA = (abs(dcm_DRR .RTImagePosition[0]), abs(dcm_DRR
.RTImagePosition[1]) )
```

```

Campo10A = DFFA / (10 * pixelA)
sizeA = dcm_DRR.pixel_array.shape
DFFB = 'calcular'
pixelB = dcm_CR.PixelSpacing[0]
centerB = (abs(dcm_CR.pixel_array.shape[0]/2),
abs(dcm_CR.pixel_array.shape[1]/2))
Campo10B = "calcular"
sizeB = dcm_CR.pixel_array.shape
# Carregar a imagem DRR e DR
image_DRR = matrizpixel(dcm_DRR)
image_DRR = exposure_equalize_adapthist(image_DRR,
kernel_size=50, clip_limit=None)
image_CR = matrizpixel(dcm_CR)
image_CR = exposure_equalize_adapthist(image_CR,
kernel_size=50, clip_limit=None)
# Pontos central
novo_centro_linha = (p1linha + p2linha) / 2
novo_centro_coluna = (p1coluna + p2coluna) / 2
# Calcular o centro original da imagem
centro_original_linha = image_CR.shape[0] / 2
centro_original_coluna = image_CR.shape[1] / 2
# Calcular o vetor de deslocamento
deslocamento_linha = centro_original_linha -
novo_centro_linha
deslocamento_coluna = centro_original_coluna -
novo_centro_coluna
# Transladar a imagem
image_CR_transladada = shift(image_CR, [deslocamento_linha,
deslocamento_coluna])
# Calcular o ângulo de rotação
delta_y = p2linha - p1linha
delta_x = p2coluna - p1coluna
angulo_radianos = np.arctan2(delta_y, delta_x)
angulo_graus = np.degrees(angulo_radianos)
if angulo_graus < 0:
    angulo_graus += 180
else:
    angulo_graus -= 180
# Rotacionar a imagem
image_CR_rotacionada = rotate(image_CR_transladada,
angulo_graus, reshape=False)
# Calcular a distância em pixels entre os pontos P1 e P2

```

```

    distancia_p1_p2 = np.sqrt((p2linha - p1linha)**2 +
(p2coluna - p1coluna)**2)
    # Calcular o fator de escala necessário para que a
distância entre P1 e P2 corresponda ao Campo10A do DRR
    fator_escala = Campo10A / distancia_p1_p2
    # Escalar a imagem
    image_CR_escalada = zoom(image_CR_rotacionada,
fator_escala)
    # Calcular as coordenadas do centro da imagem escalada
    centro_escalado_coluna = centro_original_coluna *
fator_escala
    centro_escalado_linha = centro_original_linha *
fator_escala
    # Calcular as coordenadas do canto inferior esquerdo do
quadrado
    canto_esquerdo_coluna = centro_escalado_coluna - Campo10A /
2
    canto_esquerdo_linha = centro_escalado_linha - Campo10A / 2
    # Cortar a imagem
    image_CR_escalada_cortada =
ajusta_imagem(image_CR_escalada, size=(512, 512))
    #ajuste fino
    image_CR_escalada_cortada =
shift(image_CR_escalada_cortada, [2, 0])
    # Calcular as novas coordenadas do centro e do quadrado
    centro_escalado_coluna_cortado = centro_escalado_coluna -
(image_CR_escalada.shape[1] - 512) // 2
    centro_escalado_linha_cortado = centro_escalado_linha -
(image_CR_escalada.shape[0] - 512) // 2
    canto_esquerdo_coluna_cortado =
centro_escalado_coluna_cortado - Campo10A / 2
    canto_esquerdo_linha_cortado =
centro_escalado_linha_cortado - Campo10A / 2
    # Criar a figura e os eixos
    fig, axs = plt.subplots(1, 3, figsize=(25, 15))
    plt.subplots_adjust(wspace=0.005) # This adds 5 pixels
space between plots
    # Mostrar a imagem original
    axs[0].imshow(image_CR, cmap='gray')
    axs[0].axvline(image_CR.shape[1]/2, color='red')
    axs[0].axhline(image_CR.shape[0]/2, color='red')
    axs[0].set_title("CR Original" , fontsize=32)

```

```

    axs[0].axis('off')
    # Mostrar a imagem transladada
    axs[1].imshow(image_CR_transladada, cmap='gray')
    axs[1].axvline(centro_original_coluna, color='red')
    axs[1].axhline(centro_original_linha, color='red')
    axs[1].set_title("CR Transladado" , fontsize=32)
    axs[1].axis('off')
    # Mostrar a imagem rotacionada
    axs[2].imshow(image_CR_rotacionada, cmap='gray')
    axs[2].axvline(centro_original_coluna, color='red')
    axs[2].axhline(centro_original_linha, color='red')
    axs[2].set_title("CR Rotacionado" , fontsize=32)
    axs[2].axis('off')
    # Mostrar a figura
    plt.show()
    # Mostrar a imagem DRR e CR ajustada
    fig, axs = plt.subplots(1, 2, figsize=(15, 15),
constrained_layout=True)
    plt.subplots_adjust(wspace=0.005) # This adds 5 pixels
space between plots
    axs[0].imshow(image_DRR, cmap='gray')
    axs[0].axvline(255.5, color='red', linewidth=1)
    axs[0].axhline(255.5, color='red', linewidth=1)
    quadrado = Rectangle((canto_esquerdo_coluna_cortado-0.5,
canto_esquerdo_linha_cortado-0.5), Campo10A, Campo10A, fill=False,
edgecolor='red', linewidth=1)
    axs[0].add_patch(quadrado)
    axs[0].set_title("DRR" , fontsize=32)
    axs[0].axis('off')
    axs[1].imshow(image_CR_escalada_cortada, cmap='gray')
    axs[1].axvline(centro_escalado_coluna_cortado, color='red',
linewidth=1)
    axs[1].axhline(centro_escalado_linha_cortado, color='red',
linewidth=1)
    quadrado = Rectangle((canto_esquerdo_coluna_cortado,
canto_esquerdo_linha_cortado), Campo10A, Campo10A, fill=False,
edgecolor='red', linewidth=1)
    axs[1].add_patch(quadrado)
    axs[1].set_title("CR Ajustado", fontsize=32)
    axs[1].axis('off')
    plt.show()
    # Converte a matriz de pixel para dtype uint8 (8 bits por

```

```

canal)
    image_CR_escalada_cortada = (image_CR_escalada_cortada /
np.max(image_CR_escalada_cortada) * 255).astype(np.uint8)
    # Converte a matriz de pixel para dtype uint8 (8 bits por
canal)
    image_DRR = (image_DRR / np.max(image_DRR) *
255).astype(np.uint8)
    # Salva a imagem CR em PNG
    imagem = Image.fromarray(image_CR_escalada_cortada)
    imagem = imagem.convert('L')
    imagem.save(substituir_extensao(caminho_pasta+cr))
    # Salva a imagem DRR em PNG
    imagem = Image.fromarray(image_DRR)
    imagem = imagem.convert('L')
    imagem.save(substituir_extensao(caminho_pasta+dr))

# Lista de imagens
lista_imagens = [
    (r'Par1_dcm/', 'DRR.0.dcm', 'CR.0.dcm', 1151, 554, 945, 952),
    (r'Par1_dcm/', 'DRR.270.dcm', 'CR.270.dcm', 1204, 573, 924, 918),
    (r'Par2_dcm/', 'DRR.0.dcm', 'CR.0.dcm', 1026, 419, 1040, 1039),
    (r'Par2_dcm/', 'DRR.270.dcm', 'CR.270.dcm', 1147, 488, 1175, 1174),
    (r'Par3_dcm/', 'DRR.0.dcm', 'CR.0.dcm', 1315, 737, 674, 674),
    (r'Par3_dcm/', 'DRR.270.dcm', 'CR.270.dcm', 837, 214, 819, 812),
]
processa_imagens(lista_imagens)

```

Código 2: Registro de imagem DRR com CR

```

import SimpleITK as sitk
import pandas as pd
import time
import datetime
import numpy as np

numero_de_interacoes = []
valor_final_da_metrica = []
tempo_inicial_codigo = time.time()

def
configuracao_joint_histogram_mutual_information(metodo_de_registro)
:

metodo_de_registro.SetMetricAsJointHistogramMutualInformation(numbe
rOfHistogramBins=20)

metodo_de_registro.SetMetricSamplingStrategy(metodo_de_registro.REG
ULAR)
    metodo_de_registro.SetMetricSamplingPercentage(1.0)
    return metodo_de_registro

def configuracao_mattes_mutual_information(metodo_de_registro):

metodo_de_registro.SetMetricAsMattesMutualInformation(numberOfHisto
gramBins=50)

metodo_de_registro.SetMetricSamplingStrategy(metodo_de_registro.RAN
DOM)
    metodo_de_registro.SetMetricSamplingPercentage(0.2)
    return metodo_de_registro

def configuracao_correlation(metodo_de_registro):
    metodo_de_registro.SetMetricAsCorrelation()

metodo_de_registro.SetMetricSamplingStrategy(metodo_de_registro.REG
ULAR)
    metodo_de_registro.SetMetricSamplingPercentage(1.0)
    return metodo_de_registro

def configuracao_ants_neighborhood_correlation(metodo_de_registro):

```

```

metodo_de_registro.SetMetricAsANTSNighborhoodCorrelation(radius=3)

metodo_de_registro.SetMetricSamplingStrategy(metodo_de_registro.RAN
DOM)
    metodo_de_registro.SetMetricSamplingPercentage(0.2)
    return metodo_de_registro

def calcular_translacao(imagem_drr, imagem_cr,
funcao_de_configuracao):

    if imagem_drr.GetNumberOfComponentsPerPixel() > 1:
        imagem_drr = sitk.VectorIndexSelectionCast(imagem_drr, 0)
    if imagem_cr.GetNumberOfComponentsPerPixel() > 1:
        imagem_cr = sitk.VectorIndexSelectionCast(imagem_cr, 0)

    #inicializacao
    transformacao_inicial = sitk.TranslationTransform(2)

    #parametro iniciais de registro definidos pelo usuario
    deslocamento_inicial_x = 10
    deslocamento_inicial_y = 10

    if deslocamento_inicial_x == 0 or deslocamento_inicial_y == 0:
        transformacao_inicial =
sitk.CenteredTransformInitializer(imagem_drr,

imagem_cr,sitk.Euler2DTransform(),

sitk.CenteredTransformInitializerFilter.GEOMETRY)
    else:
        transformacao_inicial.SetOffset((deslocamento_inicial_x,
deslocamento_inicial_y))

    #Configure a métrica usando a função de configuração fornecida
    metodo_de_registro = sitk.ImageRegistrationMethod()
    metodo_de_registro = funcao_de_configuracao(metodo_de_registro)

    metodo_de_registro.SetMetricSamplingStrategy(metodo_de_registro.RAN
DOM)
        metodo_de_registro.SetMetricSamplingPercentage(0.20)

```

```

# Configurações do otimizador

metodo_de_registro.SetOptimizerAsGradientDescent(learningRate=1.0,
numberOfIterations=50,
convergenceMinimumValue=1e-6,
convergenceWindowSize=20)
    metodo_de_registro.SetOptimizerScalesFromPhysicalShift()

# Configuração para o framework de múltiplas resoluções
    metodo_de_registro.SetShrinkFactorsPerLevel(shrinkFactors=[4,
2, 1])

metodo_de_registro.SetSmoothingSigmasPerLevel(smoothingSigmas=[2,
1, 0])

metodo_de_registro.SmoothingSigmasAreSpecifiedInPhysicalUnitsOn()

# reexecutar o registro várias vezes sem se preocupar em
redefinir a transformação inicial, pois ela não será alterada
    metodo_de_registro.SetInitialTransform(transformacao_inicial,
inPlace=False)

    tempo_inicial = time.time()
    transformacao_final =
metodo_de_registro.Execute(sitk.Cast(imagem_drr, sitk.sitkFloat32),

sitk.Cast(imagem_cr, sitk.sitkFloat32))
    tempo_final = time.time()
    tempo_total_registro = tempo_final - tempo_inicial
    valor_final_da_metrica = metodo_de_registro.GetMetricValue()
    numero_de_interacoes =
metodo_de_registro.GetOptimizerIteration()
    if isinstance(transformacao_final, sitk.CompositeTransform):
        parametros_finais =
transformacao_final.GetNthTransform(transformacao_final.GetNumberOf
Transforms() - 1).GetParameters()
    else:
        print(f'Tipo de transformação inesperado:
{type(transformacao_final)}')

```

```

        return None, None, None, None
    print("parametros_finais: ", parametros_finais)
    return parametros_finais, valor_final_da_metrica,
tempo_total_registro, numero_de_interacoes, deslocamento_inicial_x,
deslocamento_inicial_y

funcao_de_configuracoes = {
    'JointHistogramMutualInformation':
configuracao_joint_histogram_mutual_information,
    'MattesMutualInformation':
configuracao_mattes_mutual_information,
    'Correlation': configuracao_correlation,
    'ANTSNeighborhoodCorrelation':
configuracao_ants_neighborhood_correlation,
}

par_de_imagens = [
    #("Par1_dcm/DRR.0.png", "Par1_dcm/CR.0.png"),
    #("Par1_dcm/DRR.270.png", "Par1_dcm/CR.270.png"),
    #("Par2_dcm/DRR.0.png", "Par2_dcm/CR.0.png"),
    #("Par2_dcm/DRR.270.png", "Par2_dcm/CR.270.png"),
    #("Par3_dcm/DRR.0.png", "Par3_dcm/CR.0.png"),
    ("Par3_dcm/DRR.270.png", "Par3_dcm/CR.270.png"),
]

resultados_do_registro = []
valor_deslocamento = {'X': {}, 'Y': {}}
numero_maximo_de_tentativas = 5
numero_de_interacao_de_registro = 2

for drr_caminho, cr_caminho in par_de_imagens:
    for interacao in range(numero_de_interacao_de_registro):
        print(f'Iteração {interacao + 1} - Processando imagens
{drr_caminho} e {cr_caminho}')
        imagem_fixa = sitk.ReadImage(drr_caminho)
        imagem_em_movimento = sitk.ReadImage(cr_caminho)
        for nome_da_metrica, funcao_de_configuracao in
funcao_de_configuracoes.items():
            tentativas = 0
            while tentativas < numero_maximo_de_tentativas:
                print(f'Rodando com a métrica {nome_da_metrica} -
Tentativa {tentativas + 1}')

```

```

        parametros_finais, valor_final_da_metrica,
        tempo_total_registro, numero_de_interacoes, deslocamento_inicial_x,
        deslocamento_inicial_y = calcular_translacao(imagem_fixa,
        imagem_em_movimento, funcao_de_configuracao)

        if parametros_finais is not None:
            vetor_de_deslocamento =
np.array(parametros_finais)
            # Verifica se o deslocamento está dentro do
intervalo esperado
            if -60 <= vetor_de_deslocamento[0] <= 60 and -
60 <= vetor_de_deslocamento[1] <= 60:
                break
            else:
                tentativas += 1
                continue

        if tentativas == numero_maximo_de_tentativas:
            print(f"Não foi possível alcançar um deslocamento
aceitável após {numero_maximo_de_tentativas} tentativas com a
métrica {nome_da_metrica}.")
            continue

        for id_eixo, eixo in enumerate(['X', 'Y']):
            if nome_da_metrica not in valor_deslocamento[eixo]:
                valor_deslocamento[eixo][nome_da_metrica] = []

        valor_deslocamento[eixo][nome_da_metrica].append(vetor_de_deslocame
        nto[id_eixo])

    resultados_do_registro.append({
        'imagem_fixa': drr_caminho,
        'imagem_em_movimento': cr_caminho,
        'nome_da_metrica': nome_da_metrica,
        'vetor_de_deslocamento': vetor_de_deslocamento,
        'valor_final_da_metrica': valor_final_da_metrica,
        'tempo_total_registro': tempo_total_registro,
        'numero_de_interacoes': numero_de_interacoes,
        'deslocamento_inicial_x':deslocamento_inicial_x,
        'deslocamento_inicial_y':deslocamento_inicial_y
    })
    print("vetor_de_deslocamento:",vetor_de_deslocamento)

```

```

        else:
            print('Falha ao computar a translação')

# Salvando o DataFrame em um arquivo CSV
df = pd.DataFrame(resultados_do_registro)
# Formata a data e hora no formato desejado (dd.MM.yyyy.HH:mm)
horario_atual = datetime.datetime.now()
tupla = par_de_imagens[0]
nome_da_imagem_modificado = tupla[0].replace("/",
".").replace("_dcm", "").replace(".png", "")
filename =
f"{nome_da_imagem_modificado}.{horario_atual.strftime('%d.%m.%Y.%H%M')}.csv"
df.to_csv(filename, sep='\t', index=True)

# Calculo do tempo total da simulação de registro de imagem
tempo_final_codigo = time.time()
tempo_total_registro = tempo_final_codigo - tempo_inicial_codigo
print("Tempo total[s]:", tempo_total_registro)

```

Código 3: Análise dos resultados

```

import os
import SimpleITK as sitk
import matplotlib.pyplot as plt
import pandas as pd
import numpy as np
from skimage import exposure
import seaborn as sns
import cv2

def selecionar_arquivo_resultados_csv():
    # Lista todos os arquivos CSV no diretório atual
    arquivos_csv = sorted([f for f in os.listdir('.') if
f.endswith('.csv')])
    # Solicitar ao usuário para escolher um arquivo
    if not arquivos_csv:
        print("Nenhum arquivo CSV encontrado no diretório atual.")
        return None
    else:
        return arquivos_csv

def formatar_numero(num):
    #Formata o número com três casas decimais e vírgula como
separador decimal
    return "{:.3f}".format(num).replace('.', ',')

def remover_outliers(dados, coluna):
    Q1 = dados[coluna].quantile(0.25)
    Q3 = dados[coluna].quantile(0.75)
    IQR = Q3 - Q1
    filtro = (dados[coluna] >= Q1 - 1.5 * IQR) & (dados[coluna] <=
Q3 + 1.5 * IQR)
    return dados.loc[filtro]

def imprimir_estatistica(data, column):
    print(f'Média de {column}:',
formatar_numero(np.mean(data[column])))
    print(f'Mediana de {column}:',
formatar_numero(np.median(data[column])))
    print(f'Desvio padrão de {column}:',
formatar_numero(np.std(data[column])))

```

```

def visualizar_resultados_registro(imagem_fixa_caminho,
imagem_movimento_caminho, deslocamento, metodo, nome_calculo):

    if len(deslocamento) != len(metodo):
        print("Number of deslocamento and metodo must be the
same!")
        return

    fig, axes = plt.subplots(2, 2, figsize=(10, 10), sharey=True)
# 2x2 grid for 4 metodo
    axes = axes.ravel()
    try:
        imagem_fixa = sitk.ReadImage(imagem_fixa_caminho)
        imagem_em_movimento =
sitk.ReadImage(imagem_movimento_caminho)
        imagem_fixa_itk = sitk.ReadImage(imagem_fixa_caminho)
        imagem_em_movimento_itk =
sitk.ReadImage(imagem_movimento_caminho)
        # Compute the displacement in the image in pixel units
        pixel_mm_ratio = imagem_em_movimento.GetSpacing()
        imagem_fixa = sitk.GetArrayFromImage(imagem_fixa) #
convert to numpy array
        imagem_em_movimento =
sitk.GetArrayFromImage(imagem_em_movimento) # convert to numpy
array
        centro_vertical, centro_horizontal =
np.array(imagem_em_movimento.shape[:2]) // 2

    except Exception as e:
        print("Exceção ao processar imagens:", e)
        return

    for i, (deslocamento, method) in enumerate(zip(deslocamento,
metodo)):
        ax = axes[i]
        # Calcula o deslocamento para o sistema de coordenada
"matplotlib"
        deslocamento_horizontal = -deslocamento[0]
        deslocamento_vertical = -deslocamento[1]

        transforma = sitk.TranslationTransform(2)
        transforma.SetOffset((deslocamento[0], deslocamento[1]))

```

```

    reamostrado = sitk.ResampleImageFilter()
    reamostrado.SetReferenceImage(imagem_fixa_itk)
    reamostrado.SetOutputSpacing(imagem_fixa_itk.GetSpacing())
    reamostrado.SetSize(imagem_fixa_itk.GetSize())

    reamostrado.SetOutputDirection(imagem_fixa_itk.GetDirection())
    reamostrado.SetOutputOrigin(imagem_fixa_itk.GetOrigin())
    reamostrado.SetTransform(transforma)
    reamostrado_imagem_em_movimento =
    reamostrado.Execute(imagem_em_movimento_itk)
    reamostrado_imagem_em_movimento_np =
    sitk.GetArrayFromImage(reamostrado_imagem_em_movimento)

    # Aplicar a equalização adaptativa de histograma

    imagem_movimento_equalizada =
    exposure.equalize_adapthist(reamostrado_imagem_em_movimento_np,
    kernel_size=50)
    imagem_movimento_reamostrada_normalizada =
    ((imagem_movimento_equalizada - imagem_movimento_equalizada.min())
    * (255 / (imagem_movimento_equalizada.max() -
    imagem_movimento_equalizada.min()))).astype(np.uint8)

    imagem_fixa_normalizada = ((imagem_fixa -
    imagem_fixa.min()) * (255 / (imagem_fixa.max() -
    imagem_fixa.min()))).astype(np.uint8)
    imagem_fixa_bordas = cv2.Canny(imagem_fixa_normalizada, 70,
    100)

    ax.imshow(imagem_fixa_bordas, cmap='gray', origin='lower')
    ax.imshow(imagem_movimento_reamostrada_normalizada,
    cmap='gray', origin='lower', alpha=0.7)
    ax.invert_yaxis()
    ax.plot(centro_horizontal, centro_vertical, 'ro',
    markersize=3)
    ax.plot(deslocamento_horizontal + centro_horizontal,
    deslocamento_vertical + centro_vertical, 'bo', markersize=3)
    ax.set_title(f"Registro Método: {method} \n Desvio
    {nome_calculo} \n Sentido da Correção Azul->Vermelho")
    ax.axis('off')

    plt.tight_layout()

```

```

plt.show()

# Função para plotar média, mediana e desvio padrão
def plot_statistics(data, **kwargs):
    mean = np.mean(data)
    median = np.median(data)
    std = np.std(data)
    plt.axvline(mean, color='red', linestyle='--', label=f"Média = {mean:.2f}")
    plt.axvline(median, color='green', linestyle=':', label=f"Mediana = {median:.2f}")
    plt.axvline(mean + std, color='blue', linestyle='--', label=f"Média + 1 Desvio = {mean + std:.2f}")
    plt.axvline(mean - std, color='blue', linestyle='--', label=f"Média - 1 Desvio = {mean - std:.2f}")
    plt.legend()

nome_do_arquivo = selecionar_arquivo_resultados_csv()
for indice, nome in enumerate(nome_do_arquivo):
    print(f"{indice}-{nome}")

# indice do arquivo selecionado para gerar os resultados da
# simulacao por par de imagem
indice_arquivo_selecionado = 0

dados_de_resultados =
pd.read_csv(nome_do_arquivo[indice_arquivo_selecionado], sep='\t',
index_col=0)

print("\n Nome do Arquivo Selecionado:
", nome_do_arquivo[indice_arquivo_selecionado], "\n")

# Extrair os valores de gantry da coluna imagem_fixa
dados_de_resultados['gantry'] =
dados_de_resultados['imagem_fixa'].str.extract('(0|270)')[0]
dados_de_resultados['lista_deslocamento'] =
dados_de_resultados['vetor_de_deslocamento'].str.replace('[',
').replace(']', ' ').str.split()

if dados_de_resultados['gantry'][0] == "0":
    nome_eixo = "Deslocamento X [mm]"
elif dados_de_resultados['gantry'][0] == "270":

```

```

nome_eixo = "Deslocamento Z [mm]"

# Extrair os valores de deslocamento da imagem vertical e
horizontal
dados_de_resultados['deslocamento_horizontal'] =
dados_de_resultados['lista_deslocamento'].apply(lambda x:
float(x[0]))
dados_de_resultados['deslocamento_vertical'] =
dados_de_resultados['lista_deslocamento'].apply(lambda x:
float(x[1]))

# Remove os valores de deslocamento da imagem vertical e horizontal
que são outliers
dados_de_resultados_no_outliers =
remover_outliers(dados_de_resultados, 'deslocamento_horizontal')
dados_de_resultados_no_outliers = dados_de_resultados =
remover_outliers(dados_de_resultados_no_outliers,
'deslocamento_vertical')

# Melhora a forma de mostrar o nome da metrica
renomear_metricas = {
    "MattesMutualInformation": "Mattes Mutual \n Information",
    "Correlation": "Correlation",
    "ANTSNeighborhoodCorrelation": "ANTS Neighborhood \n
Correlation",
    "JointHistogramMutualInformation": "Joint Histogram \n Mutual
Information"
}
dados_de_resultados_no_outliers['nome_da_metrica'].replace(renomear
_metricas, inplace=True)

metricas_unicas =
sorted(dados_de_resultados['nome_da_metrica'].unique())

print(f"----- Histograma dos deslocamentos dos registros
por método -----")
# Criando gráficos
g = sns.FacetGrid(dados_de_resultados_no_outliers,
col="nome_da_metrica", col_wrap=2, height=6)
g.map(sns.histplot, 'deslocamento_horizontal', bins=30, kde=True)
g.map(plot_statistics, 'deslocamento_horizontal')
g.set_titles("{col_name}", weight='bold', fontsize=20)

```

```

for ax in g.axes.flat:
    ax.set_ylabel("Contagem", weight='bold')
    ax.set_xlabel(nome_eixo, weight='bold')
plt.legend(loc='upper left', title='Estatísticas')
plt.tight_layout()
plt.show()

g = sns.FacetGrid(dados_de_resultados_no_outliers,
col="nome_da_metrica", col_wrap=2, height=6)
g.map(sns.histplot, 'deslocamento_vertical', bins=30, kde=True)
g.map(plot_statistics, 'deslocamento_vertical')
g.set_titles("{col_name}", weight='bold', fontsize=20)
for ax in g.axes.flat:
    ax.set_ylabel("Contagem", weight='bold')
    ax.set_xlabel("Deslocamento Y [mm]", weight='bold')
plt.legend(loc='upper left', title='Estatísticas')
plt.tight_layout()
plt.show()

print(f"----- Boxplot dos deslocamentos dos registros por
método -----")
fig, ax = plt.subplots(1, 2, figsize=(15, 6), sharey=True)
# Primeiro gráfico BoxPlot
sns.boxplot(y='nome_da_metrica', x='deslocamento_horizontal',
data=dados_de_resultados_no_outliers, ax=ax[0])
labels1 = ax[0].get_yticklabels()
ax[0].set_yticklabels(labels1, weight='bold', fontsize=14)
ax[0].set_xlabel(nome_eixo, weight='bold', fontsize=14)
ax[0].set_ylabel("")

# Segundo gráfico BoxPlot
sns.boxplot(y='nome_da_metrica', x='deslocamento_vertical',
data=dados_de_resultados_no_outliers, ax=ax[1])
ax[1].set_xlabel("Deslocamento Y [mm]", weight='bold', fontsize=14)
ax[1].set_ylabel("")
#plt.tight_layout()
plt.show()

metricas_unicas =
sorted(dados_de_resultados['nome_da_metrica'].unique())

print(f"----- Estatísticas para métrica: -----")

```

```

# Criando um DataFrame vazio para armazenar os resultados
resultados_tabulares = pd.DataFrame(columns=[
    'Métrica',
    'Média DH', 'Mediana DH', 'Desvio DH',
    'Média DV', 'Mediana DV', 'Desvio DV',
    'media valor_final_da_metrica',
    'media tempo_total_registro',
    'media numero_de_interacoes'
])

for nome_da_metrica in metricas_unicas:
    dados_de_resultados_metrica =
dados_de_resultados[dados_de_resultados['nome_da_metrica'] ==
nome_da_metrica]
    dados_de_resultados_no_outliers_metrica =
remover_outliers(dados_de_resultados_metrica,
'deslocamento_horizontal')
    dados_de_resultados_no_outliers_metrica =
remover_outliers(dados_de_resultados_no_outliers_metrica,
'deslocamento_vertical')
    dados_de_resultados_no_outliers_metrica =
remover_outliers(dados_de_resultados_no_outliers_metrica,
'valor_final_da_metrica')
    dados_de_resultados_no_outliers_metrica =
remover_outliers(dados_de_resultados_no_outliers_metrica,
'tempo_total_registro')
    dados_de_resultados_no_outliers_metrica =
remover_outliers(dados_de_resultados_no_outliers_metrica,
'numero_de_interacoes')

    # Calculando estatísticas
    res = {
        'Métrica': nome_da_metrica,
        'Média DH':
round(np.mean(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamento
_horizontal']), 3),
        'Mediana DH':
round(np.median(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamen
to_horizontal']), 3),
        'Desvio DH':
round(np.std(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamento_
_horizontal']), 3),

```

```

        'Média DV':
round(np.mean(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamento_
_vertical']), 3),
        'Mediana DV':
round(np.median(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamen
to_vertical']), 3),
        'Desvio DV':
round(np.std(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['deslocamento_
vertical']), 3),
        'media valor_final_da_metrica':
round(np.mean(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['valor_final_
da_metrica']), 3),
        'media tempo_total_registro':
round(np.mean(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['tempo_total_
registro']), 3),
        'media numero_de_interacoes':
round(np.mean(dados_de_resultados_no_outliers_metrica['numero_de_in
teracoes']), 3)
    }

    # Adicionando linha de resultados ao DataFrame
    resultados_tabulares = resultados_tabulares.append(res,
ignore_index=True)

# Exibindo o DataFrame
print(resultados_tabulares)

novo_nome_do_arquivo =
nome_do_arquivo[indice_arquivo_selecionado].replace(".tsv",
"_estatistica.csv")
resultados_tabulares.to_csv(novo_nome_do_arquivo, sep='\t',
encoding='utf-8-sig', index=False)

# Agrupar por método e para calcular a média de
deslocamento_horizontal e deslocamento_vertical
agrupado =
dados_de_resultados_no_outliers.groupby('nome_da_metrica').agg({
    'deslocamento_horizontal': 'mean',
    'deslocamento_vertical': 'mean'
}).reset_index()

# Criar lista de métodos e translações

```

```

metodo = agrupado['nome_da_metrica'].tolist()
deslocamento = list(zip(agrupado['deslocamento_horizontal'],
agrupado['deslocamento_vertical']))

imagem_fixa_caminho =
dados_de_resultados_no_outliers['imagem_fixa'].iloc[0]
imagem_movimento_caminho =
dados_de_resultados_no_outliers['imagem_em_movimento'].iloc[0]

print(f"----- Registros com valores médio de deslocamento -
-----")
visualizar_resultados_registro(imagem_fixa_caminho,
imagem_movimento_caminho, deslocamento, metodo, "Média")

# Agrupar por método e para calcular a mediana de
deslocamento_horizontal e deslocamento_vertical
agrupado =
dados_de_resultados_no_outliers.groupby('nome_da_metrica').agg({
    'deslocamento_horizontal': 'median',
    'deslocamento_vertical': 'median'
}).reset_index()

# Criar lista de métodos e translações
metodo = agrupado['nome_da_metrica'].tolist()
deslocamento = list(zip(agrupado['deslocamento_horizontal'],
agrupado['deslocamento_vertical']))

print(f"----- Registros com valores mediano de deslocamento
-----")
visualizar_resultados_registro(imagem_fixa_caminho,
imagem_movimento_caminho, deslocamento, metodo, "Mediana")

```