



**MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE  
PERNAMBUCO  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA, PÓS-GRADUAÇÃO E INOVAÇÃO**

**RELATÓRIO FINAL**

**(2018– 2019)**

**Projeto: Prototipagem de fantasmas com materiais equivalentes ao tecido humano para uso em dosimetria das radiações ionizantes**

**Plano de atividades: Implementação de métodos de segmentação de imagens PET para uso em planejamento radioterápico**

Relatório Final apresentado à Pró-Reitoria de Pesquisa, Pós-graduação e Inovação como parte dos requisitos do Programa de Iniciação Científica do IFPE, sob orientação do **Dr. Profº José Wilson Vieira**

**Jadson Pereira da Silva  
CAMPUS RECIFE  
AGO/2019**

## RESUMO

De acordo com o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), no Brasil deve ser registrado cerca de 600 mil novos casos de câncer nos anos de 2018 e 2019. No Brasil, a radioterapia é uma das alternativas mais utilizadas para tratamento. No planejamento radioterápico pode-se utilizar imagens de Tomografia por Emissão de Pósitrons (PET). Neste exame o radiofármaco concentra-se onde há maior atividade tumoral. Esse método é eficaz e auxilia na segmentação de imagens e, conseqüentemente, descoberta do volume do tumor. Com essa informação, a dose de radiação terapêutica será melhor calculada. Entretanto, as imagens PET possui baixa resolução quando comparadas a imagens de Tomografia Computadorizada (TC). Este trabalho tem como objetivo implementar algoritmos de segmentação para definição de volumes e subvolumes em imagens PET para uso planejamento radioterápico. Para isto, foram utilizadas imagens PET do fantoma *NEMA IEC Body* no formato *Digital Imaging Communications in Medicine* (DICOM). Nelas, foram aplicados métodos de segmentação utilizando a linguagem de programação *Python 3.7*. Os códigos desenvolvidos foram: *threshold* simples baseado em histograma, *threshold otsu*, *random walker* e *felzenszwalb*. Eles foram capazes de ler e processar as imagens DICOM do fantoma utilizado, resultando na imagem segmentada e no valor de seu volume. Conclui-se, dessa forma, que todos os códigos desenvolvidos nesse projeto (*threshold* simples baseado em histograma, *tandom walker*, *telzenszwalb* e *threshold otsu*.) foram capazes de segmentar o volume total da estrutura estudada. Entretanto, é necessária a realização de mais teste para que esses códigos se apresentem de maneira mais precisa.

## 1.INTRODUÇÃO

Segundo o Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), o Brasil deve registrar cerca de 600 mil novos casos de câncer por ano em 2018 e 2019 (INCA, 2017). Um dos métodos de combate ao câncer é a radioterapia que é utilizada para eliminar os tumores localizados. O princípio do tratamento é que a radiação destrói as células cancerígenas, danificando seu DNA e impedindo a sua capacidade de se dividir. Além das cancerígenas, as células saudáveis são susceptíveis aos danos causados pela radiação (EQUIPE ONCOGUIA, 2015). A radioterapia tem como objetivo concentrar a dose terapêutica necessária no tecido tumoral, assim minimizando a irradiação nos tecidos saudáveis, uma definição acurada do volume-alvo é essencial (VANDERSTRAETEN, 2007).

O *Positron Emission Tomography* (PET) é um exame de diagnóstico por imagem que avalia o metabolismo do corpo por meio da administração de um radiofármaco no paciente. Este radiofármaco, geralmente o 2-[<sup>18</sup>F]Flúor 2- deoxi- D-glicose (18F-FDG) (análogo a glicose), após ser aplicado no paciente, distribui-se por todo o seu corpo. Concentrações mais elevadas são encontradas em tecidos tumorais porque estes apresentam metabolismo mais acelerado que as células saudáveis, consumindo mais glicose. A emissão da radiação pelo radiofármaco nessas regiões são detectadas por um detector cintilador que forma a imagem (INSTITUTO VENCER O CÂNCER, 2017). As imagens PET possuem baixa resolução espacial, fazendo com que exista uma dificuldade em seu uso para o planejamento radioterápico. Contudo, uma solução para esse problema está em utilizar mecanismos de filtragem e a segmentação para melhor definir os volumes dos tumores. Sendo assim o objetivo do trabalho é a implementação de algoritmos de segmentação para a definição dos volumes e subvolumes em imagens PET para uso em planejamento radioterápico.

## 2. METODOLOGIA

Este projeto foi desenvolvido no Laboratório de Dosimetria Numérica (LDN), sendo utilizado computadores com processador *Intel® Core (TM) i7 CP X990 @ 3.47GHz*, memória RAM de 24,0 GB, placa de vídeo NVIDIA GeForce GTX, sistemas operacionais *Windows 7 Ultimate* e *Ubuntu 14*. Nestes foram instalados o interpretador *Python 3.7* por ser uma linguagem de programação de alto nível fácil e amplamente utilizada, e que já vem com seu próprio ambiente de desenvolvimento *Integrated Development Environment (IDLE)*.

Foram obtidas imagens PET do fantoma *NEMA IEC Body* no formato *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*. Nelas foram aplicados métodos de segmentação usando a linguagem *Python* versão 3.7.3, com seus respectivos módulos para uso em imagens médicas. Neste projeto, foram desenvolvidos quatro algoritmos de segmentação: *threshold* simples baseada em histograma, *random walker*, *felzenszwalb* e *threshold otsu*.

Os métodos de segmentação se utilizaram da biblioteca *Pydicom* para efetuar a função de abrir imagens. Todos os códigos fizeram uso do módulo *scikit-image*, exceto o *threshold* simples baseado em histograma. Este módulo possui uma coleção de algoritmos para processamento de imagens chamada *skimage* da qual foram retiradas as funções. Já o desenvolvimento da função *threshold* simples baseado em histograma foi a partir do descrito em literatura (GONZALEZ e WOODS, 2010).

Na imagem PET, o algoritmo de *threshold* baseada em histograma foi utilizada com a finalidade de fazer a binarização das cores da imagem em função do limiar escolhido pelo operador. Os *pixels* com valores abaixo desse limiar receberam o valor de 0 e os acima receberam o valor de 10000 (32 bits) gerando assim a imagem binária. Já o *random walker* é um processo que tem um conjunto de variáveis aleatórias que descreve o caminho de *pixels* em uma sucessão de passos aleatórios para fazer a segmentação de marcadores definidos no código. Nesse caso, foram utilizados valores de intensidade de *pixels* que estão dentro da margem de 11000 e 12000 como marcadores que servirão como locais de origem dos passos para as imagens DICOM de 32 bits. O *threshold otsu* também é um algoritmo de limiarização. Entretanto, diferentemente do *threshold* baseada em histograma, ele encontra automaticamente o limiar ideal que separa os objetos de fundo e os da frente da imagem em dois *clusters*, dividindo-os em cor preta para o fundo e branco para a frente. No algoritmo, o critério utilizado para isto é o limiar que mais minimiza a soma de variantes intraclases da imagem.

O *felzenszwalb* faz o processamento de imagens utilizando grafos. De modo que é criado uma supersegmentação da imagem usando um agrupamento baseado em árvore de abrangência mínima e rápida. Essa técnica recebeu três parâmetros para o ajuste de seus resultados: escala, sigma e *min\_size*. A escala é empregada no cálculo da função limiar, o sigma controla o grau de suavidade para a análise da imagem e o *min\_size* representa o tamanho mínimo do componente reforçado em uma região usando pós-processamento. Além disso, o *min\_size* funciona avaliando a existência de fronteiras de *pixels* entre duas regiões diferentes fazendo a comparação das diferenças internas entre as duas regiões.

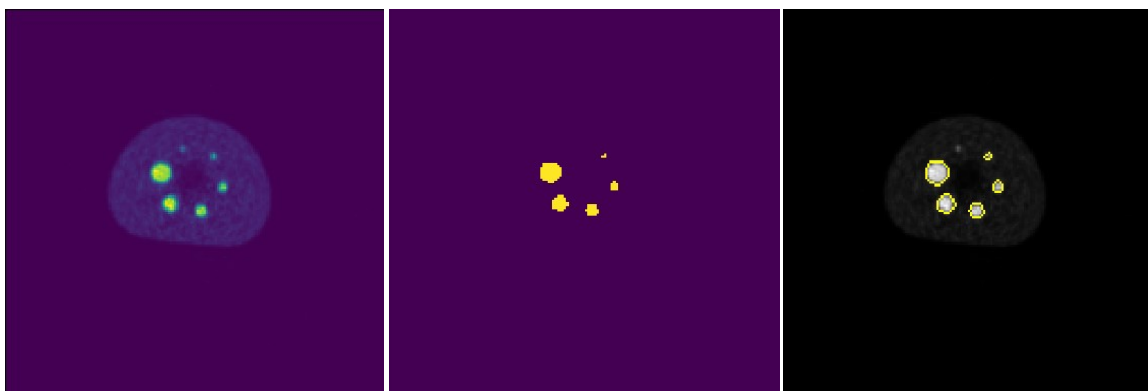
Em todos os algoritmos testados, a determinação do volume do tumor é a realizada a partir da quantidade de *pixels* do objeto da segmentação. Inicialmente, foi calculada a volume do tumor de cada imagem seccionada a partir do tamanho do *pixel*. Posteriormente, foi realizado o somatório do volume do tumor de cada imagem seccionada.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

#### ***Threshold* baseado em histograma**

O algoritmo *threshold* baseado em histograma criou imagens binárias apresentando os locais de maiores intensidades que o limiar escolhido. Esse método teve resultados de volumes da esfera maior do fantoma variando de 25082,95 mm<sup>3</sup> a 26864.99 mm<sup>3</sup> para valores de limiar 11160 e 12400, respectivamente. Neste algoritmo, a variação do volume de interesse é dependente do operador que analisa o histograma. Na Figura 1 é apresentada as imagens PET original, a imagem PET segmentada utilizando limiar de 11160 e a união dessas imagens.

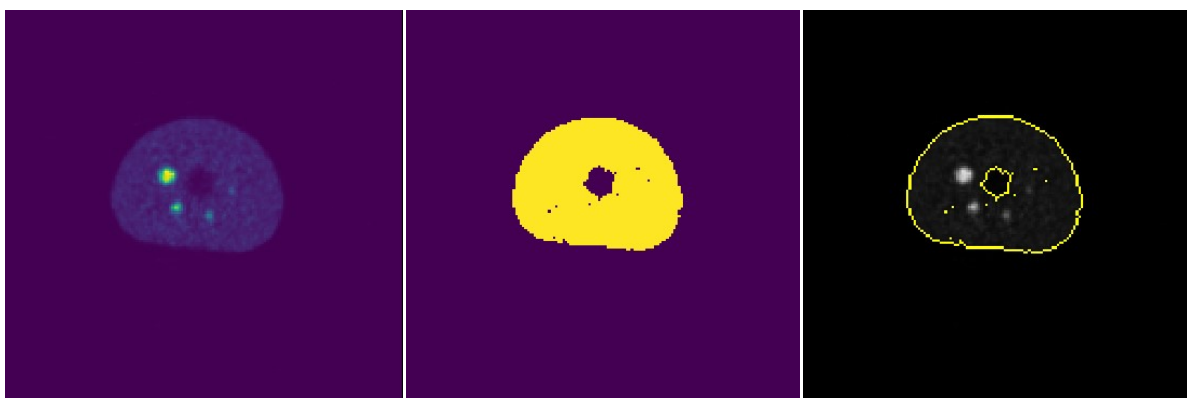
**Figura 1.** Imagem PET original (a), imagem PET segmentada com o limiar de 11160 e união da imagem PET original e da PET segmentada.



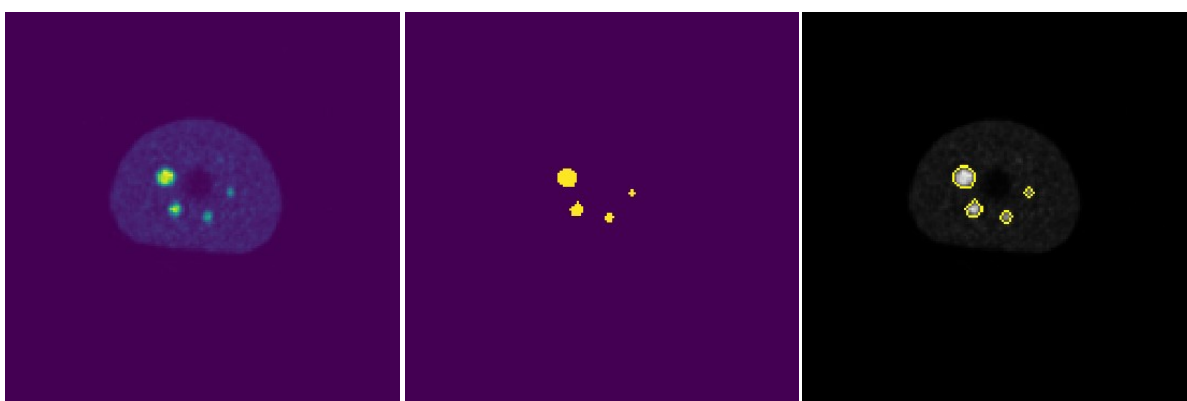
#### ***Threshold otsu***

O algoritmo *threshold otsu* não identificou alguns pontos de intensidade em algumas das fatias já que ele pode atribuir um limiar diferente para cada imagem. Com isso, o volume final do tumor pode variar, tornando-o um algoritmo não adequado. Na Figura 2 e 3 é apresentada a diferença de limiar entre as fatias 7 e 8 da imagem PET obtida do fantoma *NEMA IEC Body*.

**Figura 2.** Imagem PET original da fatia 7(a), imagem segmentada utilizando *threshold* (b) e união da imagem original PET com a segmentação *threshold otsu*(c).



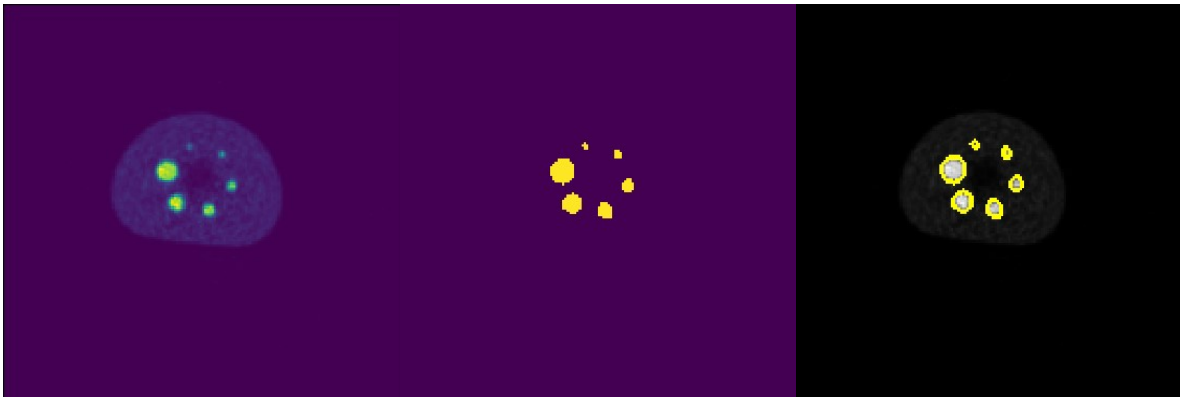
**Figura 3.** Imagem PET original da fatia 8(a), imagem segmentada com *threshold otsu*(b) e união da imagem original PET com a segmentação *threshold otsu*(c)



### ***Random Walker***

O algoritmo *random walker* gerou imagens segmentadas com grandes variações de níveis de cinza nos locais desejados e um nível baixo nas outras partes, permitindo e facilitando a segmentação. Este método, com marcadores entre 11000 e 12000, criou imagens segmentadas da maior esfera do fantoma com um volume final de 27167,60 mm<sup>3</sup> que é maior do que o valor real de 26521,84mm<sup>3</sup>. Dessa forma, com uma escolha mais acurada dos marcadores é possível obter uma maior precisão. Na Figura 4 é mostrado o resultado da segmentação.

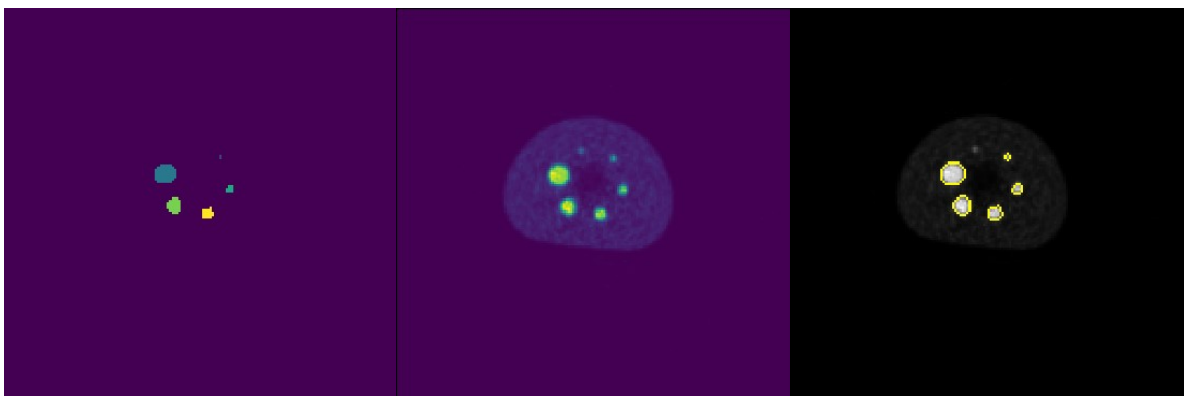
**Figura 4.** Imagem PET original(a), imagem segmentada com *random walker*(b) e união da imagem original com a segmentação *random walker*(c).



### ***Felzenszwalb***

Na segmentação utilizando o algoritmo de *felzenszwalb* foi obtido o volume da maior esfera de 28647,02 mm<sup>3</sup> com os parâmetros de escala de 59000 e o sigma de 0,1, que é maior que o esperado de 26521,84 mm<sup>3</sup>. Com valores de sigma ainda menores é possível obter um resultado mais próximo do ideal. Na Figura 5 é mostrado o resultado de uma das fatias segmentada.

**Figura 5.** Imagem PET original(a), *felzenszwalb* segmentação(b) e união da imagem original com a segmentação *felzenszwalb*(c).





#### 4. CONCLUSÕES

O tratamento do câncer por meio da radioterapia precisa de um planejamento de dose acurado a partir da segmentação do tumor. Em imagens PET é possível fazer essa estimativa de volume. Neste projeto foram desenvolvidos quatro métodos de segmentação de imagens que possibilita a estimativa do volume de tumores reais para imagens PET por meio da IDLE *python*. A aplicação de módulos em *python* fez os códigos ficarem mais leve e facilitou o entendimento deles.

Dentre os algoritmos desenvolvidos, na segmentação utilizando o *threshold* baseado em histograma a variação do volume de interesse é dependente do operador que analisa o histograma, o que se torna ruim para padronizar a técnica. Já em relação ao *threshold otsu*, mesmo o método não atingindo o resultado esperado, cumpriu a função de segmentação. Espera-se que com mais testes ele alcance resultados mais precisos. O *random walker* e *felzenszwalb* com ajuste em seus parâmetros forneceram os valores mais aproximados do volume real das esferas das imagens.

Devido a importância da obtenção de resultados acurados de volume, é essencial mais testes em mais imagens para se ter um maior ajuste na precisão.

## 5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

EQUIPE ONCOGUIA. **Como funciona a radioterapia?** Disponível em: <<http://www.oncoguia.org.br/conteudo/como-funciona-a-radioterapia/4671/720/>>. Acesso em: 15, Jan de 2019.

GONZALEZ, R.C.; WOODS, R.E. **Processamento Digital de Imagens**: 3. ed. São Paulo: Editora Pearson Prentice Hall, 2010.

INCA. **Estimativa 2018. Incidência de câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: [s.n.].

INSTITUTO VENCER O CÂNCER. **Tomografia Computadorizada por Emissão de Pósitrons (PET-TC)**. 2017. Disponível em: <<https://www.vencercancer.org.br/cancer/diagnostico-2/tomografia-computadorizada-por-emissao-de-positrons-pet-tc>> Acesso em: 11 de Jan de 2019

VANDERSTRAETEN, B. **Biologically conformal radiation therapy and Monte Carlo dose calculations in the clinic**. PhD Thesis, Faculty of Medicine and Health Sciences, Inglaterra, 2007.