

## TRANSFORMADA DE INTENSIDADE E FILTRO DE WIENNER NA QUANTIFICAÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO EM ARTERIOGRAFIAS

P. F. Nunes\* \*\*, M. L. N. Franco\*, J. B. D. Filho\*, A. C. Patrocínio\*

\* Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

\*\*Universidade de São Paulo, São Carlos, Brasil

e-mail: polyananunes@usp.br

**Resumo:** Com a utilização do exame arteriográfico é possível verificar anomalias nos vasos sanguíneos e doenças como acidente vascular cerebral, estenoses, hemorragias e principalmente no diagnóstico de Morte Encefálica em indivíduos comatosos. Diante disso, vê-se a necessidade de utilizar técnicas de processamento digital para minimizar o ruído das imagens e melhorar a contagem de pixels das mesmas. Por essa razão, este trabalho se propõe a utilizar técnicas de filtragem como o filtro de média e técnicas de realce por transformação de intensidade utilizando a função sigmoide juntamente com o filtro de Wiener para que se possa obter imagens menos ruidosas. Os resultados numéricos mostraram que a utilização do Filtro de Wiener com a Transformada de intensidade por Sigmóide com corte de 0,3 apresentou uma quantidade de pixels pertencentes às artérias irrigadas bem menor que a quantidade de pixels pertencentes às mesmas artérias do processamento com o Filtro de Média Geométrica. Tal fato pode ser também percebido nas análises visuais, onde a quantidade de ruído diminuiu, o que levou à uma quantificação mais exata do fluxo sanguíneo. O Filtro de Wiener conseguiu um realce mais acentuado dos detalhes de fluxo encefálico nas imagens em relação ao filtro de Média Geométrica, por ser aplicado para eliminação de ruído quântico e por ser capaz de restaurar a degradação presente nas imagens, destacando assim as artérias irrigadas.

**Palavras-chave:** Morte encefálica, arteriografia, filtro de Wiener, quantificação de fluxo.

**Abstract:** *With the use of the arteriography examination you can see abnormalities in the blood vessels and diseases such as stroke, strictures, bleeding and especially in the diagnosis of brain death in comatose individuals. So, we see the need of using digital processing techniques to minimize image noise and improve the pixel count. For this reason, this work proposes to use filtering techniques such as the mean filter and enhancement techniques for transformation of intensity using the sigmoid function together with the Wiener filter so you can get less noisy images. Numerical results showed that the use of the Wiener filter with Transform intensity by Sigmoid by cutting 0.3, presented a number of pixels belonging to the irrigated arteries significantly less than the number of pixels belonging to the same processing arteries with Geometric Mean filter. This fact can also be seen in the*

*visual analysis, where the amount of noise decreased, which led to a more accurate quantification of blood flow. The Wiener filter achieved a more pronounced enhancement of the details of flow in brain images relative to the filter Geometric Mean, to be applied to the elimination of quantum noise and to be able to restore this deterioration in the images, highlighting the well irrigated arteries.*

**Keywords:** *Encephalic death, arteriography, Wiener filter, flow quantification.*

### Introdução

O exame clínico neurológico é a base do diagnóstico de morte encefálica em muitos países. O paciente sob suspeita de morte encefálica (ME) deve ser examinado de forma precisa e seguindo uma rotina invariável. É recomendado que pelo menos um dos exames neurológicos, dentre eles a arteriografia seja realizado por um neurologista ou neurocirurgião a fim de um resultado mais preciso [1]. Com tal exame é possível avaliar doenças como acidente vascular cerebral, aneurismas, estenoses, hemorragias e principalmente contribuir para a determinação da morte encefálica [2], [3].

Mas os exames de arteriografia permitem apenas avaliações qualitativas sobre a existência ou não de fluxo sanguíneo cerebral, e realizando a análise quantitativa desses exames, isso permitiria uma maior exatidão nos resultados, para o diagnóstico de morte encefálica.

O objetivo deste trabalho é avaliar técnicas de realce de contraste que melhore a segmentação de Otsu para quantificação de fluxo em imagens de arteriografia, como auxílio na detecção da morte encefálica.

### Materiais e métodos

Foram coletados um total de quatorze exames de arteriografia, sendo sete deles de morte encefálica (ME) com um total de 1073 frames e os outros sete exames com 2356 frames de pacientes que não tiveram morte encefálica, aqui denominados de outros casos (OC).

O equipamento utilizado foi o equipamento de fluoroscopia da “Siemens AXIOM Artis”, e a realização desses exames se deu no setor de hemodinâmica do Hospital da Universidade Federal de Uberlândia.

As imagens são no padrão DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) com resolução espacial

de 0,0504 mm de tamanho de pixel e resolução de contraste de 8 bits em três canais de cores sendo que para a extração delas, quadro a quadro, foi utilizado o software de domínio livre “MicroDicom”, que possibilita tanto a exportação das imagens como também a visualização das mesmas. Para este trabalho foi escolhido o formato BMP a fim de evitar possíveis compressões, o que acarretaria na perda da qualidade e da informação dos exames.

Após o pré-processamento (extração e conversão de tons de cinza) as imagens foram submetidas a dois tipos de processamento:

-Processamento 01 (P01): As imagens foram subtraídas, filtradas com o filtro de Média Geométrica, segmentadas pelo Limiar de Otsu e finalmente foi realizado o teste de continuidade para detectar a quantidade de pixels que pertenciam as artérias.

-Processamento 02 (P02): As imagens foram subtraídas, filtradas com o filtro de Wiener, posteriormente foi utilizada a Transformada de intensidade por sigmoide para realce de intensidade, logo após a segmentação e por fim o teste de continuidade para detectar a quantidade de pixels que pertenciam as artérias.

A subtração utilizada em ambos os processamentos foi a subtração relativa entre duas imagens subsequentes, uma vez que não é necessário estabelecer qual a imagem correspondente ao momento sem contraste, segundo que ao tentar quantificar o fluxo posterior, revelaria um falso aumento de fluxo ao longo do exame.

A partir da subtração, as imagens resultantes passaram pelo processo de filtragem, que neste trabalho foi realizado pelo método do filtro de média geométrica no Processamento 01 e pela filtragem adaptativa de Wiener no Processamento 02, ambas com o objetivo de minimizar o ruído que pode ser causado tanto pelo movimento do paciente na realização do exame por não se encontrar sedado, quanto por fatores intrínsecos ao processo de aquisição dos sinais ou pelo próprio equipamento.

O filtro utilizado foi o de média geométrica (Equação 1) que é um filtro espacial de suavização que tende a perder menos detalhes das imagens que o filtro de média aritmética. Filtros de mediana e passa-baixa [4] no domínio da frequência também foram testados, mas resultaram em grandes quantidades de ruídos que posteriormente foram computados como fluxo sanguíneo, o que prejudicaria a quantificação real de fluxo do paciente.

$$f'(x, y) = \left[ \prod_{(s,t) \in S_{x,y}} g(s, t) \right]^{\frac{1}{m \cdot n}} \quad (1)$$

Na filtragem pelo método de Wiener [4] as imagens foram submetidas ao processo de realce de contraste utilizando a transformação de intensidade por função Sigmoide. A função Sigmoide foi testada com vários

valores de ganho e corte a fim de realçar os objetos de interesse (artéria irrigada) aumentando o número de pixels pertencentes ao objeto e minimizando os ruídos provenientes do processo de aquisição da imagem, produzidos pela variação de intensidade de raios X de exposição.

O ganho utilizado em todos os processamentos foi de 20 com os valores de corte de 0,01 e 0,03. O ganho não varia na quantificação de pixels, ele apenas altera o contraste da imagem enquanto que os valores de corte são determinantes na quantificação final de pixels. Cada uma das combinações de ganho e corte foram aplicadas afim de obter uma melhor representação (contraste) e quantificação das imagens de arteriografia.

As imagens foram segmentadas em ambos os processos e para segmentá-las, precisou-se utilizar um limiar de separação, pois após a subtração a imagem pode ser descrita em três grupos de pixels, sendo eles: o fundo em preto, alguns ruídos (pontos não pertencentes às artérias) que consiste em tons levemente mais claros que o fundo e os pixels da artéria irrigada (tons bem mais claros), sendo que dois deles (fundo e ruído) podem ser definidos como uma classe apenas e a outra classe é a constituída pelos pixels da artéria.

Outro processo que merece destaque é o de segmentação no qual a parte mais importante é o processo de limiarização e o método utilizado nesse trabalho foi o de Limiarização Global Ótima de Otsu [4]. Na segmentação é preciso limiarizar a imagem e o método de Otsu tem sua limiarização compreendida na função densidade de probabilidade (FDP) que mede a separabilidade entre as classes, ou seja, é assumida a FDP como sendo uma função do tipo gaussiana em que seu ponto de máximo corresponde ao ponto onde existe a máxima separabilidade entre as classes, definindo então como limiar de separação entre objeto e fundo, no caso das imagens desse trabalho, artéria irrigada e fundo.

Após a segmentação foi proposto o procedimento de pós-processamento com o propósito de verificar a continuidade dos objetos encontrados na segmentação, ou seja, foi feito um teste de verificação de continuidade, que analisa a conectividade pixel a pixel de seus 8 vizinhos [4].

No procedimento proposto, o algoritmo varre a imagem até descobrir um ponto do objeto (pixel branco), quando o encontra é então verificado o grau de conectividade daquele pixel com os adjacentes, ou seja, se existe algum vizinho de mesma cor (branco), se sim, esse vizinho passa a ser o ponto de interesse, ao qual será verificada sua conectividade, lembrando que devemos desconsiderar os pixels já verificados. O processo segue até que não haja mais nenhum pixel conectado, então se analisa quantos pixels estão conectados ao todo entre si, caso seja menor que certo valor, esses pixels são descartados do objeto (imposta a cor preta), no entanto se for maior que este valor é mantido sua cor branca. Ao final somente os pixels de cor branca são considerados parte do objeto.

Nesse algoritmo de continuidade é utilizado um valor limiar de pixels conectados, pois se houver uma quantidade muito pequena desses pixels, o objeto pode não ser de interesse (artéria irrigada) e então ser considerado como ruído da imagem.

Na prática, o algoritmo de continuidade foi implementado a partir do armazenamento em um vetor de todas as posições da imagem cujos pontos são brancos. O primeiro valor desse vetor, que corresponde ao primeiro pixel branco é transferido para um segundo vetor e então é analisado se seus 8 vizinhos também existem no primeiro vetor, ou seja, se existem pixels conexos (também brancos), se sim, todos os pontos conexos são transferidos ao segundo vetor e a partir de então o algoritmo passa a considerar todos os pontos do segundo vetor ainda não analisados para a verificação da existência de vizinhos conexos (existentes no primeiro vetor). Como é feito no primeiro caso, o processo se estende até que todos os pixels armazenados no segundo vetor tenham suas vizinhanças analisadas e não haja mais pixels conectados. Quando isto acontece, verificam-se quantos pixels existem no segundo vetor e se este segundo vetor é maior ou menor que um determinado limiar (que é um valor estabelecido empiricamente). Se for maior é mantido como objeto (branco), caso seja menor todos os pontos correspondentes àquele segundo vetor passam a ser fundo (preto). A partir daí volta-se a analisar o primeiro vetor a fim de encontrar o próximo ponto branco da imagem, neste momento o segundo vetor é zerado para receber novos valores, assim o procedimento se estende até que não haja mais valores no primeiro vetor. Vale lembrar que não existe perigo de redundância de processamento em relação a pixels já analisados, uma vez que ao se passar para o segundo vetor, o valor existente no primeiro vetor é apagado.

## Resultados

Após serem pré-processadas as imagens passaram pelos processamentos propostos, no caso do Processamento 01 com o filtro de Média Geométrica e do Processamento 02 com o filtro de Wiener e utilização da Transformada de intensidade por sigmoide, e foram posteriormente comparadas tanto visual quanto numericamente. Os valores de cortes utilizados para a Transformada de Intensidade por Sigmoide foram de 0,01 e 0,03 e o valor para o ganho foi de 20. Estes valores foram escolhidos por meio de testes com as imagens, onde foram realizadas análises visuais e numéricas. Os valores de corte e de ganho que apresentaram uma quantidade maior de ruído nas imagens foram descartados.

As Figuras 1 e 2 ilustram uma comparação visual do mesmo frame de um exame de OC, sendo a Figura 1 pertencente ao Processamento 01, as Figuras 2 e 3 ao Processamento 02 com Transformada de Intensidade por função Sigmoide com corte de 0,01 e corte de 0,03 respectivamente.



Figura 1: P01

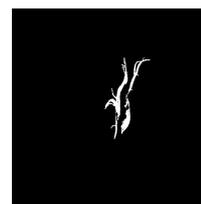


Figura 2: P02 e corte 0,01.



Figura 3: P02 e corte 0,03.

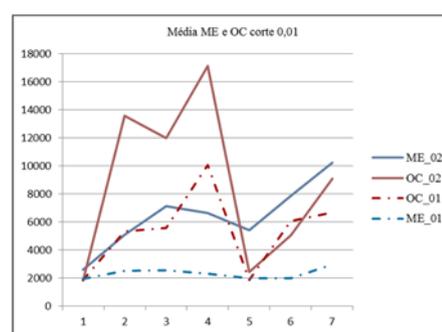


Figura 4: As linhas azuis representam exames de morte encefálica (ME) e as linhas vermelhas de outros casos (OC). As linhas tracejadas são os resultados do processamento 01 e as contínuas resultados do processamento 02 com corte de 0,01.

A Tabela 1 apresenta os valores de cada processamento utilizando Transformada de Intensidade por Sigmoide com valor de 0,01 referentes à Figura 4 e a Tabela 2 com Transformada de Intensidade por Sigmoide de 0,03 referente à Figura 5. Ambas as Figuras 4 e 5 possuem o eixo X representado pelos exames processados e o eixo Y pela quantidade de pixels de cada exame. Os valores não representativos foram eliminados, ou seja, aqueles valores existentes acima da soma da média com desvio padrão. Após esta análise estatística, foram avaliados os valores médios de pixels de cada tomada divididas entre Morte Encefálica (ME) e Outros Casos (OC).

Tabela 1: Tabela referente à Figura 4.

ME_01	OC_01	ME_02	OC_02
941	753	1947	1864
758	1481	2494	5330
991	799	2570	5577
730	2896	2313	10070
761	964	1985	1853
574	1997	1974	6049
2232	3245	2943	6664

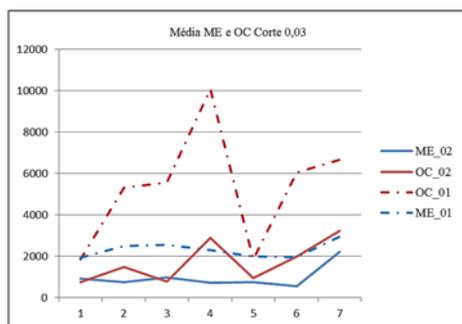


Figura 5: As linhas azuis representam exames de morte encefálica (ME) e as linhas vermelhas de outros casos (OC). As linhas tracejadas são os resultados do processamento 01 e as contínuas resultados do processamento 02 com corte de 0,03.

Tabela 2: Tabela referente à Figura 5.

ME_01	OC_01	ME_02	OC_02
941	753	2590	1814
758	1481	5080	13579
991	799	7123	11988
730	2896	6632	17112
761	964	5428	2429
574	1997	7860	5029
2232	3245	10235	9083

## Discussão

A imagem da Figura 1 pertencente ao Processamento 01 apresentou mais pixels nas supostas artérias após a segmentação do que a imagem da Figura 3 processada pelo método 02 com corte de 0,03, o que não aconteceu quando utilizou-se um corte menor de 0,01, no caso da Figura 2, onde a imagem apresentou uma quantidade maior de pixels. Em ambos os processamentos 01 e 02 foram obtidos dois pontos de confusão (em dois exames), pontos estes onde as quantidades de pixels de morte encefálica são menores que as quantidade de pixels de outros casos e isso pode ter ocorrido devido ao aumento expressivo de ruído nas imagens, o que não acontece em outros 5 exames analisados.

Na Figura 4 e Tabela 1, utilizando transformada de intensidade com função sigmoide com corte de 0,01, nota-se que as quantidades de pixels no processamento 01 são bem mais significativas do que em relação ao processamento 02, o que pode indicar aumento de ruído na imagem e não um aumento na quantidade de pixels pertencentes a artéria irrigada. Algumas análises visuais mostram esse aumento do ruído nas imagens processadas com corte de 0,01. Logo o filtro de média apresentou um melhor resultado em relação ao filtro de Wiener com a Transformada de intensidade por função sigmoide.

Quanto á Figura 5 e Tabela 2 tem-se uma quantificação bem diferente em relação à Figura 1, onde a quantidade de pixels pertencentes à artéria irrigada,

resultante do processamento 01, é bem menor que a quantidade de pixels pertencentes a artéria irrigada resultante do processamento 02. E ao realizar análises visuais percebeu-se que a quantidade de ruído do processamento 02 é significativamente menor que o processamento 01, o que levou à uma quantificação mais precisa do fluxo sanguíneo, utilizando filtro de Wiener e a Transformada de intensidade por Sigmóide.

Com a utilização do filtro de Wiener conseguiu-se um realce mais acentuado dos detalhes de fluxo encefálico das imagens, em relação ao filtro de Média Geométrica, por ser aplicado para eliminação de ruído quântico e ser capaz de restaurar a degradação presente nas imagens, destacando assim as artérias irrigadas.

## Conclusão

Após a verificação e comparação numérica e visual das imagens nos dois processamentos, chegou-se à conclusão que o melhor processamento seria o 02, Filtro de Wiener com a Transformada de intensidade por Sigmóide utilizando um corte de valor 0,03 já que este apresentou imagens com menos ruídos e uma distância maior entre ME e OC, conforme visto na Figura 5.

Com o processamento das imagens é possível auxiliar o médico na análise quantitativa do fluxo encefálico contribuindo no diagnóstico de morte encefálica. E para isso uma próxima etapa será a realização de novos processamentos a fim de estabelecer indicadores quantitativos de falta de irrigação cerebral, o que auxiliaria na detecção da morte encefálica. Por se tratar de um exame muito preciso essa base de dados deverá ser gerada com uma quantidade expressiva de frames e para isso serão utilizados 1073 frames de ME e 2356 frames de OC.

## Agradecimentos

Agradecimentos ao setor de Hemodinâmica do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia. E a FAPEMIG pelo apoio financeiro.

## Referências

- [1] Morato, EG. Morte Encefálica: Conceitos essenciais, diagnóstico e atualização. Revista Médica de Minas Gerais, v.19, n° 3, p.22-30. 2009.
- [2] Wijdicks, MD. The case against confirmatory tests for determining brain death in adults. Views & Reviews: Neurology, [S.I.], v. 75, p. 77-83. 2010.
- [3] Regattieri, NAT. Anatomia arterial intracraniana: Avaliação por angiografia computadorizada. Revista Imagem, São Paulo, v.32, p. 31-37. 2010.
- [4] Gonzalez, RC.; Woods, R.E. Processamento Digital de Imagens. Tradução de Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte. 3. ed. São Paulo: Pearson, 2009.