

# QUANTIFICAÇÃO DE FLUXO SANGUÍNEO EM ARTERIOGRAFIAS UTILIZANDO FILTRO BILATERAL E SIGMOIDE

Polyana F. Nunes<sup>1</sup>, Marcelo L. N. Franco<sup>1</sup>, João B. D. Filho<sup>1</sup>, Ana C. Patrocínio<sup>1</sup>  
Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Uberlândia, Minas Gerais, Brasil  
eng\_bio\_poly@hotmail.com

**Abstract:** *The arteriography exams are useful for checking abnormalities in the blood vessels and diseases such as stroke, stenosis, bleeding and especially in the diagnosis of Encephalic Death in comatose individuals. Because it is a complementary test in the diagnosis of brain death, the use of strategies that may help their accuracy is of paramount importance and, therefore, were compared three pre-processing techniques. The first technique uses only the bilateral filter to minimize the noise present in the images, the second one uses the transformed intensity by Sigmoid to enhance the arteries before the count of the pixels, and finally, the third technique uses the bilateral filter along with the transformed intensity by Sigmoid. After processing, a comparison with the results of the three techniques was performed in order to obtain the best one to be used in further processing. For 14 tests quantified, including Encephalic Death 7 and 7 Other Cases, the technique achieved a most satisfactory number of pixels quantified was the second technique, which uses a Sigmoid transformed intensity.*

**Keywords:** *Arteriography, Encephalic death, Other cases, Bilateral filter, Sigmoid transformed intensity.*

## I. INTRODUÇÃO

A arteriografia é uma modalidade da hemodinâmica que se baseia na aquisição de imagens ao longo do tempo em uma determinada artéria contrastada. Isso só é possível pela injeção de um fármaco radiopaco, uma vez que os vasos, juntamente com o sangue, têm densidades semelhantes a dos tecidos adjacentes, essa pouca diferença de densidade provoca baixa distinção entre a artéria e os demais tecidos, o contraste injetado aumenta a atenuação de raios X do sangue, o que possibilita que o vaso seja destacado [1].

A morte encefálica representa o estado clínico irreversível em que as funções cerebrais (telencéfalo e diencéfalo) e do tronco encefálico estão irremediavelmente comprometidas [2]. É definida também como a parada completa e irreversível das funções encefálicas, impossibilitando a manutenção da vida sem o auxílio de meios artificiais [3] e a arteriografia é uma das técnicas utilizada na sua detecção.

Com a arteriografia é possível também avaliar doenças como acidente vascular cerebral, aneurismas, estenoses e hemorragias cerebrais [3] [4]. No Brasil, a arteriografia e a eletroencefalografia (EEG) isométrico, desempenham importante papel como exames complementares à avaliação clínica prevista no

protocolo atual de determinação da morte encefálica [1], permitindo a confirmação ou não da morte encefálica.

Contudo, a análise visual do exame permite apenas avaliações qualitativas sobre a existência ou não de fluxo sanguíneo cerebral no paciente, e seria bastante útil realizar uma estimativa quantitativa desse fluxo sanguíneo para efeito de confronto com os resultados da eletroencefalografia e, assim, refinar a compreensão do processo de morte encefálica.

Estudos recentes mostraram que é possível fazer essa estimativa quantitativa do fluxo sanguíneo encefálico de arteriografias [5].

Diante disso, o objetivo deste trabalho é testar novas técnicas de filtragem, nesse caso o filtro Bilateral, a fim de minimizar ainda mais o ruído das imagens e utilizar a transformada de intensidade por Sigmoide para o realce das artérias obtendo assim uma melhor quantificação do fluxo sanguíneo em arteriografias.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### A. Imagens de Arteriografia Cerebral

Neste trabalho, foram utilizados um total de 14 exames de arteriografia cerebral, sendo sete de morte encefálica (ME) com 1073 frames e os outros sete exames de pacientes que não tiveram morte encefálica, aqui denominados de outros casos (OC), com 2356 frames. Foram utilizadas um total de 3429 frames de arteriografia cerebral de 14 pacientes.

São imagens no padrão DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) com resolução espacial de 720x720 pontos e resolução de contraste de 8 bits [5].



Fig. 1. Frame de uma arteriografia apenas pré-processada.

### a) Pré-processamento

As imagens de arteriografia foram subtraídas através da subtração relativa entre duas imagens subsequentes, uma vez que não é necessário estabelecer qual a imagem correspondente ao momento sem contraste, sendo que ao tentar quantificar o fluxo posterior, revelaria um falso aumento de fluxo ao longo do exame [5]. Após a subtração, as imagens foram filtradas utilizando o filtro Bilateral.

O filtro Bilateral foi proposto originalmente por Tomasi e Manduchi em 1998, como uma ferramenta para remoção de ruídos e possui como característica, a capacidade de remover ruídos e preservar bordas. O filtro bilateral é definido como [6]:

$$\tilde{I}(X) = \frac{1}{C} \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|}{2\sigma_d^2}} e^{-\frac{\|I(y)-I(x)\|^2}{2\sigma_r^2}} I(y)$$

onde  $\sigma_d$  e  $\sigma_r$  são parâmetros que controlam o peso no domínio espacial e de intensidade, respectivamente,  $\tilde{I}(X)$  representa os pixels da imagem,  $N(x)$  é uma vizinhança espacial de  $\tilde{I}(X)$ , e  $C$  é a constante de normalização representada pela seguinte expressão:

$$C = \sum_{y \in N(x)} e^{-\frac{\|y-x\|}{2\sigma_d^2}} e^{-\frac{\|I(y)-I(x)\|^2}{2\sigma_r^2}}$$

Para o realce das imagens, foi utilizada a transformada de intensidade por sigmoide para o realce de intensidade. A função Sigmoide é uma função não-linear que pode assumir valores de corte entre 0 e 1 e é capaz de mapear os níveis de cinza da imagem, enquanto que os parâmetros de ganho determinam a velocidade com que a função passa do nível mínimo para o máximo, controlando o contraste real da imagem. Os valores de corte e de ganho utilizados, são os que apresentaram melhores resultados em trabalho anterior [5].

### b) Processamento

A segmentação é umas das principais técnicas do processamento, na qual a parte mais importante é o processo de limiarização. Neste trabalho a limiarização utilizada foi a Limiarização Global Ótima de Otsu, em que o objetivo é minimizar o erro médio ocorrido durante a separação das duas ou mais classes (grupos) existentes na imagem [7].

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 e esta FDP funciona a partir da definição de um valor de  $k$  existente entre o valor mínimo e o

valor máximo de cinza. Diante desse valor  $k$  escolhido, é possível calcular a probabilidade de que  $k$  seja o ponto de separação entre as classes da imagem [7].

O cálculo é feito a partir da variância das classes, utilizando a média e a probabilidade de cada uma dessas classes, então a FDP é a variância entre as classes dividida pela variância global da imagem, que é inicialmente calculada, ou seja, esse equacionamento mostra qual o grau de separabilidade entre essas classes, feito isso com  $k$  variando desde o mínimo até o máximo, é definido o ponto onde  $k$  obteve maior valor de separabilidade como sendo o ponto de menor erro para essa separação. Desta forma a segmentação pode acontecer de forma bem simples, todos os valores acima de  $k$  são considerados brancos (máximo) e todos abaixo ou igual a  $k$  como pretos (mínimo) [7]. A Fig. 2 ilustra um frame de um paciente OC após a subtração, sem segmentação em (A) e com segmentação em (B).

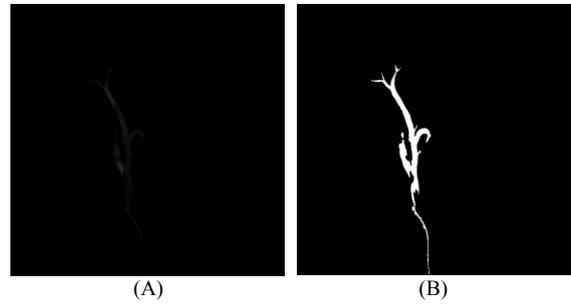


Fig. 2. Frame de uma arteriografia de uma paciente OC, antes (A) e após (B) a segmentação.

Após a segmentação das imagens, foi proposto o procedimento para 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.

Nesse algoritmo de continuidade é utilizado um valor limiar de pixels conectados, pois se houver uma quantidade muito pequena de pixels conectados o objeto pode não corresponder ao objeto de interesse, e isso pode corresponder a ruídos na imagem, uma vez que o objeto de interesse corresponde a artérias irrigadas e estes objetos, em geral, são os maiores objetos nas imagens. Este valor de limiar influencia diretamente a qualidade da segmentação e também a eliminação de ruídos na imagem.

## III. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Todos os 14 conjuntos de imagens, 7 de morte encefálica (ME) e 7 de outros casos (OC) foram analisadas com três diferentes técnicas de pré-processamentos:

- 1º. Utilizando apenas o filtro bilateral;
- 2º. Utilizando apenas a função sigmoide com corte de 0,01 e ganho 20 sem filtrar as imagens;

3°. Utilizando o filtro bilateral e a função sigmoide com corte de 0,01 e ganho 20.

Após serem pré-processadas todas as imagens foram segmentadas e passaram pelo teste de verificação de continuidade, ou seja, todas as imagens após passarem por cada uma das técnicas acima, foram também processadas. A Fig. 3 ilustra uma comparação visual de um mesmo frame de um exame de OC, com os três pré-processamentos (1°, 2° e 3°) e posteriormente processados.

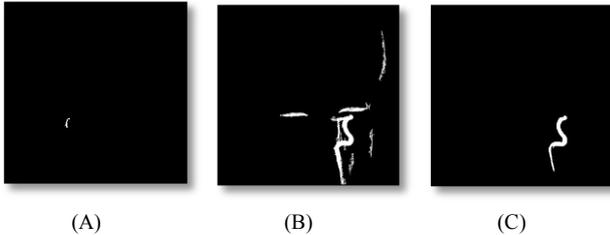


Fig. 3. Comparação visual de um mesmo frame de um exame de OC, com as três diferentes técnicas de pré-processamentos: (A) 1°, (B) 2° e (C) 3°.

A Fig. 4 ilustra uma comparação visual de um mesmo frame de um exame de ME, com os três pré-processamentos (1°, 2° e 3°) e posteriormente processados.

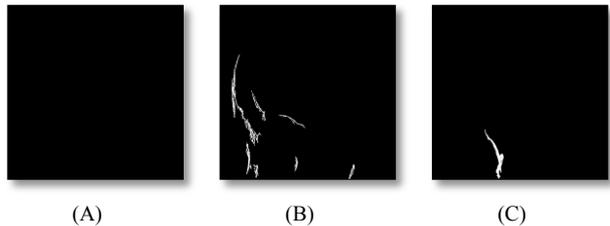


Fig. 4. Comparação visual de um mesmo frame de um exame de ME, com as três diferentes técnicas de pré-processamentos: (A) 1°, (B) 2° e (C) 3°.

As quantidades de pixels das imagens da Fig. 3-B e Fig. 4-B utilizando o pré-processamento apenas pela sigmoide, apresentaram uma quantidade bem mais significativa de ruído em relação às outras imagens que foram pré-processadas utilizando o filtro bilateral. Quando o pré-processamento foi feito apenas com a filtragem das imagens sem o uso da sigmoide, conforme as imagens da Fig.3-A e Fig. 4-A, nota-se que o fluxo sanguíneo da artéria não é visível ou muito pouco visível, o que levaria à não contabilização de pixels ao final do processamento. Diferentemente da Fig.3-C e Fig. 4-C que foi pré-processada utilizando filtro e sigmoide, onde a artéria foi destacada e não houve a presença de ruído nas imagens.

A Fig. 5 e a Fig. 6 a seguir, ilustram os valores máximos de pixels de OC e ME (eixo y) por exame (eixo x), para os três tipos de pré-processamentos. Nota-se que os valores máximos de pixels são encontrados nos 7 exames de OC em todos os casos de pré-processamento.

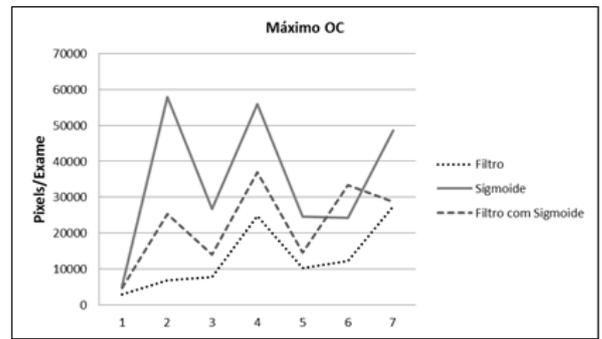


Fig. 5. Valores máximos de pixels dos exames de OC para três diferentes pré-processamentos.

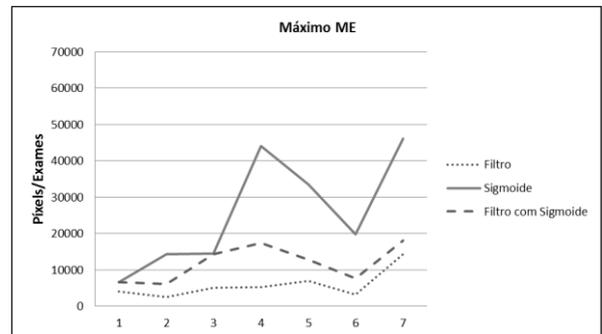


Fig. 6. Valores máximos de pixels dos exames de ME para três diferentes pré-processamentos.

A Fig. 7 e a Fig. 8, a seguir, ilustram os valores médios de pixels de OC e ME (eixo y) por exame (eixo x), para os três tipos de pré-processamentos.

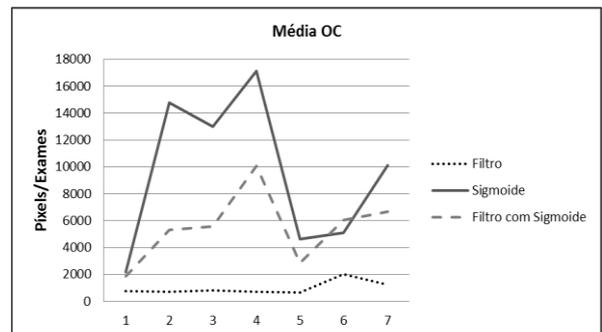


Fig. 7. Valores médios de pixels dos exames de OC para três diferentes pré-processamentos.

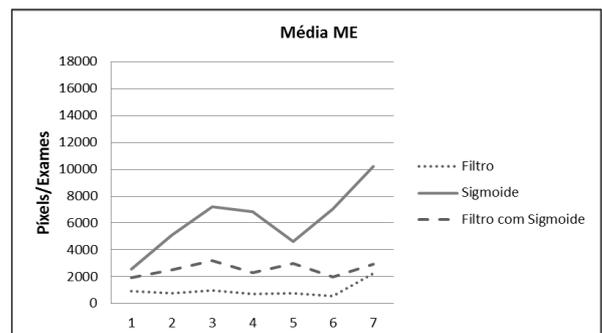


Fig. 8. Valores médios de pixels dos exames de ME para três diferentes pré-processamentos.

As médias dos valores de pixels na Fig. 7 e na Fig. 8 também apresentaram maior quantidade em 6 dos 7 exames de OC pré-processados com o filtro e a sigmoide, enquanto que no caso do pré-processamento feito apenas pelo filtro, 6 dos 7 exames apresentaram uma quantidade média de pixels menor em OC.

#### IV. CONCLUSÕES

Após a comparação numérica e visual das imagens nos três processamentos, pode-se concluir que a melhor técnica de pré-processamento utilizada até o momento é a técnica 3°, que usa o filtro Bilateral com a transformada de intensidade por Sigmoide. As imagens que passaram por este pré-processamento, apresentaram maior nitidez da artéria irrigada e quase nenhum ruído, aumentando assim a quantidade real de fluxo sanguíneo conforme pôde ser visualizado nas imagens processadas, uma vez que a análise do fluxo sanguíneo em casos de pacientes com ME se mostraram de maneira geral com valores máximos muito menor que o fluxo de pacientes com OC.

A ausência de ruído nas imagens de arteriografia é de fundamental importância, já que a presença de qualquer artefato que não seja fluxo de uma artéria irrigada, poderia entrar na contagem de pixels e prejudicar no diagnóstico de morte ou não do paciente.

Logo, com o processamento dessas 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.

#### V. REFERÊNCIAS

- [1] Braun, M. et al. "Diagnostic Neuroradiology". [S.I.]:Springer, 1997.
- [2] Morato, EG. "Morte Encefálica: Conceitos essenciais, diagnóstico e atualização". Revista Médica de Minas Gerais, v.19, nº 3, p.22-30. 2009.
- [3] Wijdicks, MD. "The case against confirmatory tests for determining brain death in adults". Views & Reviews: Neurology, [S.I.], v. 75, p. 77-83. 2010.
- [4] Regattieri, NAT. "Anatomia arterial intracraniana: Avaliação por angiografia computadorizada". Revista Imagem, São Paulo, v.32, p. 31-37. 2010.
- [5] Nunes, PF. Et al. "Intensitu Transform and Wienne Filter in Measurement of Blood flow in Arteriography". Proc. SPIE 9413, Medical Imaging 2015: Image Processing, 941326, March 20, 2015.
- [6] ZHANG, M. "Bilateral Filter in Image Pro-cessing". 2009. Faculty of the Louisiana State University and Agricultural and Mechani-cal College, Louisiana.

- [7] Gonzalez, RC.; Woods, R.E. "Processamento Digital de Imagens". Tradução de Cristina Yamagami e Leonardo Piamonte. 3. ed. São Paulo: Pearson, 2009.