

Segmentação de Pulmão em Tomografias

Alessandra K. Carneiro¹

¹Departamento de Informática - Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Abstract. *This paper presents a method for segmenting lung CT images using image processing techniques. The presented approach mainly uses dilation, erosion and clear border operations to segment the lung from the rest of the image, and evaluates the CT scan on the Hounsfield scale. The results obtained on F1-Score and Dice metrics were 97,73% and 92,36%, respectively.*

Resumo. *Este artigo apresenta um método para segmentação de imagens de tomografia de pulmão utilizando técnicas de processamento de imagens. A abordagem apresentada utiliza principalmente operações de dilatação, erosão e limpeza de borda para segmentar o pulmão do restante da imagem, além de avaliar a tomografia na escala Hounsfield. Os resultados obtidos nas métricas de F1-Score e Dice foram respectivamente 97,73% e 92,36%.*

1. Introdução

Este estudo tem a intenção de avaliar 178 imagens de tomografias de pulmão que se encontram em formato DICOM e estão dispostas em seis diretórios. Dentro de cada diretório, além das imagens, existe um subdiretório que contém as máscaras de segmentação de cada imagem do diretório pai. As máscaras serão utilizadas para comparar a segmentação realizada nesse estudo e verificar a sua eficácia através das métricas de Verdadeiro Positivo (VP), Verdadeiro Negativo (VN), Falso Positivo (FP) e Falso Negativo (FN), precisão, acurácia, F1 Score, Recall e o coeficiente Dice.

2. Análise das imagens

O padrão das imagens de tomografia analisadas é similar ao mostrado na Figura 1. O pulmão, por possuir baixa densidade, pode ser identificado como um destaque mais escuro localizado na parte central. A caixa torácica é identificada como a região mais clara, já que possui alta densidade e tem uma maior absorção dos raios-x utilizados no exame. A última característica é a região externa ao corpo, que também é escura.

O foco da segmentação é, portanto, isolar a região escura central da região clara e da região escura externa. Para realizar essa distinção, é possível utilizar a escala Hounsfield, que mede a radio densidade em diferentes materiais. O HU (Unidade de Hounsfield) de cada um dos materiais presentes nas imagens tratadas pode ser visto na Tabela 1.

Tabela 1. Valores de HU para diferentes materiais [Hounsfield scale 2023].

Substância	HU
Ar	-1000
Ossos	+300 até +1900
Pulmão	-700 até -600

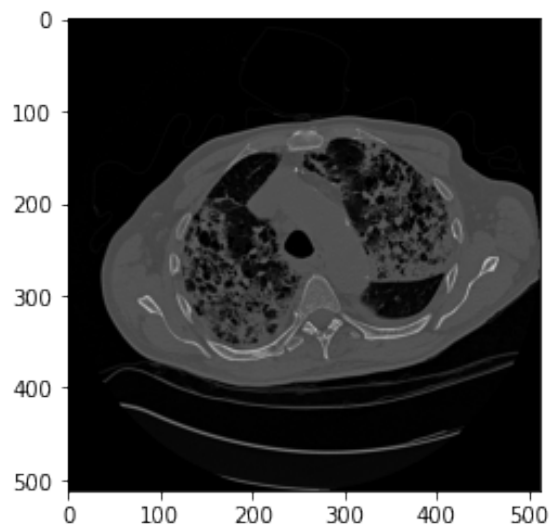


Figura 1. Exemplo de tomografia de pulmão.

3. Segmentação das imagens

O primeiro método aplicado nessa abordagem de segmentação foi a aplicação de um filtro baseado em HU que transforma as imagens em binárias. O filtro consiste em verificar se o pixel é menor que um valor limite. Em caso positivo ele se torna 1, caso contrário, obtém o valor 0. O valor limite utilizado foi -600, por ser o valor limite do pulmão na escala Hounsfield, o que faz com que os ossos e outros materiais com o HU maior sejam anulados. O resultado dessa etapa pode ser visto na Figura 2.

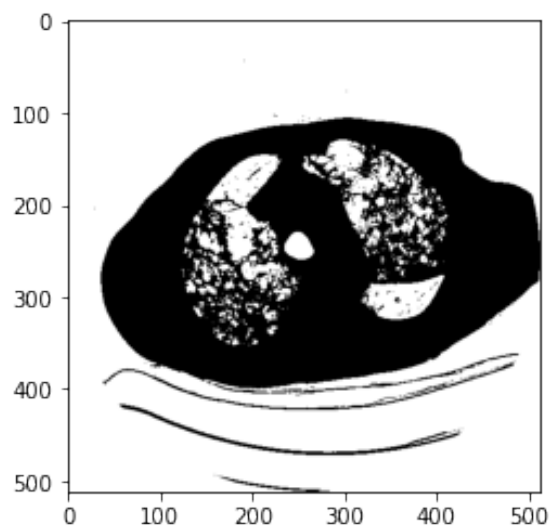


Figura 2. Tomografia com filtro baseado no HU.

Além do pulmão, ainda é possível observar a área externa em branco, pois o HU do ar é -1000 e não foi filtrado no processo anterior. Para removê-la, foi utilizada a função *clear_border* presente na biblioteca Scikit, que elimina bordas que não estão conectadas a um objeto em uma imagem. Por padrão, a função elimina pixels positivos que se conectam

às bordas da imagem e não tem uma ligação com os objetos centrais. O resultado dessa etapa na imagem de exemplo pode ser visualizado na Figura 3.

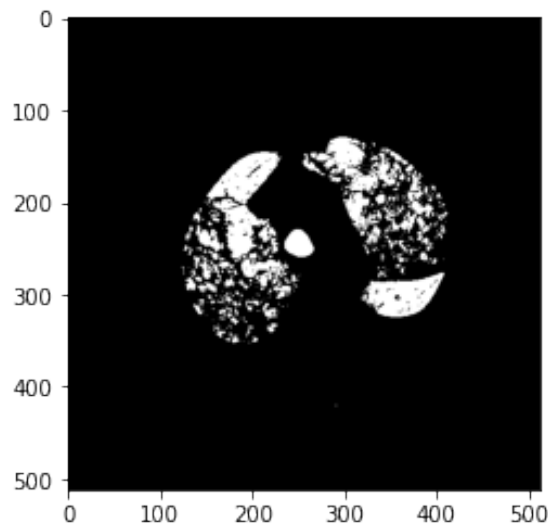


Figura 3. Tomografia com filtro de remoção de bordas.

A próxima etapa tem o objetivo de tornar o formato da máscara mais consistente, já que o contorno do pulmão obtido contém o ruído causado pela diferença do HU dos outros materiais que o compõem. Para isso, foi aplicada a operação de dilatação, que expande os contornos da imagem. O resultado dessa etapa na imagem de exemplo pode ser visualizado na Figura 4.

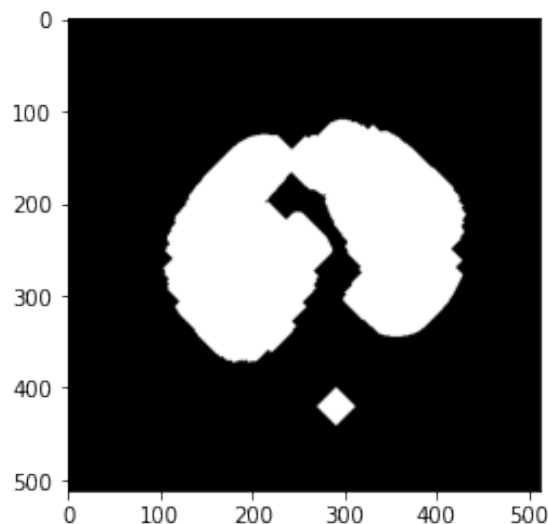


Figura 4. Tomografia com dilatação.

É possível notar que agora, apesar de sem irregularidades internas, o contorno da máscara se tornou maior que o contorno original. Além disso, alguns ruídos externos que antes eram imperceptíveis ganharam maior visibilidade. Para reverter essas falhas foi aplicada a operação de erosão, que finaliza a criação da máscara de segmentação. O resultado final na imagem de exemplo pode ser visualizado na Figura 5.

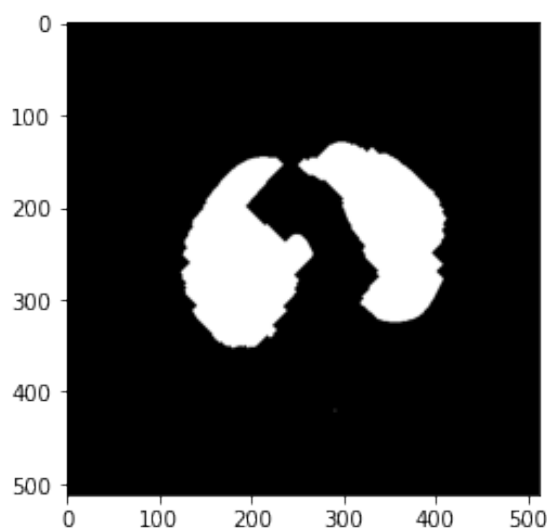


Figura 5. Tomografia com erosão.

4. Análise dos resultados

Para verificar a eficácia da segmentação, cada máscara gerada foi comparada com a original a fim de obter as métricas de Verdadeiro Positivo, Falso Positivo, Verdadeiro Negativo e Falso Negativo. A partir dessas métricas, foram obtidas a precisão, acurácia, F1 Score e o coeficiente Dice.

As funções de dilatação e erosão utilizadas podem ser aplicadas com um número variável de iterações. Com o objetivo de encontrar o número de iterações que obtivessem a melhor eficácia, o coeficiente Dice foi calculado para todas as imagens com os valores de número de iterações variando entre 1 e 20. O gráfico de relação entre número de iterações e coeficiente Dice pode ser visto na Figura 6.

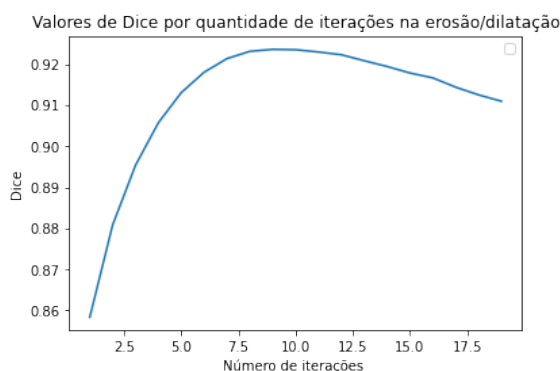


Figura 6. Relação entre Dice e número de iterações na erosão/dilatação.

O melhor valor de número de iterações encontrado foi 9, com um Dice de aproximadamente 92%. A matriz de cofusão dos valores VP, VN, FP e FN calculados a partir desse valor pode ser vista na Tabela 2, e o restante das métricas definidas podem ser visualizadas na Tabela 3.

Todas as métricas obtiveram valores acima de 92%, o que indica uma qualidade satisfatória geral da segmentação. A Figura 7, apresenta uma amostra que compara a

Tabela 2. Matriz de confusão.

		Valores previstos	
		Positivo	Negativo
Valores reais	Positivo	5.157.252	153.348
	Negativo	85.280	41.265.752

Tabela 3. Resultados obtidos.

Métrica	Resultado
Precisão	0.9837
Recall	0.9711
F1 Score	0.9773
Acurácia	0.9948
Dice	0.9236

máscara gerada com a máscara correta e a imagem original. É possível notar que existem deformações causadas tanto por pixels negativos quanto positivos, dependendo da imagem.

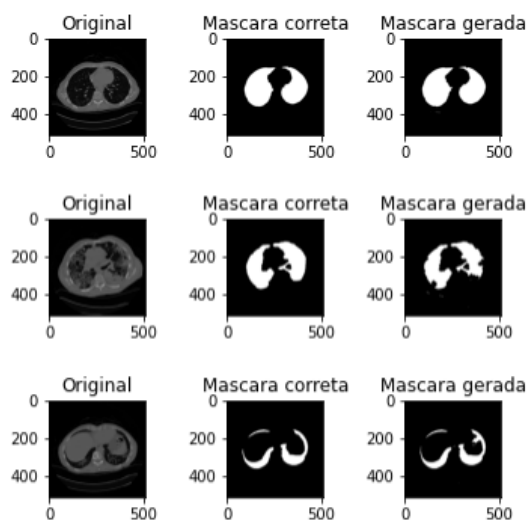


Figura 7. Amostra de segmentação obtida em comparação com a imagem original e a segmentação correta.

5. Conclusão

Esse estudo apresentou uma abordagem de segmentação de imagens de tomografia de pulmão utilizando técnicas de processamento de imagens. Os resultados das métricas calculadas se mostraram bastante satisfatórios, com o F1 Score igual a 97,73% e o coeficiente Dice igual a 92,36%.

Referências

Hounsfield scale (2023). Hounsfield scale — Wikipedia, the free encyclopedia. [Online; acessado em 18-Janeiro-2023].