

Estudo da Perfusão e Ventilação Pulmonar em Imagens de Tomografia de Impedância Elétrica através de Modelagem *Fuzzy*

Harki Tanaka

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas - UFABC,
09090-400, Santo André, SP
E-mail: harki.tanaka@ufabc.edu.br

Neli Regina Siqueira Ortega

Disciplina de Informática Médica - FMUSP
05405-000, São Paulo SP
E-mail: neli@dim.fm.usp.br

Resumo: *Com o objetivo de melhoria da resolução anatômica das imagens de Tomografia de Impedância Elétrica (TIE), foi desenvolvido um modelo fuzzy que leva em consideração a alta resolução temporal e as informações funcionais, contidas nos sinais de perfusão pulmonar e ventilação pulmonar. Foram elaborados três modelos fuzzy: modelagem fuzzy do mapa cardíaco, do mapa de ventilação pulmonar e do mapa de perfusão pulmonar. Um mapa comparativo de ventilação e perfusão foi gerado através de uma segmentação das imagens, segundo notas de corte sobre os valores dos pixels. O desempenho do modelo foi avaliado através da análise das imagens de TIE obtidas em experimentos animais com treze porcos. O modelo global foi capaz de identificar a região cardíaca e pulmonar em todos os porcos, independentemente das condições fisiológicas a que foram submetidos. Os resultados do estudo poderão servir de base para o desenvolvimento de ferramentas clínicas, baseadas em TIE, para diagnósticos de algumas patologias tais como pneumotórax e tromboembolismo pulmonar.*

Palavras-chave: *Modelagem fuzzy, Tomografia de Impedância Elétrica, Pulmão*

1 Introdução

A TIE é um método de imagem baseado na distribuição de impedância elétrica em um volume e possui um potencial para monitorizar as funções pulmonares. Victorino et al. demonstraram que as imagens de variação de impedância dos pulmões estão muito bem relacionadas com as mudanças regionais de volume de ar, dentro de uma região pulmonar de interesse [2].

Contudo, a circulação sanguínea pulmonar também influencia a variação da impedância torácica. Consequentemente, as imagens de TIE apresentam, simultaneamente, informações sobre perfusão e ventilação [1]. Com o uso do método da média coerente é possível a separação dos sinais de perfusão da ventilação. Porém, as imagens resultantes apresentam uma resolução anatômica insuficiente para uma interpretação da imagem, com a identificação e separação das regiões cardíacas e pulmonares. Nesse trabalho nós propusemos um modelo linguístico fuzzy para analisar as imagens de TIE, a fim de identificar e separar a região cardíaca da pulmonar. Além disso, propusemos um método de mapeamento das principais funções pulmonares: ventilação e perfusão.

2 Modelos fuzzy

Modelos lingüísticos fuzzy do tipo Mamdani foram desenvolvidos para realizar um tratamento pixel a pixel, tendo como técnica de defuzzificação o método de centro de área. O modelo fuzzy do coração possui 3 variáveis antecedentes nas suas regras: amplitude de perfusão normalizada (PA), tempo de atraso normalizado (TA) e posição dos pixels (PP) e uma variável conseqüente: possibilidade de um determinado pixel conter uma informação do coração (PC). A posição dos pixels foi derivada da ordem dos pixels, de 1 a 1024. A amplitude normalizada de perfusão de cada pixel foi calculada como sendo a diferença normalizada entre os valores máximo e mínimo, sobre a curva de variação temporal da impedância(Figura 1). O tempo de atraso foi calculado como sendo a diferença de tempo entre os instantes do pico de amplitude e da ocorrência da onda R sobre o sinal de eletrocardiograma (Figura 1) e normalizados em relação ao período do ciclo cardíaco. As funções de pertinência de todas as variáveis lingüísticas são apresentadas na Figura 2 e a Tabela 1 apresenta a base de regras do modelo de coração.

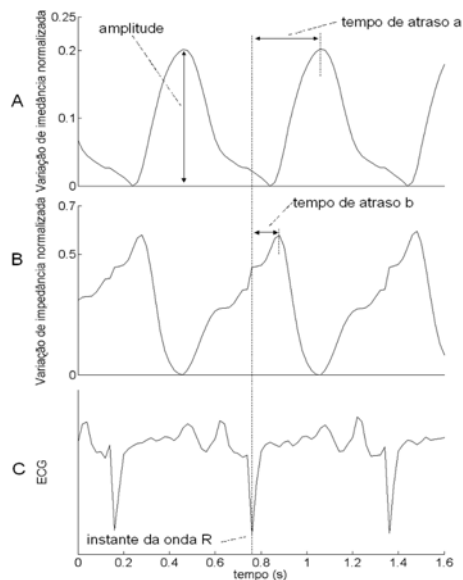


Figura 1: Curvas de variação de impedância dos pixels *a* (curva A) e *b* (curva B).

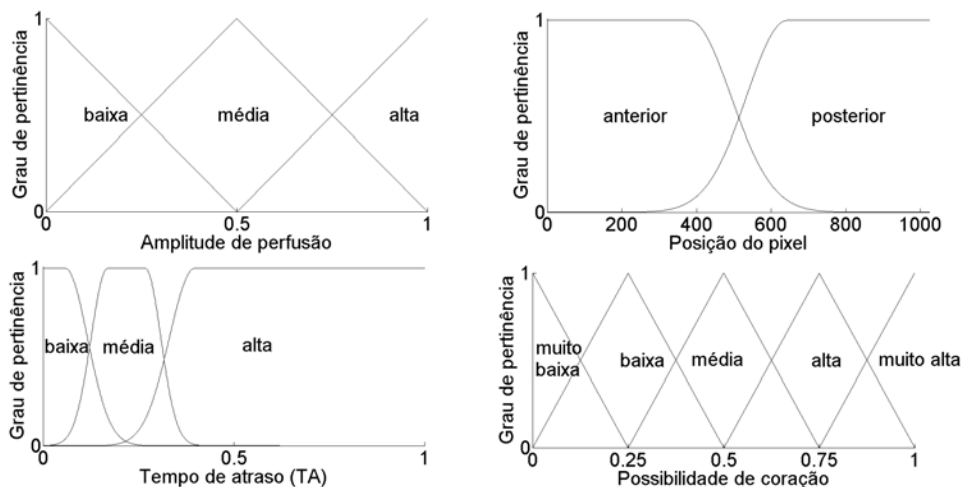


Figura 2: Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy da imagem cardíaca: (a) amplitude de perfusão normalizada (AP); (b) posição dos pixels (PP); (c) tempo de atraso (TA) normalizado; e (d) possibilidade de coração (PC).

Tabela 1: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de coração (PC). AP: amplitude de perfusão normalizada; TA: tempo de atraso normalizado. A décima regra considera que: se a posição do pixel (PP) for posterior, então a possibilidade de coração é muito baixa de forma independente das variáveis AP e TA.

1	SE	AP é baixa	E	TA é pequeno	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é alta
2	SE	AP é baixa	E	TA é médio	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito baixa
3	SE	AP é baixa	E	TA é alto	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é média
4	SE	AP é média	E	TA é pequeno	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito alta
5	SE	AP é média	E	TA é médio	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito baixa
6	SE	AP é média	E	TA é alto	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito alta
7	SE	AP é alta	E	TA é pequeno	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito alta
8	SE	AP é alta	E	TA é médio	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é baixa
9	SE	AP é alta	E	TA é alto	E	PP é anterior	ENTÃO	PC é muito alta
10	SE	PP é posterior		ENTÃO				PC é muito baixa

2.1 Modelo fuzzy da perfusão pulmonar

O modelo fuzzy da perfusão pulmonar possui duas variáveis antecedentes: amplitude de perfusão (AP) normalizada e possibilidade de coração (PC) normalizada, e uma variável conseqüente: possibilidade de um determinado pixel conter uma informação de perfusão pulmonar (PPP).

A possibilidade de coração normalizada foi obtida pela normalização, no intervalo de 0 a 1, do resultado obtido pela execução do modelo de coração. As funções de pertinência de todas as variáveis lingüísticas são apresentadas na Figura 3 e a Tabela 2 apresenta a base de regras do modelo fuzzy para perfusão pulmonar.

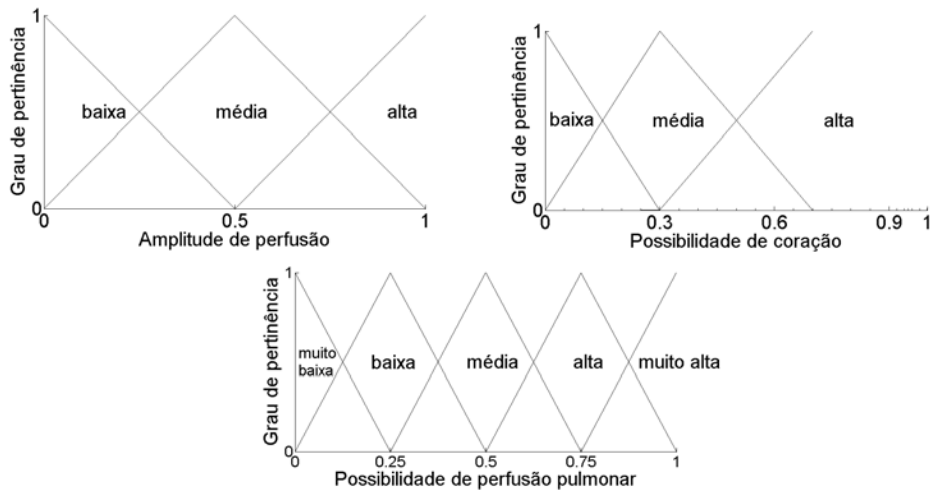


Figura 3: Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy de imagem da perfusão pulmonar: (a) amplitude de perfusão normalizada (AP); (b) possibilidade de coração (PC) normalizada; e (c) possibilidade de perfusão pulmonar (PPP).

2.2 Modelo fuzzy da ventilação pulmonar

Como no caso do modelo de perfusão pulmonar, esse modelo também possui duas variáveis antecedentes: amplitude de ventilação (AV) normalizada e possibilidade de coração (PC) normalizada, e uma variável conseqüente: possibilidade de um pixel conter uma informação de

Tabela 2: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de perfusão pulmonar (PPP). AP: amplitude de perfusão normalizada; PC: possibilidade de coração normalizada.

1	SE	AP é alta	E	PC é baixa	ENTÃO	PPP é muito alta
2	SE	AP é alta	E	PC é média	ENTÃO	PPP é alta
3	SE	AP é alta	E	PC é alta	ENTÃO	PPP é muito baixa
4	SE	AP é média	E	PC é baixa	ENTÃO	PPP é alta
5	SE	AP é média	E	PC é média	ENTÃO	PPP é média
6	SE	AP é média	E	PC é alta	ENTÃO	PPP é muito baixa
7	SE	AP é baixa	E	PC é baixa	ENTÃO	PPP é baixa
8	SE	AP é baixa	E	PC é média	ENTÃO	PPP é muito baixa
9	SE	AP é baixa	E	PC é alta	ENTÃO	PPP é muito baixa

ventilação pulmonar (PVP).

A amplitude de ventilação normalizada de cada pixel foi calculada como sendo a diferença entre os valores máximo e mínimo de impedância, sobre a curva de variação temporal da impedância de ventilação. As amplitudes dos pixels foram normalizadas em relação à amplitude de maior valor. As funções de pertinência de todas as variáveis lingüísticas são apresentadas na Figura 4 e a Tabela 3 apresenta a base de regras do modelo fuzzy para a ventilação pulmonar.

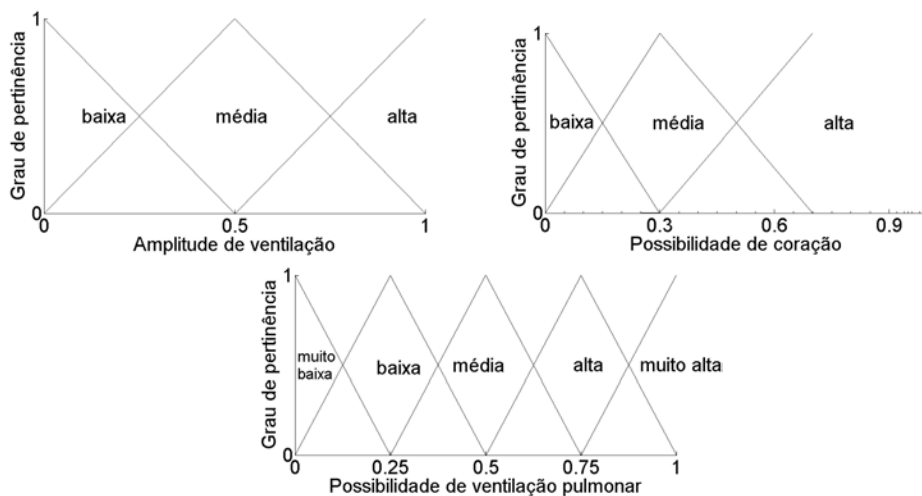


Figura 4: Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy da imagem de ventilação pulmonar: (a) amplitude de ventilação normalizada (AV); (b) possibilidade de coração (PC) normalizada; e (c) possibilidade de ventilação pulmonar (PVP)

3 Segmentação das imagens de perfusão e ventilação

Para o propósito de avaliação dos resultados as imagens obtidas para cada porco foram submetidas a um processo de segmentação. O método de segmentação usado foi o método de nível de corte das imagens geradas pela modelagem. As imagens foram submetidas a um nível de corte heurísticamente determinados, de 0,31 para o mapa de ventilação e 0,29 para o mapa de perfusão, e, assim, obtivemos imagens representando os mapas de perfusão pulmonar e outras representando os mapas de ventilação pulmonar. Os níveis de corte foram definidos por um processo de tentativa e erro, através da observação dos mapas pulmonares obtidos sobre os dados do primeiro experimento animal. Os valores escolhidos foram os que melhor descreveram os

Tabela 3: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de ventilação pulmonar (PVP). AV: amplitude de ventilação normalizada; PC: possibilidade de coração normalizada.

1	SE	AV é alta	E	PC é baixa	ENTÃO	PVP é muito alta
2	SE	AV é alta	E	PC é média	ENTÃO	PV é alta
3	SE	AV é alta	E	PC é alta	ENTÃO	PV é muito baixa
4	SE	AV é média	E	PC é baixa	ENTÃO	PV é alta
5	SE	AV é média	E	PC é média	ENTÃO	PV é média
6	SE	AV é média	E	PC é alta	ENTÃO	PV é muito baixa
7	SE	AV é baixa	E	PC é baixa	ENTÃO	PV é baixa
8	SE	AV é baixa	E	PC é média	ENTÃO	PV é muito baixa
9	SE	AV é baixa	E	PC é alta	ENTÃO	PV é muito baixa

mapas de perfusão e ventilação. Esses níveis de corte selecionados foram utilizados para a segmentação das imagens dos porcos da fase de avaliação do modelo fuzzy. Através da sobreposição dos mapas obtidos anteriormente, foi obtida uma imagem com 3 regiões de interesse: região de concordância ou de ocorrência de perfusão e ventilação, região de predominância de ventilação e região de predominância de perfusão.

4 Resultados

Durante os experimentos, tres porcos foram submetidos a procedimentos de indução de lesão pulmonar por colapso do pulmão esquerdo. Na figura 5 apresentamos os mapas pulmonares segmentados, na primeira linha os mapas anteriores à lesão e na segunda linha os mapas após a indução da lesão. Observamos que na segunda linha ocorrem áreas de predominância de perfusão principalmente no hemi-torax esquerdo. Esse resultado é esperado pois, nos três porcos, o pulmão esquerdo foi induzido a um colapso.

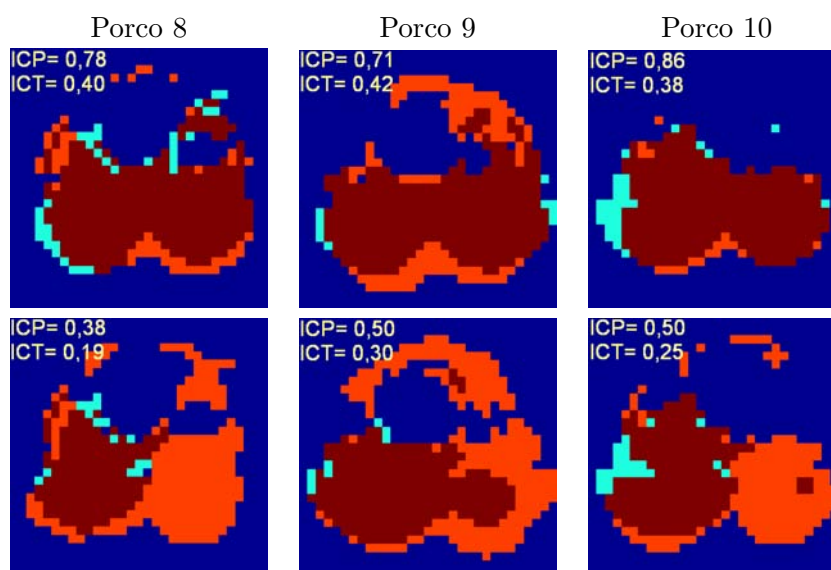


Figura 5: Mapa pulmonar segmentado do grupo de lesão por colapso do pulmão esquerdo, composto pelas três principais regiões: concordância entre ventilação e perfusão (área de cor marrom); predominância de perfusão (área de cor vermelha); e predominância de ventilação (área de cor azul claro).

Outros três porcos foram submetidos a uma manobra de recrutamento após uma indução de lesão pulmonar inicial, cujo efeito esperado é o de abertura dos conjuntos alveolares em estado de atelectasia. Dessa forma, após a manobra de recrutamento, espera-se principalmente uma variação na distribuição de ventilação pulmonar, predominantemente na região posterior. Na figura 6, os três mapas da primeira linha representam mapas de lesão pulmonar e a segunda linha apresentam os mapas após a manobra de recrutamento. Observamos que houve um aumento da área de cor marrom e diminuição da área de cor vermelha em todos os porcos em relação a condição anterior de lesão pulmonar. Esse resultado é coerente com o esperado após a manobra de recrutamento, pois o aumento da área de cor marrom ocorreu mais na região posterior indicando que houve um aumento da ventilação nessa região.

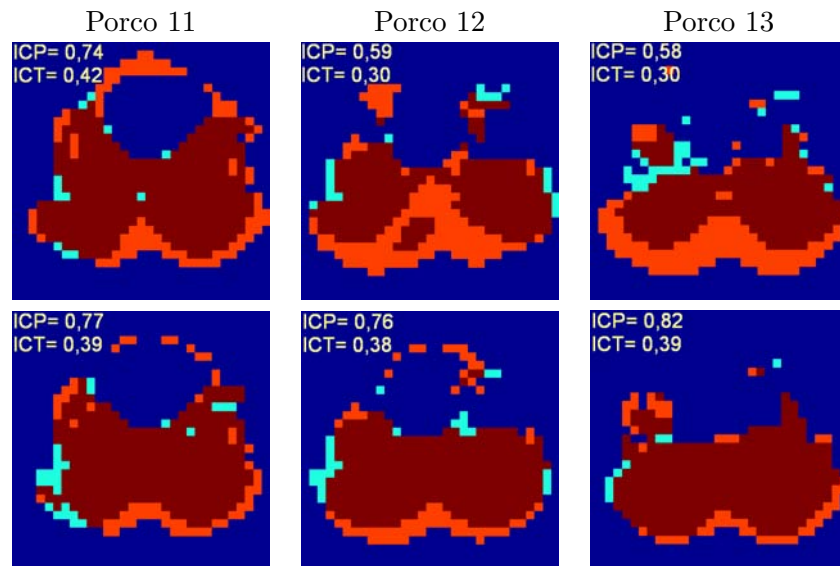


Figura 6: Mapa pulmonar segmentado do grupo B-basal, composto pelas três principais regiões: concordância entre ventilação e perfusão (área de cor marrom); predominância de perfusão (área de cor vermelha); e predominância de ventilação (área de cor azul claro).

5 Conclusão

A modelagem fuzzy mostrou-se adequada para tratar as incertezas de identificação que são inerentes ao método de TIE. A escolha de modelo lingüístico baseado no conhecimento do especialista e na análise detalhada pixel-a-pixel, unida à informação fisiológica e utilizando-se do fato de a metodologia TIE possuir grande resolução temporal, conduziu a um modelo robusto e coerente no tratamento das imagens de TIE, capaz de avaliar com consistência porcos distintos e submetidos a condições fisiológicas variadas.

Referências

- [1] B.M. Eyüboğlu, B.H. Brown, D.C. Barber., In vivo imaging of cardiac related impedance changes, *IEEE Eng Med Biol Mag.* 8 (1989) 39-45.
- [2] J.A. Victorino et al., Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography, *Am J Respir Crit Care Med.*, 169 (2004) 791-800.