HARKI TANAKA

**Estudo da perfusão e ventilação pulmonar em imagens de tomografia
de impedância elétrica através de modelagem fuzzy**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do título de
Doutor em Ciências

Área de Concentração: Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Profa. Dra. Neli Regina Siqueira Ortega

São Paulo

2007

À minha esposa Luzia,
meus pais, meus irmãos,
e à minha sogra Fusae, *in*
memoriam

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Carlos Carvalho da Disciplina de Pneumologia da FMUSP, pelo apoio e incentivo que me foi dado desde o curso de graduação até o presente momento;

ao Prof. Marcelo Amato pela confiança, pela oportunidade que me foi dada no projeto de impedância, pelas discussões científicas e filosóficas, e pelo apoio estratégico e logístico disponibilizando recursos do LIM09 para a realização de experimentos, e cedendo gentilmente dados experimentais para análise, sem os quais esse trabalho não teria sido finalizado;

ao Prof. Josué Almeida Victorino da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pela abertura da pesquisa em Tomografia de Impedância Elétrica, através do seu trabalho pioneiro na FMUSP;

ao Prof. Pedro Tonelli do Instituto de Matemática e Estatística da USP, pela segurança que sempre nos proporciona quando navegamos pelos mares da modelagem fuzzy;

ao Dr. João Batista Borges pela condução de experimentos animais, no LIM09 e em Uppsala, cujos dados foram cruciais para a execução do presente trabalho, e pelas filosofias Franciscanas;

ao Dr. Fernando Suarez Sipmann e Dr. Stephan H Böhm que , gentilmente cederam os dados experimentais coletados em Uppsala para a análise fuzzy;

à Susimeire que sempre me ajudou nos experimentos, desde a época da Iniciação Científica;

à Neide que sempre carregou a administração do projeto de impedância, desde a compra do primeiro resistor;

a todos os pesquisadores e colaboradores do LIM09, pelo incentivo, pela ajuda e pela

amizade;

ao Prof. Raul da Escola Politécnica, coordenador do grupo de pesquisa sobre algoritmo, cujo trabalho é crucial para o projeto de impedância;

aos pesquisadores do grupo da Poli: Julio Aya e Fernando Moura, que sempre supriram a minha deficiência em algoritmos e latex;

ao Maurício Galizia que me ajudou na escrita do *paper*, pelo incentivo e pela amizade;

ao Pedro Bertemes pelos momentos que compartilhamos na agonia de maximização de impedância das fontes de corrente, ao Flávio Betti, dessa vez na agonia de cancelamento da capacitância do cabo triaxial, ao Ricardo Othake, mais uma vez na agonia *soft* do desenvolvimento de sistemas em LabVIEW, os três que hoje não fazem parte do grupo de impedância, mas a participação deles foi crucial para o *hardware* e o *software* da impedância; a todos do LIM01, Jorge, Sandra, Iracene, Vilma, que sempre estiveram prontos para resolver os problemas administrativos e de infraestrutura, em especial à Leuda pelas correções do texto da tese;

à Profa. Neli uma gratidão especial, pelo papel de orientadora sempre presente, ensinando, observando, conduzindo, apontando, cobrando, amenizando, pelos aprendizados sobre fazer ciência, pelo contato com a lógica fuzzy, pela possibilidade futura com lógica neutrosófica e pelo vislumbamento da Antroposofia;

por fim, gostaria de expressar a minha gratidão, do fundo do meu coração, à Luzia minha esposa, pela paciência, pela compreensão, pela digitação do texto da tese e pelo porto seguro que sempre tenho.

RESUMO

A Tomografia de Impedância Elétrica (TIE) é um método de imagem que está sendo desenvolvido para uso em medicina, especialmente na terapia intensiva. Visando uma melhoria da resolução anatômica das imagens de 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. As imagens de perfusão fuzzy foram comparadas com as imagens de perfusão obtidas pelo método de injeção de uma solução hipertônica, considerada como padrão-ouro das imagens de perfusão. O desempenho do modelo foi avaliado através da análise das imagens de TIE obtidas em experimentos animais com treze porcos. Os animais foram submetidos a diferentes condições fisiológicas através de lesão pulmonar, recrutamento pulmonar e intubação seletiva. 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 foram bastante expressivos tanto em termos qualitativos (a imagem obtida pelo modelo foi bastante similar a da tomografia computadorizada) quanto em termos quantitativos (a área média da curva ROC foi de 0,84). Os resultados do estudo poderão servir de base para o desenvolvimento de ferramentas clínicas, baseadas em TIE, para diagnósticos de algumas patologias e situações críticas, tais como distúrbio entre ventilação e perfusão, pneumotórax e tromboembolismo pulmonar.

Descritores: tomografia, impedância elétrica, lógica fuzzy, pneumotórax, ventilação pulmonar, perfusão, porcos

SUMMARY

Electrical Impedance Tomography (EIT) is an image method that has been developed for use in medicine, specially in critical care medicine. Aiming at improving the anatomical resolution of EIT images a fuzzy model was developed based on EIT high temporal resolution and the functional information contained in the pulmonary perfusion and ventilation signals. Fuzzy models were elaborated for heart map modeling, ventilation and perfusion map modeling. Image segmentation was performed using a threshold method and a ventilation/perfusion map was generated. Fuzzy EIT perfusion map was compared with the hypertonic saline injection method, considered as the gold-standard for EIT perfusion image. The model performance was evaluated through analysis of EIT images obtained from animal experiment with thirteen pigs. The animals were submitted to different physiological conditions, such as ventilation induced lung injury, selective intubations and lung recruitment maneuver. The global model was able to identify both the cardiac and pulmonary regions in all animals. The results were expressive for both qualitative (the image obtained by the model was very similar to that of the CT-scan) and quantitative (the ROC curve area average was 0.84) analysis. These achievements could serve as the base to develop EIT diagnosis system for some critical diseases, such as ventilation to perfusion mismatch, pneumothorax and pulmonary thromboembolism.

Descriptors: tomography, electrical impedance, fuzzy logic, pneumothorax, pulmonary ventilation, lung perfusion, pigs

SUMÁRIO

Lista de Figuras	xi
-------------------------------	-----------

Lista de Tabelas	xvi
-------------------------------	------------

1 Introdução	1
1.1 Método de Impedância Elétrica	1
1.2 Teoria Dielétrica	2
1.3 Impedância Elétrica: Representação através de números complexos	4
1.4 Impedância elétrica de um tecido biológico	6
1.5 Tomografia por Impedância Elétrica (TIE): Histórico	11
1.6 TIE: questões de relevância	13
1.6.1 Precisão de medidas	14
1.6.2 Número de eletrodos	14
1.6.3 Artefatos de movimento do corpo	15
1.7 Incerteza de identificação dos pixels	16
1.8 Teoria dos Conjuntos Fuzzy	17
1.8.1 Modelo lingüístico fuzzy tipo Mamdani	18
1.8.2 Variáveis lingüísticas fuzzy e módulo de fuzificação	20

1.8.3	Módulo de base de regras fuzzy	22
1.8.4	Módulo de inferência fuzzy	23
1.8.5	Módulo de defuzificação	26
1.9	O trabalho da tese	26
2	Objetivos.....	28
3	Métodos.....	29
3.1	Estrutura geral do sistema de tratamento fuzzy de imagens de TIE	29
3.2	Aquisição de dados brutos de TIE	31
3.2.1	Aquisição de dados para desenvolvimento dos modelos fuzzy	31
3.2.2	Aquisição de dados para avaliação do modelo desenvolvido	34
3.3	Média coerente	38
3.3.1	Obtenção das imagens sequenciais de perfusão pelo método de média coerente	39
3.3.2	Obtenção das imagens sequenciais de ventilação pelo método de média coerente	41
3.4	Algoritmo de construção de imagem de TIE	44
3.5	Modelo Fuzzy das imagens TIE	46
3.5.1	Modelo fuzzy da imagem cardíaca	46
3.5.2	Modelo fuzzy da perfusão pulmonar	52
3.5.3	Modelo fuzzy da ventilação pulmonar	55
3.6	Imagem tratada para a perfusão e ventilação pulmonar	59

3.7	Segmentação das imagens de perfusão e ventilação	62
3.8	Imagens de injeção de solução hipertônica.....	64
3.9	Avaliação das imagens de perfusão modeladas	70
3.10	Comparação qualitativa entre a imagem segmentada e a imagem obtida pela Tomografia Computadorizada	70
4	Resultados.....	72
4.1	Resultados do P0	73
4.2	Resultados do grupo C-pre	76
4.2.1	Resultados da modelagem	76
4.2.2	Resultados das curvas ROC	79
4.2.3	Resultados das imagens segmentadas	80
4.2.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	82
4.3	Resultados do grupo C-pos	84
4.3.1	Resultados da modelagem	84
4.3.2	Resultados das curvas ROC	86
4.3.3	Resultados das imagens segmentadas	87
4.3.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	90
4.4	Resultados do grupo A-basal	92
4.4.1	Resultados da modelagem	92
4.4.2	Resultados das curvas ROC	93

4.4.3	Resultados das imagens segmentadas	94
4.4.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	95
4.5	Resultados do grupo A-colapso	96
4.5.1	Resultados da modelagem	97
4.5.2	Resultados das curvas ROC	98
4.5.3	Resultados das imagens segmentadas	99
4.5.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	100
4.6	Resultados do grupo B-basal	101
4.6.1	Resultados da modelagem	101
4.6.2	Resultados das curvas ROC	103
4.6.3	Resultados das imagens segmentadas	104
4.6.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	105
4.7	Resultados do grupo B-nitro	107
4.7.1	Resultados da modelagem	107
4.7.2	Resultados das curvas ROC	108
4.7.3	Resultados das imagens segmentadas	109
4.7.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	110
4.8	Resultados do grupo B-pos	111

4.8.1	Resultados da modelagem	112
4.8.2	Resultados das curvas ROC	113
4.8.3	Resultados das imagens segmentadas	114
4.8.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais	115
5	Discussão	117
6	Conclusão	123
	Referências	124

LISTA DE FIGURAS

Figura - 1.1	Arquivos do Thomasset (1962)	2
Figura - 1.2	Capacitor formado por um dielétrico e placas metálicas	4
Figura - 1.3	Capacitor e seu circuito elétrico equivalente	5
Figura - 1.4	Representação da impedância Z , no plano de Argand-Gauss	6
Figura - 1.5	Semi-círculo traçado pela impedância (Cole, 1928)	7
Figura - 1.6	Circuito equivalente do modelo de Cole (1928)	8
Figura - 1.7	Reatância versus resistência de nervo de um sapo (Cole, 1932)	8
Figura - 1.8	Reatância versus resistência de pele de um sapo (Cole, 1932)	9
Figura - 1.9	Propriedade elétrica passiva de um sistema biológico	10
Figura - 1.10	Imagem seccional de antebraço (Barber e Brown, 1984)	12
Figura - 1.11	Diagrama seccional de antebraço	12
Figura - 1.12	Efeito do número de medidas independentes	15
Figura - 3.1	Estrutura de geração e análise das imagens de TIE.	30
Figura - 3.2	Curva de dados brutos medidos entre os eletrodos 2 e 4.	38
Figura - 3.3	Curva de dados brutos, com marcação dos instantes das ondas R. .	39
Figura - 3.4	Curva medida, com separação em segmentos RR.	40

Figura - 3.5	Curva média dos segmentos RR.	40
Figura - 3.6	Traçado das curvas de dados brutos e da obtida pela média coerente.	41
Figura - 3.7	Curva medida, com marcação dos instantes do início de inspiração.	42
Figura - 3.8	Curva de dados brutos, com separação em segmentos, definidos pelos instantes do início da inspiração.	42
Figura - 3.9	12 segmentos do ciclo respiratório e a sua média.	43
Figura - 3.10	Traçado das curvas de dados brutos original e da curva média, obtida pela média coerente, sincronizado pelo início da inspiração.	44
Figura - 3.11	Modelo 3-D de elementos finitos, do tórax de um porco.	45
Figura - 3.12	Imagem funcional de perfusão.	47
Figura - 3.13	Curvas de variação de impedância dos pixels.	48
Figura - 3.14	Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem cardíaca.	49
Figura - 3.15	Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy da imagem cardíaca	50
Figura - 3.16	Exemplo de inferência Mamdani para o modelo de coração.	52
Figura - 3.17	Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem de perfusão pulmonar.	53
Figura - 3.18	Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy de imagem da perfusão pulmonar.	54
Figura - 3.19	Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem de ventilação pulmonar.	56

Figura - 3.20	Funções de pertinência das variáveis lingüísticas do modelo fuzzy da imagem de ventilação pulmonar	57
Figura - 3.21	Curva de variação de impedância, sem filtragem.	65
Figura - 3.22	Curva de variação de impedância, após filtragem passa baixa.	66
Figura - 3.23	Derivada da curva de impedância.	66
Figura - 3.24	Derivada negativa da curva de impedância normalizada.	67
Figura - 3.25	Seqüência de imagens de injeção de contraste transformadas através do filtro passa baixa, derivada negativa e normalização.	68
Figura - 3.26	Seqüência de imagens de injeção de contraste, correspondente à fase pulmonar.	69
Figura - 4.1	Resultados de modelagem fuzzy - porco P0.	74
Figura - 4.2	Curva ROC de comparação entre o mapa de perfusão modelado e a imagem de referência, para o porco P0.	74
Figura - 4.3	Mapa pulmonar segmentado - porco P0	75
Figura - 4.4	Comparação entre as imagens pré-modelagem e o mapa pulmonar total pós-modelagem para o porco P0.	76
Figura - 4.5	Resultados da modelagem para o grupo C-pre.	77
Figura - 4.6	Resultados da modelagem para o grupo C-pre	78
Figura - 4.7	Resultado das curvas ROC para o grupo C-pre.	79
Figura - 4.8	Resultado das imagens segmentadas para o grupo C-pre.	81
Figura - 4.9	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares	

totais pós-modelagem para o grupo C-pre.	83
Figura - 4.10 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pre.	84
Figura - 4.11 Resultados da modelagem para o grupo C-pos.	85
Figura - 4.12 Resultados da modelagem para o grupo C-pos.	86
Figura - 4.13 Resultado das curvas ROC para o grupo C-pos.	87
Figura - 4.14 Resultado das imagens segmentadas para o grupo C-pos.	89
Figura - 4.15 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pos.	91
Figura - 4.16 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pos.	92
Figura - 4.17 Resultados da modelagem para o grupo A-basal.	93
Figura - 4.18 Resultado das curvas ROC para o grupo A-basal.	94
Figura - 4.19 Resultado das imagens segmentadas para o grupo A-basal.	95
Figura - 4.20 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo A-basal.	96
Figura - 4.21 Resultados da modelagem para o grupo A-colapso.	97
Figura - 4.22 Resultado das curvas ROC para o grupo A-colapso.	98
Figura - 4.23 Resultado das imagens segmentadas para o grupo A-colapso.	99
Figura - 4.24 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo A-colapso.	101
Figura - 4.25 Resultados da modelagem para o grupo B-basal.	102

Figura - 4.26	Resultados da modelagem para o grupo B-basal.	103
Figura - 4.27	Resultado das curvas ROC para o grupo B-basal.	104
Figura - 4.28	Resultado das imagens segmentadas para o grupo B-basal.	105
Figura - 4.29	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-basal.	106
Figura - 4.30	Resultados da modelagem para o grupo B-nitro.	107
Figura - 4.31	Resultados da modelagem para o grupo B-nitro.	108
Figura - 4.32	Resultado das curvas ROC para o grupo B-nitro.	109
Figura - 4.33	Resultado das imagens segmentadas para o grupo B-nitro.	110
Figura - 4.34	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-nitro.	111
Figura - 4.35	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-nitro.	112
Figura - 4.36	Resultados da modelagem para o grupo B-pos.	113
Figura - 4.37	Resultado das curvas ROC para o grupo B-pos.	114
Figura - 4.38	Resultado das imagens segmentadas para o grupo B-pos.	115
Figura - 4.39	Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-pos.	116

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1	Resumo das fases dos protocolos, PEEP em cm H ₂ O.	37
Tabela 3.2	Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de coração (PC) ...	51
Tabela 3.3	Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de perfusão pulmonar (PPP).	55
Tabela 3.4	Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de ventilação pulmonar (PVP)	58
Tabela 3.5	Agrupamento das fases do protocolo	61

1 INTRODUÇÃO

1.1 Método de Impedância Elétrica

Em 1962, A. Thomasset¹ introduziu na prática médica o método de impedância elétrica como uma forma de estimação da água total do corpo. Convencido das utilidades desse método, dedicou-se para o desenvolvimento, promoção e disseminação do método através de publicações médicas. Após três décadas de experiência, Thomasset registrou a frase "...cette méthode qui ne peut pas décevoir"² (figura 1.1), demonstrando a sua confiança nesta metodologia. Na década de 80, finalmente, o termo bioimpedância foi introduzido para designar a aplicação de impedância elétrica na área biológica (Jossinet, 2004).

Hoje, a aplicação do método de bioimpedância, além da composição corpórea, engloba vários tópicos, desde sistemas diagnósticos de tumores malignos e monitores de glicemia não invasivos a tomografia de impedância elétrica (Caduff, Talary e Feldman, 2004; Brown et al., 2004; Brown, 2004). Contudo, apesar do histórico de várias décadas e da disseminação do método nas pesquisas da atualidade, a bioimpedância não é de uso rotineiro nos serviços de saúde. Também, o termo bioimpedância não faz parte do vocabulário cotidiano dos profissionais de saúde, e mesmo entre os pesquisadores de saúde, são poucos os que dominam o significado físico do termo bioimpedância.

¹*website* (<http://perso.club-internet.fr/niroque/node84.html>) criado por A.Thomasset para divulgar os seus achados, entre pesquisadores e médicos. Último acesso em abril de 2007.

²Tradução do autor: "...esse método que não decepcionará".

A fim de auxiliar os leigos no método de bioimpedância, nas seções 1.2 e 1.3 são apresentados alguns conceitos físicos e elétricos úteis para a compreensão do trabalho aqui apresentado.

cette méthode qui
ne peut pas décevoir
Thomasset
23 mai 50.

Figura 1.1: "...cette méthode qui ne peut pas décevoir", arquivos do Thomasset (1962), citado por Jossinet (2004).

1.2 Teoria Dielétrica

As propriedades elétricas passivas de um material dielétrico¹ mantido entre duas placas condutoras planas, paralelas e separadas por uma distância d (figura 1.2) podem ser completamente caracterizadas pelas medidas de capacitância elétrica C e condutância G , ambos definidos pelas seguintes equações:

$$G = \frac{A\sigma}{d}, \quad (1.1)$$

$$C = \frac{A\varepsilon\varepsilon_0}{d}, \quad (1.2)$$

onde:

C é a capacitância elétrica,

G é a condutância elétrica,

A é a área da placa metálica,

σ é uma característica específica do material dielétrico denominado condutividade,

¹Um material dielétrico é um material que apresenta uma alta resistência ao fluxo de corrente elétrica.

d é a distância entre as duas placas metálicas,

ϵ_0 é a permissividade dielétrica do espaço livre (vácuo) e

ϵ é a permissividade dielétrica do material em relação à do espaço livre (vácuo).

A capacitância, cuja unidade é farad $[F]$, é uma grandeza característica de um capacitor, definida pela quantidade de energia elétrica que pode ser armazenada em si por uma determinada tensão elétrica aplicada. Condutância elétrica é o recíproco da resistência elétrica, cuja unidade é ohm $[\Omega]$. A unidade de condutância é o siemens $[S]$ ou $[(\Omega)^{-1}]$. A condutividade σ , cuja unidade é $[(\Omega m)^{-1}]$, é o fator de proporcionalidade entre a densidade de corrente elétrica e a intensidade do campo elétrico e é a medida da facilidade com que as cargas livres se movem através do material sob a influência de um campo elétrico¹. Nos tecidos biológicos a condutividade surge principalmente devido a mobilidade dos íons livres. O fator ϵ_0 é a permissividade dielétrica do espaço livre (vácuo) e possui o valor de $8,854 \times 10^{-12} [F/m]$, enquanto que ϵ é a permissividade do material em relação à do espaço livre. A permissividade é proporcional à razão da carga elétrica para o campo elétrico e reflete a extensão com que a distribuição das cargas localizadas podem ser distorcidas ou polarizadas, sob influência de um campo elétrico. Nos tecidos biológicos, essas cargas estão principalmente associadas à membrana bilipídica celular e moléculas polares que possuem um dipolo permanente. Porém, uma radiação eletromagnética é composta sempre por campos elétrico e magnético. Assim, teoricamente, é necessário considerar não somente as propriedades elétricas, como permissividade e condutividade, mas também a permeabilidade magnética. Contudo, a maioria dos tecidos biológicos possui uma permeabilidade magnética praticamente igual à do espaço livre. Além disso, a influência do campo magnético sobre as características elétricas são pequenas e podem ser desprezadas, quando se trata de medidas de bioimpedância (Pethig e Kell, 1987).

¹A unidade da condutividade é simplesmente o recíproco da resistividade que é ohm-metro $[\Omega m]$.

Figura 1.2: Capacitor formado por um material dielétrico e duas placas planas metálicas, onde: A é a área da placa metálica, d é a distância entre as duas placas metálicas, e ϵ é a permissividade dielétrica do material em relação à do espaço livre (vácuo).

1.3 Impedância Elétrica: Representação através de números complexos

Quando os campos elétricos são alternados de forma senoidal, ou seja, se considerarmos um circuito elétrico de corrente alternada (CA), a análise matemática é bastante simplificada através do uso de números complexos. Se considerarmos um material dielétrico, de condutância G e permissividade ϵ , contido entre duas placas metálicas planas e paralelas (figura 1.3a), formamos um dispositivo de circuito elétrico que denominamos de capacitor (Harrington, 1961).

Podemos construir um circuito elétrico equivalente a esse capacitor através de dois elementos básicos de circuito elétrico (figura 1.3b): um resistor cuja resistência elétrica é medida em ohm $[\Omega]$ (vide eq. 1.3) e um capacitor cuja capacitância elétrica é medida em farad $[F]$ (vide eq. 1.2). Todo o formalismo matemático deste circuito foi desenvolvido baseado na condutância, que está associada ao resistor através da equação:

$$R = \frac{1}{G}. \quad (1.3)$$

Figura 1.3: Circuito equivalente de um capacitor: (a) representação esquemática de um capacitor físico; (b) circuito equivalente onde G é a condutância, C é a capacitância, I é a corrente elétrica total, I_g é a corrente elétrica pelo resistor denominada de corrente de condução, I_c é a corrente pelo capacitor denominada de corrente de deslocamento; e (c) Representação da corrente elétrica na forma de número complexo no plano de Argand-Gauss, onde I_g é a parte real, I_c é a parte imaginária, θ é o ângulo de fase da corrente e $+j$ é a unidade imaginária ($J^2 = -1$) (Harrington, 1961).

Para a corrente elétrica complexa I e tensão elétrica complexa V , podemos escrever a seguinte equação:

$$I = I_g + I_c = YV = (G + j\omega C)V, \quad (1.4)$$

onde:

Y é a admitância,

V é a tensão elétrica,

j é a unidade imaginária e

ω é a frequência angular¹ do campo elétrico alternado (senoidal).

O valor Y é denominado de admitância elétrica equivalente e a impedância elétrica equivalente Z é definida como $Z = 1/Y$. Sendo a impedância Z uma variável complexa, é possível representar Z (eq. 1.5) no plano de Argand-Gauss (figura 1.4). A parte real da impedância, representada no eixo das abscissas, é a resistência R e sua

¹Frequência angular é a taxa de variação temporal de algum ângulo. É medida em radianos por segundo. É um múltiplo da frequência (f) medida em hertz: $\omega = 2\pi f$.

parte imaginária, representada no eixo das ordenadas, é denominada de reatância X^1 . O ângulo Θ formado entre o vetor Z e o eixo das abscissas é o ângulo de fase ou argumento da impedância.

$$Z = R + jX. \quad (1.5)$$

Figura 1.4: Representação da impedância complexa Z no plano de Argand-Gauss, onde: X é a reatância elétrica e R é a resistência elétrica.

1.4 Impedância elétrica de um tecido biológico

A fim de estimar, teoricamente, a impedância elétrica de um tecido biológico, Cole (1928) idealizou um modelo constituído por uma suspensão de esferas homogêneas em um solvente. Segundo sua teoria, a equação de estimativa de impedância elétrica desse modelo traça, sobre o plano de Argand-Gauss, um semicírculo com a variação da frequência, definido pelos parâmetros r_0 que é o valor da resistência do modelo quando a frequência é zero, r_∞ que é o valor da resistência do modelo quando a frequência tende a infinito e m que é o recíproco da tangente do semicírculo no ponto r_∞ (figura 1.5).

Pela teoria de circuitos elétricos, um sistema composto por qualquer número e

¹No caso do nosso modelo de capacitor, quanto maior a reatância maior é a corrente pelo capacitor I_c .

arranjos de resistências e um elemento de impedância complexa, pode ser reduzido a um circuito equivalente composto por R_1 , R_2 e Z_3 (figura 1.6).

Segundo Cole (1932), a impedância desse circuito equivalente também traça um semicírculo no plano de Argand-Gauss, cujo centro depende do ângulo de fase da impedância complexa Z_3 . Nesse modelo, Cole assumiu que o ângulo de fase do elemento complexo é constante, independente da frequência utilizada.

A fim de confrontar a sua estimativa teórica com as medidas experimentais, Cole traçou vários dados experimentais de impedância de diversos tecidos biológicos (figura 1.7 e 1.8). Cole observou que os dados experimentais eram coerentes com a sua hipótese na faixa de frequências baixa a intermediária. Porém, para alguns tecidos, observou uma divergência do semicírculo para frequências mais altas¹. Embora Cole tenha observado esse fato, ele não forneceu nenhuma interpretação de sua possível causa. Contudo, a observação indicava a limitação do modelo para estimar a bioimpedância em altas frequências.

Figura 1.5: Semi-círculo traçado pela impedância, com a variação da frequência (Cole, 1928).

¹Frequências acima de 4 MHz, segundo Cole (1932).

Figura 1.6: Circuito equivalente ao modelo de Cole (1928), onde R_1 e R_2 são resistências e Z_3 é uma impedância complexa composta por uma resistência e reatância. .

Figura 1.7: Reatância versus resistência de nervo de um sapo (Cole, 1932).

Figura 1.8: Reatância versus resistência de pele de um sapo (Cole, 1932).

Pethig e Kell (1987), em um estudo de revisão sobre as influências das radiações eletromagnéticas não ionizantes, ou seja nas frequências variando entre 1Hz a 100GHz, sobre tecidos biológicos, propuseram um modelo teórico de dispersão da permissividade¹ de um tecido biológico de acordo com a variação da frequência (figura 1.9).

¹Dispersão da permissividade elétrica é a variação da permissividade elétrica com a variação da frequência.

Figura 1.9: Propriedade elétrica passiva de um sistema biológico: representação teórica da dispersão da permissividade de um tecido biológico com a frequência, mostrando as três principais dispersões observadas (α , β e γ); dispersão α : (10Hz a 1kHz), associado a estruturas como membrana celular; dispersão β : (1kHz a vários MHz), associado a polarização das membranas celulares, proteínas e outras macromoléculas; e dispersão γ : (acima de 10GHz), associado com a polarização das moléculas da água (Pethig e Kell, 1987).

Apesar da complexidade da propriedade elétrica de um tecido biológico com a variação da frequência de estímulo elétrico (Pethig e Kell, 1987), segundo Metherall (1998), se fixarmos uma banda estreita de frequência em torno de 100 kHz, a corrente de condução será muito maior e predominante em relação à corrente de deslocamento (corrente de capacitor) e por essa razão, a informação assim obtida será dominada pela condutividade do tecido biológico. Essa premissa de uso de frequência em torno de 100kHz permite uma análise das características elétricas dos tecidos biológicos apenas em termos de distribuição de condutividade ou sua recíproca que é a resistividade.

Nopp et al. (1993) realizou um estudo de medida de propriedades elétricas de tecido pulmonar. Seus resultados mostram uma variação da condutividade do tecido pulmonar dependendo do estado de saúde do animal investigado. Por exemplo, um pulmão com pneumonia apresenta um aumento de condutividade. Além disso, a condutividade varia com a quantidade de ar contida no pulmão. Se a quantidade de

ar do pulmão for descrita através de um fator de enchimento F_e , então a condutividade decresce com o aumento de F_e . Segundo Nopp, devido a variação da condutividade com a condição patológica do pulmão, a medida da condutividade elétrica poderia servir como um instrumento de diagnóstico. Um dos métodos de mapeamento da condutividade elétrica de um volume é a Tomografia por Impedância Elétrica (TIE). A seção 1.5 apresenta um breve histórico do método de TIE e discute o seu potencial como instrumento de diagnóstico.

1.5 Tomografia por Impedância Elétrica (TIE): Histórico

A idéia de produzir uma imagem mostrando uma distribuição de resistividade tecidual é relativamente antiga. Segundo Brown (2003), essa técnica foi primeiramente sugerida por R. B. Pullan em 1970. Barber e Brown (1984), em um estudo de revisão, apresenta os três componentes básicos de um sistema de mapeamento de resistividade tecidual: 1) um conjunto de eletrodos de injeção de corrente elétrica; 2) um sistema de medida de potenciais elétricos entre os eletrodos; e 3) um algoritmo de construção de imagem. Barber e Brown (1984) foram os primeiros a obterem uma imagem seccional de antebraço, *in vivo*, usando TIE (figura 1.10 e 1.11). Desde então o método de TIE vem sendo desenvolvido para diversas aplicações como imageamento de cérebro (Soleimani, Dorn e Lionheart, 2006) e imageamento de tumores de mama (Choi et al., 2004; Choi et al., 2007).

Figura 1.10: Imagem seccional de antebraço obtido através do método de TIE, com 16 eletrodos dispostos circularmente. A imagem foi obtida com o antebraço imerso em um tanque de 80 mm de diâmetro, contendo uma solução salina (Barber e Brown, 1984).

Figura 1.11: Diagrama seccional de antebraço, aproximadamente no mesmo nível de corte da figura 1.10 (Barber e Brown, 1984).

No Brasil, um grupo multi-disciplinar de pesquisa tem desenvolvido o método de TIE, com resultados promissores. Amato et al. tem obtido destaque na pesquisa da

aplicação médica da TIE na monitorização pulmonar, à beira do leito. Eles demonstraram que as imagens de variação de impedância dos pulmões estão muito bem correlacionados com as mudanças regionais de volume de ar, dentro de uma região pulmonar de interesse (Victorino et al., 2004; Costa et al., 2006). Por outro lado, a pesquisa básica do desenvolvimento de algoritmo de construção de imagem, liderado por Lima et al., vem produzindo resultados importantes que apoiam as pesquisas médicas (Trigo, 2001; Trigo, Lima e Amato, 2004; Aya et al., 2005; Moura et al., 2005; Nan, 2005; Moura, 2006).

Apesar dos recentes desenvolvimentos, o método de TIE apresenta ainda muitos desafios. Por exemplo, durante o imageamento do tórax, a circulação sanguínea pulmonar, além da ventilação pulmonar, também influencia a variação da impedância torácica. Conseqüentemente, as imagens de TIE apresentam, simultaneamente, informações sobre perfusão e ventilação. Eyüboğlu demonstrou que é possível separar a variação da impedância torácica devido a perfusão da ventilação, através do método de média coerente, usando o instante da onda R do eletrocardiograma (ECG) como sinal de sincronismo (Eyüboğlu, Brown e Barber, 1989). Contudo, mesmo com a separação dos sinais de perfusão da ventilação usando o método da média coerente, as imagens resultantes apresentam uma resolução anatômica insuficiente para uma interpretação da imagem pela identificação e separação das regiões cardíacas e pulmonares. A seção 1.6 apresenta os principais fatores inerentes ao método de TIE e que podem afetar crucialmente os aspectos importantes da imagem, como por exemplo, a resolução anatômica.

1.6 TIE: questões de relevância

As questões de relevância apresentadas a seguir são aspectos inerentes ao método de um modo geral e não pretendem caracterizar um determinado equipamento de TIE.

1.6.1 Precisão de medidas

Um dos fatores críticos do método de TIE é a precisão das medidas de potenciais elétricos entre os eletrodos, normalmente representada através da relação sinal/ruído (RSR), cuja unidade é decibel [dB]. A fim de realizar as medidas de potenciais elétricos entre eletrodos, atualmente um sistema de TIE é equipado com cabos de medida entre o sistema coletor de dados e o eletrodo colocado no paciente. A existência desse cabo de ligação representa uma dificuldade técnica para uma coleta de dados de alta precisão devido a existência de capacitâncias parasitas nesses cabos. O sistema MK2 (frequência de operação: 20kHz, corrente aplicada: 5 mA) desenvolvido pelo grupo da Universidade de Sheffield apresenta uma relação sinal/ruído de 68dB (Metherall, 1998). Por outro lado, segundo Cook um sistema de TIE com RSR de 104 dB seria desejável a fim de se ter uma adequada detectabilidade da condutividade (Cook et al., 1994).

1.6.2 Número de eletrodos

A limitação da resolução espacial da imagem de TIE está ligada ao número de eletrodos utilizados na coleta de dados. Se tivermos um sistema de coleta de medidas com 16 eletrodos, $N = 16$, então serão produzidos $(N(N - 3)/2)$ medidas independentes, ou seja, 104 medidas independentes (Eyüboğlu, Brown e Barber, 1989). Uma imagem reconstruída baseada nessas medidas possuirá uma baixa resolução espacial, pois o número de pixels para indicar as diferentes intensidades não poderá ser superior a 104. A figura 1.12 mostra o efeito desse fator limitante através de uma imagem de um rosto (Brown, 2003).

Figura 1.12: Essa figura mostra o efeito do número de medidas independentes. No caso de 16 eletrodos, 104 medidas independentes podem ser obtidas e a imagem resultante é relativamente borrada. Com 64 eletrodos, 1952 medidas podem ser obtidas e a imagem resultante possui melhor resolução espacial (Brown, 2003).

Portanto, para melhorar a resolução espacial, a solução seria usar um número maior de eletrodos, aumentando-se assim o número de medidas independentes. Contudo, existem fatores limitantes para o aumento do número de eletrodos: existe um limite do tamanho físico dos eletrodos, além da piora da relação sinal/ruído das medidas com o aumento do número de eletrodos. Os sistemas de TIE existentes atualmente utilizam de 16 (Brown, 2003) a 32 eletrodos (Costa et al., 2006).

1.6.3 Artefatos de movimento do corpo

O movimento de expansão/contração do corpo, bem como os movimentos fisiológicos dos órgãos, podem afetar as imagens de TIE. Zhang e Patterson (2005), usando um modelo 3D de tórax humano, realizou uma simulação computacional onde concluiu que o movimento de expansão do tórax causava, em média, um artefato de 0,65% à 18,31%

nas magnitudes dos pixels da imagem. Além disso, após uma inspiração, o movimento do coração resultou em um aumento de resistividade na região ântero-central da imagem (Zhang e Patterson, 2005). Como não há meios de eliminar os movimentos do corpo em uma aplicação prática, esses artefatos, dependendo da sua magnitude, podem dificultar a interpretação da imagem.

1.7 Incerteza de identificação dos pixels

Devido aos fatores anteriormente citados, desde precisão de medidas a artefatos do movimentos do corpo, a imagem de TIE apresenta uma baixa resolução espacial e os valores de resistividade estimada para cada pixel é uma soma entre o valor real da resistividade mais um valor de artefato. Devido a essas limitações, surgem dificuldades de interpretação das imagens, em termos anatômicos e funcionais. Essa dificuldade de interpretação da imagem pode ser traduzida como uma incerteza de identificação dos pixels. Para cada pixel da imagem há uma incerteza de identificação quanto à parte anatômica que está sendo representada por ele. Para que uma imagem de TIE possa ser um instrumento de diagnóstico médico robusto, essa incerteza deve ser tratada e contornada de forma objetiva. Uma das formas de dar um tratamento matemático e objetivo a essas questões de incerteza de identificação é através da Teoria dos Conjuntos Fuzzy.

A Teoria dos Conjuntos Fuzzy foi introduzida em 1965 pelo matemático Lotfi Asker Zadeh, com a publicação de um artigo intitulado *Fuzzy Sets* onde se aplicava a lógica multivalorada de Lukasiewics sobre conjuntos ou grupo de objetos (Zadeh, 1965). Zadeh utilizou o termo *fuzzy*¹ para rotular esses conjuntos multivalorados, cujos elementos pertencem aos mesmos em diferentes graus de possibilidade.

¹*Fuzzy* é um termo em Inglês e pode ser traduzido como vago ou indistinto. Evitou-se fazer uma tradução por tratar-se de um termo consagrado mundialmente.

A seção 1.8 apresenta os conceitos gerais da Teoria dos Conjuntos Fuzzy e o modelo lingüístico de Mamdani que é utilizado nesse trabalho para a abordagem da incerteza de identificação dos pixels.

1.8 Teoria dos Conjuntos Fuzzy

Na Teoria dos Conjuntos pela abordagem clássica, o estado de pertinência de um elemento a um determinado conjunto admite apenas dois valores exclusivamente, ou seja, o elemento pertence ao conjunto ou não pertence. Por exemplo, podemos supor uma classe de pessoas altas como sendo o conjunto formado por pessoas que possuem a medida de altura maior que 180 cm. Pela abordagem clássica, uma pessoa com 181 cm de altura pertence ao conjunto de pessoas altas e uma outra com 180 cm não pertence a essa classe. Essa transição brusca do estado de pertinência para o estado de não pertinência pode representar uma restrição em lidar com os problemas práticos que possuem incertezas inerentes. Por exemplo, numa seleção de modelos para desfile de moda não seria desejável classificar uma pessoa como sendo alta ou não por uma diferença de apenas 1 cm. Pela abordagem fuzzy, todas as pessoas pertencem à classe de pessoas altas, mas com mais ou menos intensidade. Ou seja, existem pessoas que pertencem mais à classe de pessoas altas que outras. Quanto menor for a medida da altura, menor será a intensidade de pertinência desse indivíduo à classe de pessoas altas. Essa transição gradual entre pertinência e não pertinência está no cerne da Teoria dos Conjuntos Fuzzy que tem crescido muito em nossos dias, tanto em termos teóricos como em aplicações práticas (Barros e Bassanezi, 2006).

Na medicina, a Teoria dos Conjuntos Fuzzy tem sido usada para lidar com as incertezas inerentes desse campo e os resultados se mostram muito promissores. A sua aplicação abrange uma ampla variedade de assuntos, incluindo desde estudos epidemiológicos (Massad, Buratini e Ortega, 1999; Massad et al., 2002) a

desenvolvimento de sistemas de apoio para diagnósticos de doenças (Pereira et al., 2004; Duarte et al., 2006).

Na TIE ocorre uma incerteza de identificação dos pixels como citado na seção 1.7. Para tratar essa incerteza de identificação dos pixels da TIE de forma automática e objetiva, o presente trabalho propõe a utilização de modelos lingüísticos fuzzy tipo Mamdani, que será apresentado na seção seguinte.

1.8.1 Modelo lingüístico fuzzy tipo Mamdani

Modelos matemáticos são, na sua essência, estruturas teóricas que descrevem o comportamento de um sistema real, através de quantificação e manipulação de variáveis. Modelos matemáticos fuzzy são estruturas cujas variáveis são descritas através de conjuntos e/ou medidas fuzzy, em vez de números ou valores claramente definidos, como nos modelos clássicos.

Modelos lingüísticos fuzzy são sistemas baseado em proposições condicionais fuzzy e são os principais responsáveis pelo sucesso da lógica fuzzy e de sua aplicabilidade nas mais diversas áreas de atuação. Estes modelos podem ser entendidos como sistemas que descrevem lingüisticamente um determinado objeto complexo. Eles têm por base um conjunto de regras SE-ENTÃO, cujos predicados se referem a conceitos vagos modelados por variáveis lingüísticas fuzzy.

Um conjunto de regras fuzzy associado a uma estrutura de inferência produz um mapeamento das variáveis de entrada do sistema (variáveis das premissas das regras) nas variáveis de saída do sistema (variáveis conseqüentes das regras). Neste sentido um modelo lingüístico fuzzy desempenha o papel de um funcional matemático que ao invés de manipular com números, opera sobre estruturas matemáticas mais complexas, quais sejam os conjuntos fuzzy. Cada regra descreve uma circunstância possível no espaço do produto cartesiano das variáveis de entrada e saída, sendo, portanto, relações matemáticas

fuzzy nesse espaço.

Assim como todas as estruturas matemáticas baseadas na teoria dos conjuntos fuzzy, os modelos lingüísticos são adequados quando o fenômeno estudado apresenta em sua natureza incertezas de ocorrência e/ou identificação. A incerteza de ocorrência está associada com a imprecisão na ocorrência dos eventos, muitas vezes modelada também com teoria de probabilidades. Já a incerteza de identificação está associada com a imprecisão na classificação de objetos. A lógica fuzzy é uma lógica não-clássica, ou seja, não Aristotélica, que fornece estruturas matemáticas para abordar ambas as incertezas de ocorrência e identificação. Neste sentido, ela é um super-conjunto da teoria de probabilidades, uma vez que a medida de probabilidade é um subconjunto da medida fuzzy (Klir e Yuan, 1995; Barros e Bassanezi, 2006; Ortega, 2001).

Outra característica importante de modelos lingüísticos é que eles são freqüentemente construídos baseado na informação de especialistas, particularmente quando se trata de modelos desenvolvidos nas ciências da saúde. De fato, estes modelos permitem que o conhecimento adquirido ao longo de anos de experiência profissional seja materializado em uma estrutura matemática passível de implementação computacional. Dessa forma, modelos deste tipo podem carregar informação formal, advinda do conhecimento acadêmico disponível, e informações adquiridas heurísticamente.

Os dois modelos baseados em regras fuzzy de maior destaque são: modelo lingüístico fuzzy tipo Mamdani e tipo Takagi-Sugeno-Kang (TSK). Ambos os modelos são baseados em regras fuzzy e variáveis lingüísticas. Contudo, enquanto os modelos tipo Mamdani são essencialmente uma descrição qualitativa do comportamento do sistema pelo uso de linguagens naturais, um modelo TSK consiste de uma combinação entre modelos fuzzy e não fuzzy (Pedrycz e Gomide, 1998).

Um modelo tipo Mamdani é constituído por quatro módulos principais:

1. Um módulo de *fuzificação*, onde as variáveis de entrada e saída da base de

regras (valores de medidas clássicos) são traduzidas para valores fuzzy através de *variáveis lingüísticas*;

2. Um módulo que contém a base de regras fuzzy, que consiste de um conjunto de proposições condicionais fuzzy, onde as variáveis de entrada e saída são correlacionadas;
3. Um módulo de inferência, que processa todas as regras em paralelo, através de operadores de união e intersecção de conjuntos fuzzy, conduzindo a um resultado final (saída do sistema), que é também um conjunto fuzzy; e
4. Um módulo de defuzificação, que reduz a saída fuzzy final do sistema a um número clássico que seja o mais representativo da informação obtida no espaço dos conjuntos fuzzy.

As seções 1.8.2 a 1.8.5 apresentam os detalhamentos de cada módulo e uma descrição informal das variáveis lingüísticas fuzzy.

1.8.2 Variáveis lingüísticas fuzzy e módulo de fuzificação

Na comunicação humana, os termos lingüísticos são usados para expressar conceitos e conhecimentos e, em muitas áreas, esses são os únicos meios disponíveis para quantificar e qualificar os dados e informações. O uso de termos lingüísticos é freqüente no cotidiano, por exemplo, *dia quente, ônibus lotado, a pessoa é alta, temperatura baixa, temperatura normal* etc. Todos esses termos possuem significados e transmitem informações que são dependentes de cada contexto.

Uma das vantagens da teoria fuzzy é a capacidade de dar um tratamento matemático a esses termos lingüísticos. Assim, uma variável lingüística fuzzy, informalmente, é uma variável que é qualitativamente descrita por termos lingüísticos,

suprindo um conceito para essa variável, e quantitativamente expressa através de funções de pertinência, ou seja, através de conjuntos fuzzy. Nesse sentido, uma variável lingüística fuzzy é composta por uma parte simbólica e outra numérica. A parte simbólica permite a descrição do fenômeno com o uso da linguagem natural e a parte numérica permite realizar cálculos matemáticos entre as variáveis.

O conceito de variável lingüística exerce um papel importante em muitas aplicações dessa teoria. Nos modelos lingüísticos fuzzy, esse conceito é usado no módulo de fuzificação, onde as variáveis de entrada e saída, com as suas respectivas faixas de variação, são identificadas e definidas. Além disso, no módulo de fuzificação, as incertezas associadas às variáveis são fuzificadas, ou seja, são expressas em termos de conjuntos fuzzy.

Portanto, no módulo de fuzificação é realizada a tradução das variáveis clássicas em variáveis lingüísticas fuzzy, ou seja, a identificação dos termos lingüísticos e a construção dos conjuntos fuzzy para cada termo lingüístico.

Essencialmente, conjuntos fuzzy são caracterizados por funções da forma $\mu : X \rightarrow [0, 1]$, onde X é um conjunto universal. Assim, o problema de construção de um conjunto fuzzy se resume em traduzir o significado de cada termo lingüístico em funções de pertinência adequada, dentro do contexto em questão.

No campo da saúde, os conjuntos fuzzy são, muitas vezes, construídos através do conhecimento dos especialistas. Nesse sentido, os especialistas normalmente exercem um papel fundamental no desenvolvimento de modelos fuzzy tipo Mamdani (Klir e Yuan, 1995).

1.8.3 Módulo de base de regras fuzzy

As regras fuzzy são estruturas muito utilizadas na teoria dos conjuntos fuzzy, pois elas consistem de um formalismo para representar as estratégias e informações, a partir de experiências e associações empíricas. Assim, a base de regras fuzzy pode ser considerada como uma unidade de representação de um conhecimento específico, envolvendo incertezas e imprecisões. Um conhecimento pode ser representado através de uma proposição que poderá ser incondicional ou condicional. Uma proposição incondicional é uma afirmação simples como

A febre é alta,

em que a *febre* é um atributo de um objeto e *alta* é um adjetivo (um valor qualitativo), normalmente descrito através de um termo lingüístico.

Por outro lado, uma proposição fuzzy condicional é composta de duas partes: a primeira parte **SE**, chamada de **antecedente**, que descreve a condição (premissa) que pode ser parcialmente satisfeita, e a segunda parte **ENTÃO**, chamada de **consequente**, que descreve a conclusão ou uma ação resultante, quando a condição é estabelecida. Assim, uma proposição fuzzy condicional possui a seguinte forma:

***SE** febre é alta, **ENTÃO** a indisposição é grande.*

A base de regras fuzzy é um conjunto de proposições fuzzy condicionais. A principal diferença entre regras fuzzy e regras clássicas é que no primeiro caso, os antecedentes descrevem uma condição elástica e no último caso uma condição rígida. Essa flexibilidade das regras fuzzy permite modelar as incertezas presentes nas afirmações, comumente usadas no mundo real. Como no caso clássico, as regras fuzzy podem ser combinações de múltiplas condições simples de antecedentes, usando-se conectivos lógicos (conjunção **E**, disjunção **OU** e negação **NÃO**) como exemplificado abaixo:

SE neonato é de extremo baixo peso E a idade gestacional é pré-termo ENTÃO o risco de morte neonatal é alto.

Do ponto de vista de modelagem, as variáveis antecedentes das regra fuzzy definem uma área fuzzy no espaço das variáveis de entrada do sistema. Por outro lado, as variáveis conseqüentes definem uma área fuzzy no espaço de saída. Nesse sentido, o processo envolvido na elaboração das variáveis antecedentes das regras consiste de uma tarefa classificatória, enquanto que a elaboração das variáveis conseqüentes demanda um conhecimento *a priori*, ainda que empírico, sobre o comportamento do sistema. Assim, espera-se que a tarefa de elaboração das variáveis conseqüentes seja mais complexa que a de elaboração das variáveis antecedentes, especialmente quando o modelo é baseado em conhecimentos de especialistas. Contudo, uma vez que as regras estejam definidas, é possível computá-las através de uma regra de inferência apropriada.

No modelo lingüístico fuzzy tipo Mamdani, a base de regras é composta de um conjunto de regras cuja inferência é processada através de uma metodologia, usando *min* para o operador de conjunção e *max* como o operador de disjunção, como apresentado na seção 1.8.4. Por essa razão, um modelo fuzzy tipo Mamdani, é também conhecido como um modelo do tipo *Max – Min*.

1.8.4 Módulo de inferência fuzzy

O módulo de inferência é responsável pela aplicação dos mecanismos de operações entre conjuntos fuzzy, a fim de obter a variável de saída, ou seja, obter o conjunto fuzzy *R* de saída. O objetivo aqui não é descrever formalmente o processo de inferência dos modelos tipo Mamdani (o que pode ser obtido nos livros (Klir e Yuan, 1995; Pedrycz e Gomide, 1998). Contudo, com o intuito de esclarecer o procedimento que conduz ao resultado final nesse tipo de modelo lingüístico, descreveremos o algoritmo de processamento da informação.

O algoritmo de inferência de uma base com n regras consiste de três passos:

1) *Fuzzy Matching*, que calcula o grau com que os valores de entrada satisfazem (se emparelham) as condições das premissas das regras; 2) *Inferência na regra*, que calcula o grau de ativação de cada regra a partir dos resultados obtidos no item anterior (*fuzzy matching*); e 3) *Combinação*, onde todas as regras, que foram processadas em paralelo, são combinadas de maneira a agregar os resultados fornecidos por cada regra considerando-se o seu grau de ativação.

Um exemplo simples de base de regras fuzzy é dado por Nascimento e Ortega em sua proposta de modelagem fuzzy para estimar risco de mortalidade neonatal (Nascimento e Ortega, 2002). Um fragmento desta base de regras é mostrado abaixo:

R1. *SE* neonato é de *extremo baixo peso* *E* a idade gestacional é *pré-termo*

ENTÃO o risco de morte neonatal é *alto*.

R2. *SE* neonato é *baixo peso* *E* a idade gestacional é *termo*

ENTÃO o risco de morte neonatal é *baixo*.

R3. *SE* neonato é de *extremo baixo peso* *E* a idade gestacional é *muito pré-termo*

ENTÃO o risco de morte neonatal é *muito alto*.

R4. *SE* neonato é de *peso normal* *E* a idade gestacional é *termo*

ENTÃO o risco de morte neonatal é *muito baixo*.

Nesse exemplo calcular o *Fuzzy Matching* consiste em computar o quanto um determinado recém nascido com peso ao nascer p e idade gestacional ig satisfaz os conjuntos fuzzy relacionados as premissas *peso ao nascer* e *idade gestacional*, respectivamente. Em última análise, consiste em calcular o grau de pertinência do valor p nos conjuntos fuzzy *extremo baixo peso*, *baixo peso*, *peso normal*, e o grau de pertinência do valor ig nos conjuntos fuzzy *muito pré-termo*, *pré-termo* e *termo*.

Uma vez calculado o *Fuzzy Matching*, desejamos computar o quanto cada regra está sendo ativada. O grau de ativação da regra mensura o quanto a regra está participando do resultado final. Neste sentido, é razoável esperar que a regra será mais

ativada quanto maior for os graus de pertinência aos conjuntos fuzzy dos valores de entrada de sua premissa. Por exemplo, se o grau de pertinência do valor p for zero no conjunto *extremo baixo peso* (configurando que este bebê certamente não nasceu com extremo baixo peso), então, esperamos que o grau de ativação das regras $R1$ e $R3$ seja também zero, independentemente do grau de pertinência do valor ig nos seus respectivos conjuntos fuzzy, uma vez que uma das suas premissas não foi satisfeita. Portanto, calcular o grau de ativação de regras nesse tipo de modelo lingüístico (onde as premissas estão conectadas através do conectivo lógico **E**) resulta em realizar operações de intersecção entre os conjuntos fuzzy dos antecedentes da regra. Como citado anteriormente, no caso de modelos tipo Mamdani, o operador usado é o *mínimo* ($\min$).

Em uma base de regras ocorre, com freqüência, de algumas delas possuírem o mesmo conjunto fuzzy conseqüente, como ocorre nas regras $R1$ e $R3$ no exemplo acima. Neste caso, o grau de ativação que será considerado para compor o resultado final deve ser obtido através de um operador de união entre as saídas dessas duas regras. No modelo tipo Mamdani o operador união utilizado é o operador *máximo* ($\max$). Para obter o conjunto fuzzy resultante do processamento das regras, finalizamos com a *combinação* de suas saídas através da união de todos os conjuntos conseqüentes, com seus respectivos grau de ativação. Um exemplo do processo de inferência descrito é mostrado na figura 3.16.

Do exposto acima, temos que o modelo lingüístico tipo Mamdani fornece como resultado um conjunto fuzzy, independentemente dos valores das variáveis de entrada. Contudo, a maioria das aplicações de modelagem fuzzy requer, como saída, um número ou um valor em termos clássicos, para efeitos de tomada de decisão. Para isso, a saída fuzzy deverá ser defuzificada. A seção seguinte apresenta, dentre os vários métodos, o método de defuzificação utilizado nesse trabalho: o de *Centro de Área*.

1.8.5 Módulo de defuzificação

Defuzificação é um procedimento que permite interpretar a distribuição de possibilidade do conjunto fuzzy de saída de forma quantitativa. Em outras palavras, é o método que permite calcular o número mais representativo dentro do domínio da variável, que expressa o significado essencial da distribuição de possibilidade.

Existem muitas técnicas de defuzificação como: *Centro de Máximos*, *Média dos Máximos* e *Centro de Área*. Essa seção, apresenta apenas o método de *Centro de Área*, uma vez que esse é o método para defuzificação utilizado nesse trabalho. Esse método é similar à técnica aplicada para o cálculo do centro de gravidade em sistemas físicos. Por essa razão, é também chamado de *Centro de Gravidade* ou *Centróide*.

No caso discreto, o valor defuzificado $d_{CA}(F)$ do conjunto fuzzy F é dado por

$$d_{CA}(F) = \frac{\sum_{k=1}^q y_k F(y_k)}{\sum_{k=1}^q F(y_k)}, \quad (1.6)$$

onde F é definido sobre um conjunto universal finito Y , cuja cardinalidade é dada por q .

Se F é definido sobre um intervalo contínuo $[y_a, y_b]$, então a expressão para $d_{CA}(F)$ é dada por

$$d_{CA}(F) = \frac{\int_{y_a}^{y_b} y F(y) dy}{\int_{y_a}^{y_b} F(y) dy}. \quad (1.7)$$

1.9 O trabalho da tese

A tese aqui apresentada teve por objetivo principal fornecer uma modelagem que contribuisse para uma melhoria da imagem de TIE, obtida através de manipulação da informação contida nos dados brutos dessas imagens. Contudo, é importante ressaltar que essa modelagem somente foi possível porque muitos trabalhos anteriores a embasaram.

Em novembro de 2001, iniciou-se os trabalhos de execução do projeto temático FAPESP (num. 01/053034) de desenvolvimento do método de TIE, sob a coordenação

do Prof. Marcelo Britto Passos Amato do Laboratório de Pneumologia Experimental (LIM09) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP). Esse projeto temático, de caráter multidisciplinar, teve dois núcleos principais de pesquisa e desenvolvimento: aplicações clínicas e desenvolvimento de um protótipo de TIE. O núcleo de pesquisa sobre as aplicações clínicas através de experimentos animais ficou sob a coordenação do Prof. Marcelo Amato. Já o núcleo de pesquisa, com o objetivo de desenvolvimento de um equipamento protótipo de TIE e desenvolvimento do algoritmo de construção de imagem, ficou sob a coordenação do Prof. Raul Gonzalez Lima do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Neste sentido, embora o trabalho aqui apresentado se refira exclusivamente a modelagem da imagem, é importante citar que o envolvimento do doutorando nesse projeto iniciou-se em janeiro de 2002, logo após a conclusão do seu curso de graduação na FMUSP. Devido às experiências passadas em desenvolvimento de sistemas de *hardware* e *software* aliado ao conhecimento de fisiologia adquirido no curso de medicina, o doutorando pôde contribuir em todas as fases do projeto temático acima citado, desde o desenvolvimento de *hardware* e de sistemas computacionais ao desenvolvimento de aplicações clínicas através da implementação de programas computacionais.

Vale ressaltar ainda, que a contribuição do professor Marcelo Amato para o desenvolvimento dessa tese foi fundamental, uma vez que através dele nos foi disponibilizado o protótipo de TIE, a realização de um experimento animal utilizado no desenvolvimento do modelo, e dados experimentais obtidos por seu grupo de trabalho, sobre os quais avaliamos o desempenho do modelo proposto.

2 OBJETIVOS

Esse trabalho teve como objetivo principal realizar uma abordagem fuzzy do problema de identificação anatômica e funcional das imagens do método de TIE, através de:

1. Desenvolvimento de modelos lingüísticos fuzzy tipo Mamdani
 - para a identificação da região cardíaca;
 - para a identificação da região pulmonar, segundo a função de perfusão; e
 - para a identificação da região pulmonar, segundo a função de ventilação.
2. Desenvolvimento de um método de mapeamento e comparação das funções pulmonares, ou seja, ventilação e perfusão;
3. Avaliação do modelo proposto a partir de dados experimentais prospectivos.

3 MÉTODOS

3.1 Estrutura geral do sistema de tratamento fuzzy de imagens de TIE

A figura 3.1 apresenta os principais módulos de tratamento de imagens, desde a aquisição dos dados até o tratamento fuzzy de imagens de TIE. Após a coleta de dados, as imagens foram sequencialmente processadas pelos seguintes módulos:

1. Módulo de média coerente;
2. Algoritmo de construção de imagens;
3. Módulos de modelagem fuzzy;
4. Defuzificação das imagens pulmonares de perfusão e ventilação; e
5. Geração de imagens pulmonares segmentadas.

Cada um desses módulos é detalhado nas seções seguintes.

Figura 3.1: Estrutura de geração e análise das imagens de TIE.

3.2 Aquisição de dados brutos de TIE

Nesse estudo, a aquisição de dados foi realizada em duas etapas:

1. aquisição de dados para desenvolvimento dos modelos fuzzy; e
2. aquisição de dados para avaliação do desempenho do modelo quanto à independência do modelo com relação às condições diferentes de ventilação e perfusão.

3.2.1 Aquisição de dados para desenvolvimento dos modelos fuzzy

O protocolo de experimento animal foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (pesquisa num. 630/03). Nessa etapa foi realizado um experimento animal em um porco sadio e devidamente anestesiado, em posição supina, pois o propósito desse experimento foi o de estabelecer um modelo fuzzy sob condições fisiológicas bem definidas e conhecidas. Os detalhes desse protocolo foram discutidos e definidos pelos pesquisadores Prof. Marcelo Amato, Dr. João Batista Borges e doutorando. O experimento foi realizado na UTI de animais do Laboratório de Investigação Médica-LIM09 da Faculdade de Medicina da USP, sob a responsabilidade do Dr. João Batista Borges e contou com a participação da Profa. Neli Regina Siqueira Ortega e do doutorando. Os dados coletados foram gentilmente cedidos para efeitos de desenvolvimento de modelo fuzzy do presente trabalho.

Preparo e monitorização do animal

Os seguintes preparos e monitorizações foram realizados:

- monitorização TIE, com a colocação de 32 eletrodos eqüidistantes ao longo do perímetro torácico, abaixo da axila;
- monitorização e gravação de curva de ECG;
- colocação do cateter Swan Ganz, pela veia jugular direita;
- colocação de acesso venoso na veia jugular esquerda para medicamentos e anestésicos;
- traqueostomia e intubação, e uso do ventilador mecânico;
- colocação de um cateter dentro da veia cava superior, próximo à entrada do átrio direito, para fins de injeção de solução salina hipertônica; e
- cistostomia, com cateter de Foley.

A ventilação mecânica foi realizada através de um ventilador Servo 300 A (Siemens, Sweden), no modo de controle de pressão. A pressão PEEP (Positive End-Expiratory Pressure) foi programada para 18 cmH₂O e a pressão de platô para 28 cmH₂O. A frequência respiratória foi programada para 20 ciclos por minuto.

Aquisição de dados de TIE

Os dados brutos de TIE foram coletados usando-se um aparelho de tomografia de impedância elétrica com capacidade para produzir 50 imagens por segundo. Uma corrente elétrica alternada a 125 kHz e 5mA (p-p) foi injetada por um par de eletrodos, enquanto as diferenças de voltagens foram medidas entre pares de eletrodos não participantes da injeção de corrente. Após isso, um próximo par de eletrodos foi selecionado para injeção de corrente alternada e foram realizadas todas as medidas em outros pares, novamente. Esse processo foi repetido sequencialmente, até que todos os 32 pares tenham sido selecionados para injeção de corrente elétrica. Após um

ciclo completo, o conjunto de dados assim obtido, que é denominado de “frame”, foi armazenado em um arquivo de dados brutos para serem processados posteriormente.

Protocolo de aquisição de dados brutos de TIE

Sete conjuntos de dados brutos (sete arquivos de computador) de TIE foram coletados, juntamente com dados de curvas de ECG. Cada conjunto de dados brutos foram coletados na seguinte sequência:

1. Inicialmente, 10.000 “frames” foram coletados durante uma ventilação normal;
2. Após isso, o animal foi colocado em estado de apnéia, ou seja sem ventilação, enquanto o valor de pressão PEEP foi mantido em 18cmH₂O. Durante esse estado de apnéia foram coletados 5.000 “frames”; e
3. Em seguida, através do cateter colocado próximo ao átrio direito, foi realizada uma injeção rápida, em bolus, de 5 ml de uma solução salina hipertônica (NaCl 20%), durante a qual mais 5.000 “frames” foram coletados. A solução salina hipertônica age como um meio de contraste da TIE. As imagens de injeção desse agente de contraste foram utilizadas como imagens de referência, para a avaliação da modelagem fuzzy de imagens de perfusão.

3.2.2 Aquisição de dados para avaliação do modelo desenvolvido

Amato e colaboradores desenvolveram um conjunto de experimentos animais com o objetivo de comparar o método de TIE e métodos de referência para perfusão e ventilação (SPECT¹ e MIGET²). Eles realizaram experimentos em 14 porcos, no Laboratório de Fisiologia Clínica do Departamento de Ciências Médicas da Universidade de Uppsala, Suécia, com a participação do Dr. João Batista Borges por parte do LIM09³. Os dados obtidos foram gentilmente cedidos para efeitos de análise nesse trabalho e o modelo fuzzy desenvolvido foi avaliado sobre esses dados coletados em Uppsala. Nesse estudo, foram utilizados apenas os dados de TIE. Os dados de SPECT e MIGET não foram considerados.

Preparo e monitorização do animal

Todos os animais sofreram os seguintes preparos e monitorizações:

- monitorização TIE, com a colocação de 32 eletrodos equidistantes ao longo do perímetro torácico, abaixo da axila;
- monitorização e gravação de curva de ECG;
- monitorização da hemodinâmica não invasiva;
- monitorização contínua do débito cardíaco, através do cateter colocado na artéria femoral direita;
- monitorização contínua da gasometria, através do cateter colocado na artéria femoral esquerda;
- colocação do cateter Swan Ganz, pela veia jugular direita, sendo o poro distal utilizado para injeção de salina hipertônica;

¹Single Photon Emission Tomography (SPECT).

²Multiple Inert-gas Elimination Technique (MIGET).

³O experimento foi realizado em colaboração com o LIM09 da FMUSP.

- colocação de acesso venoso na veia jugular esquerda para medicamentos e anestésicos;
- traqueostomia e intubação e uso do ventilador mecânico; e
- cistostomia, com cateter de Foley.

Todas as coletas de dados brutos de TIE foram realizados na seguinte sequência:

1. aquisição inicial durante 200 segundos;
2. aquisição pré-injeção de contraste, em apnéia, durante 30 segundos;
3. injeção rápida, em “bolus”, de 5ml de salina hipertônica (NaCl 20%), na veia cava; e
4. aquisição por mais 20 segundos.

Nesse estudo, foram definidos três protocolos de experimentos, como descritos a seguir:

1. protocolo A em 3 porcos, pulmão normal sem indução de lesão pulmonar;
2. protocolo B em 4 porcos, com indução de lesão pulmonar e titulação de PEEP ótimo¹; e
3. protocolo C em 6 porcos, com indução de lesão pulmonar e titulação de PEEP ótimo.

Durante o protocolo A foram coletados 3 conjuntos de dados brutos de TIE, em 3 fases descritas a seguir:

- fase *Ab*, durante a condição basal;

¹Peep ótimo é o valor de PEEP determinado baseado na complacência dinâmica do pulmão, de acordo com os estudos do Suarez-Sipmann et al. (2007).

- fase *Ac*, com colapso unilateral do pulmão esquerdo; e
- fase *An*, com colapso unilateral e após infusão de nitroprussiato de sódio.

No protocolo B, após a indução da lesão pulmonar, foram coletados 6 conjuntos de dados brutos de TIE, em 6 fases descritas a seguir:

- fase *Bb1*, durante a condição basal;
- fase *Bb2*, segunda coleta durante a condição basal;
- fase *Bn1*, logo após a infusão de nitroprussiato de sódio;
- fase *Bn2*, segunda coleta logo após a infusão de nitroprussiato de sódio;
- fase *Br1*, após a manobra de recrutamento pulmonar; e
- fase *Br2*, segunda coleta após a manobra de recrutamento pulmonar.

No protocolo C, após a indução da lesão pulmonar, foram coletados 6 conjuntos de dados brutos de TIE, em 6 fases, com 3 valores de PEEP, antes e após o recrutamento:

- fase *COp_{re}*, valor de PEEP ótimo, como definido pela titulação de PEEP, e antes do recrutamento;
- fase *COp_{os}*, valor de PEEP ótimo e após o recrutamento;
- fase *C4+_{pre}*, PEEP em 4cm H₂O acima do PEEP ótimo e antes do recrutamento;
- fase *C4+_{pos}*, PEEP em 4cm H₂O acima do ótimo e após o recrutamento;
- fase *C4-_{pre}*, PEEP em 4cm H₂O abaixo do ótimo e antes do recrutamento; e
- fase *C4-_{pos}*, PEEP em 4cm H₂O abaixo do ótimo e após o recrutamento.

Na tabela 3.1 são apresentados os tipos e as fases de cada animal utilizado nessa etapa de experimentação.

Tabela 3.1: Resumo das fases dos protocolos, PEEP em cm H₂O.

identificação	protocolo	PEEP ótimo	fases coletadas	observação
porco1	C	16	C4-pre, C4-pos, C4-pre, C4-pos,	parte dos dados não disponíveis
porco2	C	22	todas as fases	
porco3	C	16	todas as fases	
porco4	C	18	todas as fases	
porco5	C	18	C4-pre e COpre	dados com erro de ECG
porco6	C	20	todas as fases	
porco7	A	–	–	interrompido por morte do animal
porco8	A	10	todas as fases	PEEP pré-definido
porco9	A	10	todas as fases	PEEP pré-definido
porco10	A	10	todas as fases	PEEP pré-definido
porco11	B	16	todas as fases	
porco12	B	18	todas as fases	
porco13	B	18	todas as fases	
porco14	B	18	Bb1 e Bb2	parte dos dados não disponíveis

Após a desconsideração de alguns dados brutos que continham erros, a modelagem fuzzy foi aplicada para 59 conjuntos de dados brutos de TIE.

3.3 Média coerente

Os principais fenômenos fisiológicos que afetam a variação da impedância torácica são circulação sanguínea pulmonar e ventilação pulmonar. Assim, os dados brutos de TIE apresentam, simultaneamente, informações sobre perfusão e ventilação (figura 3.2). Como os sinais de perfusão $p(t)$ e ventilação $v(t)$ são não-correlacionados, é possível separar os sinais de ventilação e perfusão, através do método de média coerente (Rompelman e Ros, 1986a e 1986b).

Através do método da média coerente, para cada conjunto de dados brutos, foram obtidos 2 conjuntos de imagens: um conjunto de imagens sequenciais de perfusão e um outro conjunto de imagens sequenciais de ventilação.

injeção de corrente: par de eletrodos 7-9
leitura: par de eletrodos 2-4

Figura 3.2: Curva de dados brutos medidos entre os eletrodos 2 e 4, apresentando sinais de ventilação e perfusão. O sinal de amplitude maior representa o fenômeno fisiológico de ventilação e o de menor amplitude representa o fenômeno de perfusão.

3.3.1 Obtenção das imagens sequenciais de perfusão pelo método de média coerente

Eyüboğlu demonstrou que é possível separar a variação da impedância torácica devido a perfusão e ventilação, através do método de média coerente, usando o instante da onda R do eletrocardiograma (ECG) como sinal de sincronismo (Eyüboğlu, Brown e Barber, 1989). Nesse trabalho, esse método de média coerente foi utilizado para separar o sinal de perfusão, a partir do sinal bruto. A partir da curva de ECG, foi produzida uma sequência de sinais de sincronismo para cada instante de subida de todas as ondas R, que é o momento imediatamente anterior à contração ventricular. Sendo assim, esses sinais correspondem aos momentos de início da parte sistólica dos ciclos cardíacos (figura 3.3).

Figura 3.3: Curva de dados brutos, com marcação dos instantes das ondas R.

Após a detecção das marcas de sincronismo da onda R, o conjunto de dados brutos de TIE foi dividido em vários segmentos de dados menores, de tal forma que, cada segmento era composto por um conjunto de “frames” entre duas marcas de ondas R sequenciais (1 ciclo cardíaco) (figura 3.4).

Figura 3.4: Curva de dados brutos, com separação em segmentos RR, separados pelos instantes das ondas R, com destaque dos segmentos s1 a s6.

Para o primeiro conjunto de 100 segmentos sequenciais (100 ciclos), foi gerado um segmento médio (1 ciclo médio), através do cálculo da média dos 100 segmentos sequenciais (figura 3.5).

Figura 3.5: Curva média dos segmentos RR: as curvas pontilhadas representam cada um dos 100 segmentos e a curva cheia representa a curva média dos 100 segmentos.

Posteriormente, o processo foi repetido para todos os conjuntos de 100 segmentos sequenciais, e mais ciclos médios foram obtidos (figura 3.6). Essa sequência de ciclos médios foi processada usando-se um algoritmo de construção de imagem (seção

3.4), obtendo-se, assim, um conjunto de imagens seqüenciais de perfusão, na qual o sinal de respiração estava atenuado. Esse conjunto de imagens de perfusão foi utilizado para obtenção de variáveis de entrada dos modelos fuzzy da região cardíaca e da perfusão pulmonar.

Figura 3.6: Traçado das curvas de dados brutos e da curva média de perfusão obtida pela média coerente, sincronizado pela onda R.

3.3.2 Obtenção das imagens seqüenciais de ventilação pelo método de média coerente

Um processo similar ao método apresentado na seção 3.3.1 foi utilizado para a geração de imagens seqüenciais de ventilação, usando-se dessa vez os instantes de início de cada ciclo respiratório como sinal de sincronismo (figura 3.7). O programa computacional para a identificação dos instantes de início de cada ciclo respiratório foi desenvolvido no LIM09, com a participação do doutorando.

Figura 3.7: Curva medida, com marcação dos instantes do início de inspiração.

Nesse caso, o conjunto de dados brutos de TIE foi dividido em vários segmentos de dados menores, onde cada segmento era composto por um conjunto de “frames” entre duas marcas sequenciais de início de cada ciclo respiratório (figura 3.8).

Figura 3.8: Curva de dados brutos, com separação em segmentos (s1 a s11), definidos pelos instantes do início da inspiração.

Para a geração de um ciclo respiratório médio foi calculada a média, “frame” a “frame”, de 12 segmentos consecutivos (figura 3.9).

Figura 3.9: 12 segmentos do ciclo respiratório e a sua média. As curvas pontilhadas representam cada um dos 12 segmentos e a curva cheia representa a curva média dos 12 segmentos.

A repetição do processo, para todos os conjuntos sequenciais de 12 segmentos, gerou uma sequência de ciclos respiratórios médios (figura 3.10). Essa sequência de ciclos médios foi processada usando-se um algoritmo de construção de imagem (seção 3.4), obtendo-se, assim, um conjunto de imagens sequenciais de ventilação, na qual o sinal de perfusão estava atenuado. Esse conjunto de imagens sequenciais de ventilação foi utilizado para a obtenção de variáveis de entrada do modelo fuzzy da ventilação pulmonar.

Figura 3.10: Traçado das curvas de dados brutos e da obtida pela média coerente, sincronizado pelo início da inspiração.

3.4 Algoritmo de construção de imagem de TIE

Para a construção da imagem, foi utilizado o algoritmo *black-box/matriz de sensibilidade*, que é baseado na identificação de uma matriz de sensibilidade, derivado de um modelo 3-D de tórax de elementos finitos, com 1.318 pentaedros, desenvolvido por Lima e colaboradores no Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP (Aya et al., 2005; Moura et al., 2005; Nan, 2005). O modelo assume que a maior parte da corrente elétrica é distribuída sobre um segmento de corte torácico de 5 cm de espessura (figura 3.11). O contorno do segmento torácico foi extraído de uma imagem de tomografia computadorizada de tórax de um porco. A imagem foi construída como uma matriz de 32 por 32 pixels.

Figura 3.11: Modelo 3-D de elementos finitos do tórax de um porco: a) Vista axial do modelo; b) Vista em perspectiva do modelo; e c) vista transversal do modelo

3.5 Modelo Fuzzy das imagens TIE

Cada imagem de TIE é composto por uma matriz 32x32, totalizando 1024 pixels. Modelos fuzzy foram desenvolvidos para realizar um tratamento pixel a pixel. Assim, uma imagem de modelagem fuzzy foi obtida através da execução do modelo, uma vez para cada pixel, totalizando 1024 execuções para formar 1 imagem modelada. Modelos lingüísticos fuzzy do tipo Mamdani foram elaborados, tendo como técnica de defuzzificação o método de centro de área. Os conhecimentos específicos necessários para a elaboração do modelo foram obtidos através da observação e análise do comportamento dinâmico temporal de todos os pixels das imagens de TIE. Os modelos desenvolvidos são detalhados nas seções seguintes.

3.5.1 Modelo fuzzy da imagem cardíaca

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), todos derivados do conjunto de imagens sequenciais de perfusão; e uma variável conseqüente: possibilidade de um determinado pixel conter uma informação do coração¹ (PC) (figura 3.14).

A posição dos pixels foi derivada da ordem dos pixels. Assim, o pixel de ordem 1 está localizado no canto superior esquerdo da imagem e o pixel de ordem 1024 está localizado no canto inferior direito. Pixels de ordem 1 a 512 pertencem à região anterior da imagem, enquanto que os de ordem 513 a 1024 pertencem à região posterior da imagem. Essa variável é uma representação da informação *a priori* de que, em um porco sadio e normal, na posição supina, o coração está localizado na região anterior do tórax.

Para o cálculo da amplitude normalizada e do tempo de atraso, foi selecionada

¹Possibilidade de um determinado pixel conter uma informação do coração, doravante expressa como possibilidade de coração.

aleatoriamente, a partir do conjunto de imagens sequenciais de perfusão, uma série temporal de imagens, compreendendo no mínimo um ciclo cardíaco completo. Dessa série temporal de imagens foi obtida, para cada pixel, uma curva de variação temporal da impedância. Sobre essa curva de variação, a amplitude de perfusão de cada pixel foi calculada como sendo a diferença entre os valores máximo e mínimo de impedância (figura 3.13 e 3.12). As amplitudes dos pixels foram normalizadas em relação à amplitude de pixel de maior valor. Novamente, a partir da curva de variação de cada pixel, 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 (figura 3.13 e 3.12). Os tempos de atraso dos pixels foram normalizados em relação ao período do ciclo cardíaco.

Figura 3.12: Imagem funcional de perfusão. As curvas de variação de impedância dos pixels *a* e *b* são apresentadas na figura 3.13.

Figura 3.13: Curvas de variação de impedância dos pixels *a* (curva A) e *b* (curva B), a partir de imagens obtidas após um tratamento de média coerente, usando-se a onda R como sinal de sincronismo.

As funções de pertinência de todas as variáveis linguísticas são apresentadas na figura 3.15 e a Tabela 3.2 apresenta a base de regras do modelo de coração.

Figura 3.14: Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem cardíaca.

(a) AP

(b) PP

(c) TA

(d) PC

Figura 3.15: 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 3.2: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de coração (PC). AP é a amplitude de perfusão normalizada e TA é o 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		

Na figura 3.16 apresentamos um exemplo de execução do sistema de inferência Max-Min, para o modelo tipo Mamdani do coração, considerando um pixel com amplitude de 0,142, tempo de atraso de 0,043 e posição do pixel de 214. Na direção vertical, numerados de 1 a 10, estão representados os conjuntos fuzzy das dez regras. Podemos observar que, para esses valores de amplitude, tempo de atraso e posição do pixel, apenas as regras 1 e 4 apresentaram grau de ativação diferente de zero. Os conjuntos fuzzy de saída de cada regra estão representados pelas áreas em cor azul. A área de cor azul no extremo inferior da quarta coluna representa o conjunto fuzzy total, resultante do processo de inferência, que após a aplicação da defuzzificação resulta na medida de possibilidade de coração de 0,751.

Figura 3.16: Exemplo de inferência Mamdani para o modelo de coração.

3.5.2 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 pulmonar¹ (figura 3.17) (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 amplitudes de perfusão normalizada, para cada pixel, foram obtidas da mesma forma como descritas na seção 3.5.1. As funções de pertinência de todas as variáveis lingüísticas são apresentadas na figura 3.18 e a Tabela 3.3 apresenta a base de regras do modelo fuzzy para perfusão pulmonar.

¹Possibilidade de um pixel conter uma informação de perfusão pulmonar, doravante expressa como possibilidade de perfusão pulmonar.

Figura 3.17: Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem de perfusão pulmonar.

(a) AP

(b) PC

(c) PPP

Figura 3.18: 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).

Tabela 3.3: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de perfusão pulmonar (PPP). AP é a amplitude de perfusão normalizada e PC é a 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

3.5.3 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 ventilação pulmonar¹ (figura 3.19) (PVP).

A amplitude de ventilação normalizada de cada pixel foi obtida a partir do conjunto de imagens seqüenciais de ventilação, obtida pelo método de média coerente. Desse conjunto de imagens foi selecionada aleatoriamente uma seqüência temporal de imagens contendo pelo menos um ciclo respiratório inteiro. Dessa seqüência temporal foi obtida, para cada pixel, uma curva de variação temporal da impedância. Sobre essa curva de variação, a amplitude de ventilação de cada pixel foi calculada como sendo a diferença entre os valores máximo e mínimo de impedância. As amplitudes dos pixels

¹Possibilidade de um pixel conter uma informação de ventilação pulmonar, doravante expressa como possibilidade de ventilação.

foram normalizadas em relação à amplitude de maior valor. As funções de pertinência de todas as variáveis linguísticas são apresentadas na figura 3.20 e a Tabela 3.4 apresenta a base de regras do modelo fuzzy para a ventilação pulmonar.

Figura 3.19: Esquema geral da modelagem fuzzy da imagem de ventilação pulmonar.

(a) AV

(b) PC

(c) PVP

Figura 3.20: 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)

Tabela 3.4: Base de regras do modelo fuzzy de possibilidade de ventilação pulmonar (PVP). AV é a amplitude de ventilação normalizada e PC é a 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

3.6 Imagem tratada para a perfusão e ventilação pulmonar

A fim de gerar um resultado global de modelagem fuzzy, para cada conjunto de dados, foram calculadas duas imagens através da modelagem fuzzy: uma imagem mediana de perfusão pulmonar e outra imagem mediana de ventilação pulmonar. A seguir, são apresentados os passos de geração das duas imagens, executados para cada conjunto de dados brutos.

1. Através do método de média coerente descrito na seção 3.3.1, foi gerado um conjunto de imagens sequenciais de perfusão;
2. Desse conjunto de imagens, foram selecionados e separados aleatoriamente 10 segmentos de dados, cada segmento contendo no mínimo 10 ciclos cardíacos;
3. Para cada segmento separado, foram obtidas as medidas de amplitude de perfusão (AP) e tempo de atraso (TA), conforme a descrição da seção 3.5.1;
4. O modelo fuzzy da imagem cardíaca foi executado 10 vezes, uma vez para cada conjunto de variáveis AP e TA, obtendo-se, ao final, 10 imagens cardíacas;
5. Uma imagem cardíaca mediana foi gerada para cada conjunto de dados, através da mediana entre os valores de possibilidade de coração das 10 imagens cardíacas obtidas anteriormente;
6. Uma imagem cardíaca mediana foi gerada para cada porco, através da mediana entre os valores de possibilidade de coração das imagens cardíacas obtidas para cada conjunto de dados coletados em cada porco. Essa imagem cardíaca mediana foi utilizada como entrada dos modelos fuzzy de perfusão e ventilação;
7. O modelo fuzzy de perfusão pulmonar foi aplicado 10 vezes, uma vez para cada conjunto de medidas AP, obtendo-se 10 imagens de perfusão pulmonar;

8. Uma imagem mediana de perfusão foi gerada, através da mediana entre os valores de possibilidade de perfusão pulmonar das 10 imagens de perfusão obtidas anteriormente;
9. Através do método de média coerente descrito na seção 3.3.2, foi gerado um conjunto de imagens sequenciais de ventilação;
10. Desse conjunto de imagens de ventilação, foram selecionados e separados aleatoriamente 10 segmentos de dados, cada segmento contendo no mínimo 3 ciclos ventilatórios;
11. Para cada segmento separado, foi obtido um conjunto de medidas de amplitude de ventilação (AV), conforme a descrição da seção 3.5.3;
12. O modelo fuzzy de ventilação pulmonar foi aplicado 10 vezes, uma vez para cada conjunto de medidas AP, obtendo-se 10 imagens de ventilação pulmonar; e
13. Uma imagem mediana de ventilação foi gerada , através da mediana entre os valores de possibilidade de ventilação pulmonar das 10 imagens de ventilação obtidas anteriormente.

Durante o experimento de aquisição de dados para desenvolvimento dos modelos fuzzy, foram coletados 7 conjuntos de dados brutos. A modelagem fuzzy desses dados resultou em 7 imagens de ventilação e 7 imagens de perfusão. Para efeitos de avaliação dos resultados, foram calculadas duas imagens representativas: uma imagem mediana das 7 imagens modeladas de perfusão pulmonar e outra imagem mediana das 7 imagens modeladas de ventilação pulmonar. Ambas foram obtidas pelo cálculo da mediana, pixel a pixel, das sete imagens modeladas. Cada conjunto de dados brutos da fase de avaliação foi processado conforme a descrição anterior e foram obtidas no total 59 imagens fuzzy de perfusão e 59 imagens fuzzy de ventilação.

Com intuito de uma análise dos efeitos das diferentes situações de ventilação e perfusão, os resultados de modelagem dos 59 conjunto de dados brutos foram separados em diferentes grupos como descrito na tabela 3.5. Para cada porco, em cada grupo, foram calculadas duas imagens representativas: uma imagem mediana das imagens modeladas de perfusão pulmonar e outra imagem mediana das imagens modeladas de ventilação pulmonar.

Tabela 3.5: Agrupamento das fases do protocolo

grupo	fases	observação
C-pre	COpre, C4+pre, C4-pre	antes do recrutamento
C-pos	COpos, C4+pre, C4-pre	após o recrutamento
A-basal	Ab	sem lesão pulmonar, condição basal
A-colapso	Ac, An	sem lesão pulmonar, após colapso
B-basal	Bb1, Bb2	com lesão pulmonar, condição basal
B-nitro	Bn1, Bn2	com lesão pulmonar, após nitroprussiato de sódio
B-pos	Br2	com lesão pulmonar, após recrutamento

3.7 Segmentação das imagens de perfusão e ventilação

A segmentação de uma imagem é um processo de delimitação em regiões de interesse prático sobre essa imagem, que no caso desse estudo é uma imagem pulmonar de TIE. Para o propósito de avaliação dos resultados e visando, também, a partição das imagens em regiões de interesse clínico, todas as imagens medianas obtidas para cada porco, em cada grupo, 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 obtidos em dados do porco de desenvolvimento de modelo fuzzy. Os valores escolhidos foram os que melhor descreveram os 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. Do ponto de vista teórico, esse procedimento de segmentação equivale a um processo de defuzificação.

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.

Com o intuito de fornecer um mapa geral que contivesse a informação anatômica com os contornos pulmonares, foi gerado um mapa pulmonar total como sendo a união clássica dos mapas de perfusão e de ventilação.

Assim, para cada porco, em cada grupo, foram obtidos dois mapas finais: um

mapa de sobreposição e um mapa pulmonar total.

A fim de realizar uma avaliação quantitativa das diferentes situações fisiológicas, para cada imagem segmentada foram calculados dois índices: 1) índice de concordância pulmonar (ICP) definido como a razão entre o número de pixels da área de concordância e o número de pixels da área do mapa pulmonar total; e 2) índice de concordância torácica (ICT) definido como a razão entre o número de pixels da área de concordância e o número de pixels da área total do tórax. O número de pixels da área total do tórax foi obtido pela contagem de todos os pixels considerados pelo algoritmo de construção como pertencentes à região torácica.

3.8 Imagens de injeção de solução hipertônica

Frerichs et al. (2002) , em um estudo comparativo entre imagens de TIE e imagens de TC, demonstrou a possibilidade do método de injeção de solução hipertônica, em TIE, para o mapeamento da função de perfusão pulmonar. Dessa maneira, a solução hipertônica poderia funcionar como um agente de contraste nas imagens de TIE, pois essa é muito mais condutiva do que o sangue e, assim, gera um sinal de variação muito maior do que a perfusão fisiológica.

Nesse trabalho, as imagens de injeção de contraste foram coletadas e utilizadas para a geração de imagem de referência da perfusão pulmonar. Devido a intensidade do sinal, a imagem de perfusão obtida pelo método de injeção de contraste permite uma demonstração da perfusão pulmonar de forma muito mais intensa e clara, em relação à imagem de perfusão pulmonar fisiológica. Durante os experimentos realizados nesse trabalho, coletou-se uma seqüência de dados de TIE com o animal em estado de apnéia (sem ventilação) e durante esse estado, foi injetado pelo cateter do átrio direito uma solução hipertônica (5 ml de NaCl 20%), de forma rápida. Após a coleta, foi gerada uma seqüência de imagens de contraste a partir do início da injeção de solução hipertônica, como mostrado na figura 3.25. Essas imagens de contraste foram transformadas pela execução das seguintes etapas de processamento dos pixels.

1. *Filtragem passa baixa com frequência de corte em 0,9 Hz* - Na figura 3.21 é apresentada uma curva temporal de um pixel durante o procedimento de injeção de contraste. Uma grande depressão no valor da impedância pode ser observada a partir do início da injeção de contraste. Contudo, ocorrem sobre essa curva variações de impedância de menor amplitude causadas pela perfusão fisiológica. Para a análise do fenômeno de injeção de contraste, foi necessário processar a curva temporal de cada pixel através de um filtro passa baixa, com frequência de corte em 0,9 Hz, a fim de eliminar os efeitos da perfusão fisiológica. Na figura

3.22 é apresentada a curva de variação de impedância de um pixel, após a filtragem passa baixa, representando apenas o efeito da injeção de contraste;

2. *Obtenção da derivada, no tempo, da curva de variação de impedância, pixel a pixel* - O efeito da solução hipertônica é o de diminuição da impedância na região de ocorrência do contraste. Portanto, se calcularmos a derivada, no tempo, da curva de impedância durante a injeção de contraste, a parte negativa dessa curva mostrará a chegada do contraste em uma determinada região do tórax. Na figura 3.23 é apresentada a derivada da curva de variação da impedância;
3. *Obtenção de curva da derivada negativa normalizada* - A fim de mostrar uma seqüência de imagens mostrando a chegada do fluxo de contraste, a parte positiva da curva de derivada foi anulada. Após isso, a curva foi multiplicada por -1 e normalizada em relação ao valor máximo da derivada, dentre todos os pixels. Na figura 3.24 é apresentada a curva de derivada após essa normalização; e
4. Uma seqüência de imagens de fluxo de contraste foi gerada a partir das curvas da derivada negativa normalizada. Na figura 3.25 é apresentada uma seqüência de imagens de derivada negativa normalizada, durante uma injeção de contraste.

Figura 3.21: Curva de variação de impedância de um pixel, sem filtragem.

Figura 3.22: Curva de variação de impedância, após aplicação do filtro passa baixa com frequência de corte em 0,9 Hz).

Figura 3.23: Derivada da curva de impedância.

Figura 3.24: Derivada negativa da curva de impedância normalizada.

As imagens de fluxo de contraste mostram o padrão de fluxo da solução hipertônica dentro do tórax desde o atrio direito (figura 3.25, quadro 1A) ao ventrículo direito, artérias pulmonares (figura 3.25, quadro 5A a 5E), até o retorno pelas veias pulmonares ao átrio esquerdo (figura 3.25, quadro 12C a 14F).

Figura 3.25: Seqüência de imagens de injeção de contraste transformadas através do filtro passa baixa, derivada negativa e normalização.

Através da observação da seqüência de imagens de injeção de contraste transformadas, foi selecionado um subconjunto de imagens representativo da fase pulmonar, como apresentado na figura 3.26. Essa seqüência de imagens da fase pulmonar foi utilizada para a geração da imagem de referência da perfusão pulmonar. Essa imagem de referência foi obtida através da união de todas imagens da seqüência da fase pulmonar. A união foi realizada pela operação de máximo entre os valores dos pixels da mesma posição anatômica.

Esse processo foi aplicado para cada conjunto de dados brutos, obtendo-se no total, 7 imagens de referência para os dados da fase de desenvolvimento de modelagem fuzzy e 59 imagens de referência para os dados da fase de avaliação. Com intuito de uma análise dos efeitos das diferentes situações de ventilação e perfusão, as imagens de referência dos 59 conjunto de dados brutos foram separados em diferentes grupos como descrito na tabela 3.5. Para cada porco, em cada grupo, foi calculada uma imagem de referência.

Figura 3.26: Seqüência de imagens de injeção de contraste, correspondente à fase pulmonar.

3.9 Avaliação das imagens de perfusão modeladas

Com o intuito de avaliar o desempenho do modelo de perfusão, a imagem de perfusão modelada foi comparada com a imagem de referência de perfusão pulmonar, obtida pelo método de injeção de solução hipertônica, como descrito na seção 3.8. A partir desta comparação foram calculados: a) sensibilidade do modelo de perfusão, definida como sendo o número de pixels que pertencem, ao mesmo tempo, ao mapa de perfusão pulmonar e ao mapa de imagem de referência, dividido pelo número de pixels do mapa de referência; e b) a especificidade do modelo de perfusão, definida como sendo o número de pixels que não pertencem ao mapa de perfusão nem ao mapa de referência, dividido pelo número total dos pixels que não pertencem ao mapa de referência. Portanto, os valores de sensibilidade e especificidade são medidas de qualidade do modelo comparado com a referência e quanto mais próximos de 1 indicam uma melhor correspondência entre a imagem de referência e a imagem avaliada.

Para a geração do mapa de imagem de referência foi utilizado um nível de corte de 0,3. Após isso, foi calculada uma série de valores de sensibilidade e especificidade para cada um dos mapas de perfusão pulmonar obtidos variando-se a nota de corte de 0,1 a 1, com incrementos sucessivos de 0,02. Os valores assim obtidos foram utilizados para formar a curva ROC. Para os dados da fase de desenvolvimento foi obtida uma curva ROC e para a fase de avaliação foi obtida 1 curva ROC para cada porco, em cada grupo.

3.10 Comparação qualitativa entre a imagem segmentada e a imagem obtida pela Tomografia Computadorizada

O propósito da segmentação de uma imagem é o de particionar essa imagem em vários componentes constituintes. Nesse estudo, os principais componentes de interesse são: mapa de perfusão pulmonar, mapa de ventilação pulmonar e região cardíaca. Apesar da

diferença de propósitos entre TIE e tomografia computadorizada (TC), nós elegemos a imagem de tomografia computadorizada como sendo o padrão-ouro da imagem anatômica e realizamos uma comparação qualitativa com a imagem de TIE segmentada. As imagens segmentadas obtidas sobre os dados da fase de desenvolvimento dos modelos fuzzy foram comparadas com uma imagem de TC de um porco diferente, mas coletada em condições bastante similares, em termos de parâmetros ventilatórios e em termos de nível de corte da imagem de TC.

As comparações qualitativas com TC não foram realizadas com as imagens obtidas na fase de avaliação devido a não disponibilidade de imagens de TC dos animais desses experimentos.

4 RESULTADOS

Os dados do animal utilizado para desenvolvimento do modelo, gerados a partir do experimento realizado na Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, foram analisados separadamente no denominado grupo P0. Vale ressaltar que, embora o modelo tenha sido parcialmente baseado nas informações deste porco, é importante avaliar o resultado que ele oferece para este animal quando submetido a outras imagens deste mesmo protocolo. Dessa forma podemos avaliar a robustez e a coerência do modelo produzido.

Com o intuito de enriquecer a análise dos resultados, os treze porcos utilizados para testar o modelo foram agrupados a depender da condição do protocolo realizado. Uma vez que no protocolo C todos os porcos foram submetidos a lesão pulmonar por lavagem de surfactante, os porcos desse protocolo foram separados apenas pelo procedimento de recrutamento pulmonar: grupo C-pré, para dados obtidos antes do recrutamento, e C-pos, para dados obtidos após recrutamento.

Nos protocolos A e B foram executados quatro procedimentos: indução de lesão pulmonar, colapso do pulmão esquerdo, tratamento com nitroprussiato e recrutamento pulmonar. O grupo A sem lesão foi separado em dois grupos: A-basal, para dados obtidos antes do colapso no pulmão esquerdo, e A-colapso, para dados coletados após a indução do colapso no pulmão esquerdo. O grupo B com lesão foi separado em três grupos: B-basal, para dados obtidos antes da administração do nitroprussiato, B-nitro, para dados obtidos durante a administração do nitroprussiato, e B-pós para dados obtidos após a

manobra de recrutamento no pulmão lesado.

Para cada grupo o desempenho do modelo foi analisado em quatro etapas, que nortearam a apresentação dos resultados abaixo: 1) *Resultados da Modelagem* - onde é apresentado o desempenho dos modelos de possibilidade de coração, possibilidade de perfusão pulmonar e possibilidade de ventilação pulmonar, através de uma análise qualitativa das imagens; 2) *Resultados da curva ROC* - onde é apresentado o resultado da comparação da saída do modelo de perfusão pulmonar com o padrão-ouro de perfusão da TIE; 3) *Resultados das Imagens Segmentadas* - onde é apresentado a segmentação final obtida através da defuzificação dos mapas de possibilidade gerados para perfusão e ventilação pulmonar, e os valores dos índices de concordância pulmonar e torácica; e 4) *Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais* - onde as imagens pré-modelagem se referem a imagens funcionais apresentadas pelo prototipo TIE na sua versão atual e os mapas pulmonares totais foram obtidas a partir da união dos mapas de perfusão e ventilação pulmonar defuzificados.

4.1 Resultados do P0

Como observado na figura 4.1 (a), a imagem do coração do porco P0 foi identificado na região anterior, como esperado pela anatomia normal de um porco que está na posição supina. O mapa de possibilidade de perfusão pulmonar (figura 4.1 (b)) apresentou claramente uma atenuação da imagem do coração quando comparado com a imagem de perfusão pré-modelagem (vide figura 4.4 (a)). A mesma atenuação ocorreu na imagem de possibilidade de ventilação pulmonar (vide figuras 4.1 (c) e 4.4 (b)).

Figura 4.1: Resultados de modelagem fuzzy - porco P0: a) mediana dos mapas de possibilidade de coração; b) mediana dos mapas de possibilidade de perfusão pulmonar; e c) mediana dos mapas de possibilidade de ventilação pulmonar.

Foi obtida uma curva ROC (sensibilidade versus 1-especificidade), comparando a imagem de perfusão modelada e a imagem de referência obtida pelo método de injeção de salina (figura 4.2). A área sob a curva é de 0,96.

Figura 4.2: Curva ROC de comparação entre o mapa de perfusão modelado e a imagem de referência, para o porco P0.

Sobre o mapa de pulmão segmentado (figura 4.3), pode-se identificar regiões de predominância de perfusão (região de cor vermelha) na região anterior e principalmente na região posterior esquerda do tórax. A região de concordância entre a ventilação e a perfusão (região de cor marrom) ocorre na parte central. Além disso, há uma pequena região de predominância de ventilação nas periferias do pulmão (região de cor azul claro).

A área cardíaca aparece claramente subtraída do mapa pulmonar. Todas as situações descritas acima estão dentro do esperado para a situação do experimento, ou seja, um animal anestesiado, em posição supina e com ventilação mecânica a 100% de oxigênio.

Figura 4.3: Mapa pulmonar segmentado do porco P0, 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).

A comparação entre o mapa total de pulmão (figura 4.4 (c)) e a imagem de referência anatômica obtida pela TC (figura 4.4 (d)) mostra uma similaridade anatômica qualitativa para ambas as estruturas: coração e pulmão. Na imagem de TC há uma clara separação entre os pulmões direito e esquerdo. Porém, no mapa total de pulmão, a região pulmonar se apresenta como uma única área, sem uma separação em partes direita e esquerda. As figuras 4.4 (a) e (b) correspondem às imagens originais de perfusão e ventilação, antes da modelagem fuzzy.

Figura 4.4: Comparação entre as imagens pré-modelagem e o mapa pulmonar total pós-modelagem, para o porco P0: (a) imagem de perfusão pulmonar pré-modelagem; (b) imagem de ventilação pulmonar pré modelagem; (c) mapa total do pulmão pós-modelagem fuzzy; e (d) imagem de corte do tórax por tomografia computadorizada de raio-x.

4.2 Resultados do grupo C-pre

O grupo C é constituído por dados de seis porcos.

4.2.1 Resultados da modelagem

Vemos nas figuras 4.5 (a) e 4.6 (a) que o modelo para identificação do coração foi capaz de marcar a região cardíaca em todos os seis porcos. Embora o mapa de possibilidade de coração se estenda, em alguns casos, para regiões caracteristicamente pulmonares, podemos notar que a região de maior possibilidade de coração, denotada pela cor vermelha no mapa, corresponde a localização esperada para a câmara cardíaca em todos

os porcos. Isto é uma consequência da escolha metodológica realizada, que constrói o mapa de coração através da mediana de imagens de coração modelada em circunstâncias fisiológicas distintas.

Nas figuras 4.5 (b-c) e 4.6 (b-c) vemos que os modelos para perfusão e ventilação pulmonar também foram capazes de identificar o pulmão, em alguns porcos com mais clareza do que em outros. A região pulmonar foi identificada mesmo naqueles porcos cujos resultados do modelo de coração se mostraram menos nítidos, o que mostra que as medidas de amplitude, como utilizadas nos modelos, foram capazes de refinar a informação do mapa cardíaco. Neste grupo, podemos notar também que o pior mapa cardíaco foi o apresentado para o porco cinco. Para este porco notamos que, embora a região cardíaca tenha sido identificada na localização esperada, houve também uma identificação da região anterior do pulmão direito como sendo da região cardíaca.

Figura 4.5: Resultados da modelagem para o grupo C-pre: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Figura 4.6: Resultados da modelagem para o grupo C-pre: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.2.2 Resultados das curvas ROC

Quando comparamos o mapa de perfusão pulmonar com o padrão-ouro de perfusão obtido através da injeção de salina, observamos na figura 4.7 que o valor médio da área abaixo da curva ROC é 0.82. A curva que apresentou o pior resultado foi a referente ao porco 2.

Figura 4.7: Resultado das curvas ROC para o grupo C-pre.

4.2.3 Resultados das imagens segmentadas

Na figura 4.8 observamos que a região de cor vermelha que representa uma área com predominância de perfusão em relação à ventilação ocorrem nas periferias do pulmão. Nos porcos 1, 2 e 3 as regiões de cor vermelha ocorrem principalmente nas regiões posteriores. Esse fato é esperado uma vez que os porcos desse grupo foram submetidos à lesão pulmonar, e nessa fase ainda não foram submetidos ao recrutamento pulmonar. Nos porcos 1, 3, 4 e 6 observamos ocorrências de pequenas regiões de cor azul claro, particularmente nas laterais do pulmão, indicando uma predominância de ventilação nessa região. Esse achado é esperado se considerarmos que a perfusão tende a ser menor na periferia do pulmão. Os valores médios de ICP e ICT entre os 6 porcos são 0,75 e 0,42 respectivamente.

Figura 4.8: Mapa pulmonar segmentado do grupo C-pre, 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).

4.2.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Nas figuras 4.9 e 4.10 apresentamos na coluna (a) as imagens funcionais de perfusão pulmonar pré-modelagem, na coluna (b) as imagens funcionais de ventilação pulmonar pré-modelagem e na coluna (c) a imagem pulmonar total obtida após a modelagem das funções de perfusão e ventilação pulmonar. Ao compararmos as imagens dos seis porcos, é possível observar que as imagens funcionais de perfusão pré-modelagem são mais heterogêneas que aquelas obtidas tanto nas imagens de ventilação pulmonar quanto nas imagens pós-modelagem. A maior variabilidade nas imagens de perfusão pré-modelagem pode ser uma consequência do menor tamanho do coração em relação ao pulmão, tornando-a mais sensível às variações causadas pelas posições dos eletrodos e aos movimentos fisiológicos do coração no sentido crânio-caudal.

As imagens funcionais de ventilação apresentadas na coluna (b) apresentam um padrão de distribuição com poucas variações entre os porcos. Essa maior estabilidade das imagens é devida ao fato de o pulmão possuir uma extensão crânio-caudal maior em relação ao coração. Além disso, os sinais de medidas de maior energia obtidas pelo fenômeno da ventilação contribuem para a estabilidade das imagens. Porém, notamos que as imagens de ventilação pré-modelagem invadem a região cardíaca, como pode ser visto em todas as imagens de todos os porcos.

Contudo, no mapa pulmonar total pós-modelagem há uma preservação da região cardíaca, em todos os porcos. Embora o modelo apresente maior fragilidade na descrição da região anterior do torax, podemos observar que existe um padrão anatômico em todas as imagens geradas.

Figura 4.9: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pre: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

Figura 4.10: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pre: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagem funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.3 Resultados do grupo C-pos

Esse grupo é constituído por dados de cinco dos seis porcos do grupo anterior. O porco 5 não foi submetido a análise após a manobra de recrutamento devido a erros nos dados brutos coletados.

4.3.1 Resultados da modelagem

Nas figuras 4.11 (b-c) e 4.12 (b-c) vemos que os modelos para perfusão e ventilação pulmonar foram capazes de identificar o pulmão. Quando comparados os grupos C pré e pós recrutamento não é possível observar alteração expressiva nos mapas de possibilidade de perfusão e de ventilação. Esse fato pode ser decorrente do tipo de agrupamento realizado que, no momento de calcular a imagem mediana, mistura mapas construídos em situações de PEEP distintos.

Figura 4.11: Resultados da modelagem para o grupo C-pos: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Figura 4.12: Resultados da modelagem para o grupo C-pos: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.3.2 Resultados das curvas ROC

Pode-se notar na figura 4.13 que os valores da curva ROC variaram entre 0,68 e 0,89. O valor médio da área da curva ROC é 0,80, levemente inferior a obtida no grupo C-pré devido a ausência do porco 5. Além disso, percebe-se uma equivalência nas curvas ROC apresentadas nos dois grupos: pré e pós recrutamento, uma vez que não é observada diferença relevante entre esses grupos para nenhum porco. Portanto, o procedimento de recrutamento não afetou a análise de concordância entre o mapa de possibilidade gerado e o mapa de perfusão de referência.

Figura 4.13: Resultado das curvas ROC para o grupo C-pos.

4.3.3 Resultados das imagens segmentadas

Na figura 4.14 observamos que em relação ao grupo C-pré, de um modo geral, houve um aumento da região de cor marrom, principalmente na região posterior do pulmão. No porco 1, particularmente, ocorreu uma diminuição da área de cor azul claro, em relação

ao grupo C-pré. Quantitativamente, observa-se um aumento nos índices ICP e ICT, em relação ao grupo C-pré, em todos os porcos com exceção do porco 3. Contudo, mesmo nesse porco, nota-se na imagem uma melhora relevante na base do pulmão, ilustrando o recrutamento. O valor de ICP não foi capaz de mensurar essa melhora devido a sua própria definição ou seja uma medida de concordância relativa e global.

Essas variações observadas são esperadas uma vez que nesse grupo os porcos foram submetidos à manobra de recrutamento cujo efeito é o de recrutar os alvéolos pulmonares em estado colapsado. A nossa hipótese é de que o recrutamento da região colapsada resultou em um aumento da área de concordância entre ventilação e perfusão, ou seja um aumento da região de cor marrom. Os valores médios de ICP e ICT entre os 6 porcos no grupo pós-recrutamento são 0,76 e 0,43, respectivamente.

Figura 4.14: Mapa pulmonar segmentado do grupo C-pos, 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).

4.3.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Nas figuras 4.15 e 4.16 são apresentados as imagens pré-modelagem e pós-modelagem, do grupo após a manobra de recrutamento. O mapa pulmonar total do porco 1 é o mapa que apresenta a melhor imagem em termos de contorno anatômico do pulmão. Esse fato é uma consequência direta da imagem do coração do porco 1 que possui uma boa qualidade em termos de contorno anatômico, como podemos observar na figura 4.11.

Figura 4.15: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pos: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

Figura 4.16: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo C-pos: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.4 Resultados do grupo A-basal

Esse grupo é constituído por dados de três porcos.

4.4.1 Resultados da modelagem

Nesse grupo a identificação da região cardíaca não foi tão evidente quanto nos grupos anteriores. Podemos observar na figura 4.17 (a) que o porco 8 foi o que apresentou o melhor resultado. Nos porcos 9 e 10, além da extensão dessa região para áreas caracteristicamente pulmonares, notamos que a área com maior possibilidade de coração está mais difusa. Apesar disso, é possível observar nas figuras 4.17(b) e (c) que as regiões pulmonares estão bem marcadas.

Figura 4.17: Resultados da modelagem para o grupo A-basal: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.4.2 Resultados das curvas ROC

A área média das três curvas ROC apresentadas na figura 4.18 é 0,84. Do ponto de vista da curva ROC, os porcos nesse grupo foram bastante homogêneos.

Figura 4.18: Resultado das curvas ROC para o grupo A-basal.

4.4.3 Resultados das imagens segmentadas

Na figura 4.19 observamos que ocorrem áreas de predominância de perfusão na região posterior das imagens. Nesse grupo os porcos não foram submetidos ao processo de lesão pulmonar. Contudo, dependendo das condições de experimento como parâmetros ventilatórios, é possível que ocorram regiões de atelectasia na parte posterior do pulmão e isso poderia explicar a presença das áreas de predominância de perfusão na região posterior. Nos três porcos, nas regiões laterais ocorrem áreas de cor azul claro e esse resultado é esperado devido à dificuldade maior de perfusão nessa parte do pulmão. Os valores médios de ICP e ICT entre os três porcos desse grupo são 0,78 e 0,40, respectivamente.

Figura 4.19: Mapa pulmonar segmentado do grupo A-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).

4.4.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Pelas imagens funcionais pré-modelagem de perfusão apresentadas na coluna (a) da figura 4.20 observamos que, nos três porcos, as imagens funcionais de perfusão apresentam três núcleos de distribuição de perfusão: uma região central, correspondente à região cardíaca e dois núcleos lateralizados na região inferior correspondentes às regiões pulmonares direita e esquerda. Essas imagens representam uma distribuição de perfusão

coerente com a anatomia seccional real. A imagem de ventilação apresenta uma invasão da região cardíaca, como nos casos do grupo C. A imagem pulmonar total (figura 4.20 (c)) apresenta um contorno pulmonar respeitando a área cardíaca. Contudo, nos porcos 8 e 10 ocorre uma lacuna na região anterior do pulmão esquerdo.

Figura 4.20: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo A-basal: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.5 Resultados do grupo A-colapso

Esse grupo é composto pelos mesmos três porcos do grupo anterior.

4.5.1 Resultados da modelagem

Ao compararmos a figura 4.17 (c) com a figura 4.21 (c) notamos que o colapso induzido está claramente evidenciado. Vemos que no mapa de ventilação pulmonar o pulmão esquerdo apresenta baixa possibilidade de ventilação, para todos os porcos.

Figura 4.21: Resultados da modelagem para o grupo A-colapso: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Além disso, notamos na figura 4.21 (b) que a possibilidade de perfusão é maior no pulmão colapsado em todos os porcos. Embora este fato não seja esperado, devido ao fenômeno de vaso constricção hipóxica, este achado já estava presente nas imagens

pré-modelagem, como pode ser observado na figura 4.24 (a). Logo, este efeito não é decorrência da modelagem fuzzy.

4.5.2 Resultados das curvas ROC

A área média das três curvas ROC apresentadas na figura 4.18 é 0,87. Em relação ao grupo anterior, esse grupo foi submetido a uma indução de colapso do pulmão esquerdo. Esse procedimento afeta principalmente a distribuição da ventilação e espera-se também uma alteração na distribuição da perfusão. Pode-se observar que as curvas ROC das imagens de perfusão mostraram resultados levemente melhores quando comparados com o grupo anterior.

Figura 4.22: Resultado das curvas ROC para o grupo A-colapso.

4.5.3 Resultados das imagens segmentadas

Na figura 4.23 observamos que 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. Os valores médios de ICP e ICT entre os três porcos são 0,46 e 0,25, respectivamente. A indução de colapso do pulmão esquerdo é observado quantitativamente pela diminuição dos dois índices. Em relação à condição basal e sem colapso, apresentada no grupo A-basal, os índices médios de ICP e ICT apresentaram uma queda de 0,32 e 0,15, respectivamente.

Figura 4.23: Mapa pulmonar segmentado do grupo A-colapso, 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).

4.5.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Na figura 4.24 são apresentadas as imagens funcionais pré-modelagem e mapas pulmonares totais pós-modelagem, após a indução de colapso do pulmão esquerdo. Comparando com as imagens da situação basal apresentadas na figura 4.20, notamos que o procedimento provocou uma mudança notável, tanto na perfusão quanto na ventilação. Observa-se claramente uma lacuna na distribuição de ventilação no pulmão esquerdo nos três porcos (figura 4.24 (b)). No porco 9 observa-se uma perda do contorno cardíaco que havia na situação basal. Apesar da mudança de padrão das imagens pré-modelagem, o mapa pulmonar total pós-modelagem apresenta um contorno pulmonar tanto do lado direito como do lado esquerdo colapsado. Esse contorno completo resulta da técnica de obtenção do mapa pulmonar total pós-modelagem, ou seja pela união dos mapas de possibilidade de perfusão e ventilação.

Figura 4.24: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo A-colapso: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.6 Resultados do grupo B-basal

Este grupo é composto por quatro porcos.

4.6.1 Resultados da modelagem

Assim como nos casos anteriores, podemos observar nas figuras 4.25 e 4.26(a) que, com excessão do porco 14, o mapa de possibilidade de coração foi capaz de evidenciar a região cardíaca. Vale ressaltar, contudo, que o porco 14 foi a óbito devido a uma fibrilação

cardíaca sofrida durante o experimento. Essa instabilidade cardíaca pode ter afetado as variáveis de entrada do modelo de coração, e conseqüentemente de ventilação e perfusão, particularmente a medida de tempo de atraso (TA).

Quando analisadas as figuras 4.25 e 4.26(c) pode-se observar que todos os porcos desse grupo apresentaram maior possibilidade de ventilação no pulmão esquerdo. O mesmo comportamento sistemático pode ser observado no mapa de perfusão (vide figuras 4.25 e 4.26(b)).

Figura 4.25: Resultados da modelagem para o grupo B-basal: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Figura 4.26: Resultados da modelagem para o grupo B-basal: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.6.2 Resultados das curvas ROC

Nesse grupo, os valores da área da curva ROC apresentados na figura 4.27 variaram de 0,79 a 0,92, com uma média de 0,81. O maior valor é o que se refere ao porco 11. Nesse porco notamos pela figura 4.25 (a) que a região cardíaca identificada pela modelagem fuzzy, apresenta uma distribuição de possibilidade qualitativamente melhor em termos anatômicos quando comparado aos outros porcos. Os porcos que apresentaram uma maior difusão da distribuição de possibilidade de coração, ou seja os porcos 12 a 14 (figuras 4.25 e 4.26 (a)), apresentaram áreas menores nas curvas ROC. Esse fato observado indica a relação existente entre o desempenho do modelo de coração e do modelo de perfusão, uma vez que a saída do modelo de coração serve de variável de entrada do modelo de perfusão.

Figura 4.27: Resultado das curvas ROC para o grupo B-basal.

4.6.3 Resultados das imagens segmentadas

Observa-se na figura 4.28, áreas de predominância de perfusão na região posterior, principalmente nos porcos 12 e 13 e em menor grau no porco 11. No porco 14 há uma região vermelha praticamente em todo o hemi-torax direito. Essa observação do porco 14 pode ser um resultado do processo de indução de lesão pulmonar que pode ter causado uma lesão maior no pulmão direito. Vale lembrar que esse porco foi a óbito durante o experimento. Os valores médios de ICP e ICT entre os três porcos (desconsiderando o porco 14) são 0,64 e 0,34, respectivamente.

Figura 4.28: 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).

4.6.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Na figura 4.29 são apresentadas as imagens funcionais pré-modelagem e mapas pulmonares totais pós-modelagem, na condição basal, após indução da lesão pulmonar através de lavagem do surfactante. No porco 14, pela imagem pré-modelagem de ventilação nota-se uma assimetria na distribuição de ventilação, com o pulmão direito sendo menos ventilado. Contudo, o mapa pulmonar total desse porco apresenta um

contorno com maior simetria entre as regiões posteriores dos pulmões direito e esquerdo, como é esperado anatomicamente (vide figura 4.29 (c)).

Figura 4.29: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-basal: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.7 Resultados do grupo B-nitro

Este grupo é composto de três dos quatro porcos do grupo anterior, uma vez que o porco 14 foi a óbito durante o experimento.

4.7.1 Resultados da modelagem

Quando comparamos as imagens entre os grupos B-basal e B-nitro, do ponto de vista da perfusão pulmonar, é possível notar uma intensificação do mapa de possibilidade de perfusão no pulmão direito dos três porcos, particularmente no porco 12 (vide figuras 4.25(b), 4.26(b), 4.30(b) e 4.31 (b)). Este fato ilustra o efeito esperado do nitroprussiato no sentido de homogeneizar a perfusão, ou seja, diminuir a diferença de perfusão entre os dois pulmões. Por outro lado, quando comparamos os dois grupos do ponto de vista da ventilação pulmonar, vemos que os mapas de possibilidade de ventilação não mostraram diferença relevante (vide figuras 4.25(c), 4.26(c), 4.30(c) e 4.31 (c)).

Figura 4.30: Resultados da modelagem para o grupo B-nitro: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Figura 4.31: Resultados da modelagem para o grupo B-nitro: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.7.2 Resultados das curvas ROC

Nesse grupo, a média da área das curvas ROC apresentadas na figura 4.32 é 0,86, mostrando um aumento em relação ao grupo anterior. Portanto, a administração de nitroprussiato, que potencialmente altera a distribuição de perfusão pulmonar, não afetou a análise de concordância entre o mapa de possibilidade gerado e o mapa de perfusão de referência, que é o esperado no caso de o modelo estar robusto.

Figura 4.32: Resultado das curvas ROC para o grupo B-nitro.

4.7.3 Resultados das imagens segmentadas

Esse grupo foi submetido a um tratamento com nitroprussiato, cujo resultado esperado é o de vasodilatação e de alteração na distribuição da perfusão. Na figura 4.33 observamos que houve um aumento da área de cor vermelha na região posterior quando comparado com o grupo B-basal, em todos os porcos, e com maior evidência no porco 11. Nos porcos 11 e 12 os índices ICP e ICT mostraram uma queda nesse grupo, em relação ao grupo B-basal. No porco 13 observou-se um pequeno aumento nos índices. Os valores médios de ICP e ICT entre os três porcos são 0,62 e 0,32, respectivamente.

Figura 4.33: Mapa pulmonar segmentado do grupo B-nitro, 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).

4.7.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Comparando as imagens funcionais de perfusão pré-modelagem antes (figura 4.29 (a)) e depois do nitroprussiato (figura 4.34 (a)), observamos uma variação no padrão de perfusão em todos os porcos. Contudo, as imagens pré-modelagem de ventilação não mostram variações expressivas (figura 4.34 (b)). Apesar da mudança do padrão de perfusão, os mapas totais pós-modelagem apresentam contornos simétricos dos pulmões

direito e esquerdo, principalmente na região posterior (figura 4.34 (c)).

Figura 4.34: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-nitro: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

4.8 Resultados do grupo B-pos

Este grupo é composto de três dos quatro porcos do grupo B-basal, uma vez que o porco 14 foi a óbito durante o experimento.

4.8.1 Resultados da modelagem

Quando comparamos os mapas de perfusão entre os grupos B-basal e B-pos, é possível notar que não houve diferença relevante entre esses grupos do ponto de vista da perfusão pulmonar (vide figuras 4.25(b), 4.26(b), 4.35(b) e 4.36(b)). Por outro lado quando comparamos esses mesmos dois grupos considerando o mapa de possibilidade de ventilação, é possível notar uma ligeira tendência de aumento na área da região pulmonar. Particularmente no grupo pós recrutamento, essa região mostra-se levemente menos difusa e maior homogeneidade entre os pulmões esquerdo e direito, que aquelas obtidas para o grupo pré recrutamento. Logo, essas diferenças parecem evidenciar que o modelo tenha sido capaz de indentificar o recrutamento no grupo spect, diferentemente do observado no grupo C.

Quando comparamos as imagens do grupo B-nitro e B-pos podemos observar que o comportamento do B-pos em relação ao B-nitro é equivalente ao observado quando comparamos o B-nitro com o B-basal, como esperado uma vez que o efeito do nitroprussiato é fugaz no organismo.

Figura 4.35: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-nitro: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

Figura 4.36: Resultados da modelagem para o grupo B-pos: a) mapa de possibilidade de coração, b) mapa de possibilidade de perfusão pulmonar, c) mapa de possibilidade de ventilação pulmonar. O grau de pertinência do pixel ao conjunto está representado através da escala de cores: quanto mais vermelho maior a possibilidade do pixel estar no conjunto e quanto mais azul menor esta possibilidade.

4.8.2 Resultados das curvas ROC

A média de área das curvas ROC desse grupo, apresentado na figura 4.37, é 0,89, sendo essa média maior que as apresentadas pelos grupos anteriores, B-basal e B-nitro. Pode-se notar que a relação sensibilidade/especificidade foi melhor para os porcos desse grupo.

Figura 4.37: Resultado das curvas ROC para o grupo B-pos.

4.8.3 Resultados das imagens segmentadas

Esse grupo foi submetido a uma manobra de recrutamento, 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 4.38 observamos que houve um aumento da área de cor marron e diminuição da área de cor vermelha em todos os porcos, tanto em relação ao grupo B-basal, quanto em relação ao grupo B-nitro. 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.

Os valores médios de ICP e ICT entre os quatro porcos são 0,78 e 0,39, respectivamente. Em relação aos grupos B-basal e B-nitro, o índice médio ICP mostrou um aumento de 0,12 e o índice médio ICT mostrou um aumento de 0,08, ilustrando o efeito da manobra de recrutamento.

Figura 4.38: Mapa pulmonar segmentado do grupo B-pos, 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).

4.8.4 Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais

Na figura 4.39 observamos que o procedimento de recrutamento alterou a imagem funcional de perfusão em relação ao grupo B-basal e também em relação ao B-nitro. No

pós-recrutamento, nota-se claramente a região cardíaca na parte central e duas regiões laterais correspondente aos pulmões direito e esquerdo. O mapa pulmonar total não sofreu uma alteração expressiva com a manobra de recrutamento, quando comparada com os grupos B-basal e B-nitro.

Figura 4.39: Comparação entre as imagens pré-modelagem e os mapas pulmonares totais pós-modelagem para o grupo B-pos: a) imagem funcional da perfusão pré-modelagem, b) imagen funcional da ventilação pré-modelagem, c) mapa total pulmonar pós-modelagem.

5 DISCUSSÃO

A TIE é um método de imagem que vem sendo desenvolvido para uso médico, desde monitorização de ventilação pulmonar (Victorino et al., 2004) a estudos de perfusão pulmonar (Eyüboğlu, Brown e Barber, 1989; Frerichs et al., 2002). Porém, a análise combinada dessas duas informações funcionais, ventilação e perfusão, ainda é um grande desafio. Uma das etapas importantes para o cumprimento dessa tarefa é a de construção de um mapa pulmonar, com a delimitação dos limites anatômicos do pulmão. A tese aqui apresentada abraçou o desafio de desenvolver um modelo, baseado na teoria dos conjuntos fuzzy, que forneça um mapa pulmonar.

Outros métodos de imagem da função pulmonar, como tomografia computadorizada usando xenônio (Kreck et al., Oct. 2001) ou método PET usando $^{13}\text{N}_2$ (Musch e Venegas, 2005) não conseguem explorar uma região pulmonar em situações específicas como atelectasia, uma vez que esses são baseados em apenas uma das funções pulmonares: ventilação ou perfusão. Em contrapartida, a modelagem fuzzy das imagens TIE aqui proposta faz um uso simultâneo de ambas as informações de ventilação e perfusão pulmonares. Os resultados mostraram que esse método é capaz de delinear as regiões pulmonares que antes não estavam observáveis.

A escolha do modelo linguístico tipo Mamdani pressupõe a existência do conhecimento do especialista sobre o fenômeno a ser modelado. Nesse estudo esse conhecimento foi adquirido pela análise detalhada do comportamento dinâmico, pixel a pixel, em algumas condições fisiológicas obtidas no porco P0. Nesse sentido, o

desempenho do modelo é extremamente dependente do trabalho do especialista em extrair as informações contidas nos comportamentos dinâmicos dos pixels.

O modelo de coração proposto foi capaz de identificar a região cardíaca em todos os porcos ao qual foi submetido, independentemente das condições fisiológicas desses. Quando comparado à imagem de TC do tórax de um outro animal, a imagem cardíaca pós-modelagem apresentou uma boa similaridade anatômica, em termos de forma e posição (figura 4.4 (c) e (d)). Nas imagens cardíacas obtidas nos grupos de avaliação houve (P1 a P14), em muitos casos, uma invasão da imagem cardíaca sobre as regiões anteriores dos pulmões, tanto direito quanto esquerdo. Esse fato foi causado pelos valores da variável Tempo de Atraso (TA) que, nas regiões anteriores do pulmão, tem um comportamento similar ao apresentado pela região cardíaca. Devido a presença de grandes vasos nessa região, há uma complexidade na interpretação da variação de impedância causada pela perfusão nessa região.

Com relação à região pulmonar, na comparação qualitativa entre o mapa total pulmonar e a imagem de TC (vide figura 4.4 (d)), observa-se uma similaridade anatômica entre ambos. Contudo, na imagem de TC a região pulmonar está separada em partes direita e esquerda através de uma região central, enquanto na imagem modelada a região pulmonar aparece interligada nessa região. A baixa resolução da região central dessas imagens deve-se a questões anteriores a modelagem aqui proposta, ou seja, é uma questão inerente ao método de TIE, que apresenta uma resolução de imagem menor na parte central em relação à periferia da imagem (Thomas et al., 1994).

Na análise dos dados do grupo C, o procedimento de recrutamento não mostrou uma alteração expressiva nos mapas de perfusão e ventilação. Os índices ICT e ICP, quando comparados os grupos pré e pós-recrutamento, mostraram apenas uma pequena variação. Por outro lado, quanto maior a lesão pulmonar induzida, maior é o efeito esperado do recrutamento nas imagens de TIE. Logo, se a lesão pulmonar provocada pela lavagem pulmonar com retirada do surfactante não for muito importante, provavelmente

o efeito do recrutamento será pequeno, podendo não ser identificado pelo modelo.

Contudo, na análise do grupo B com lesão pulmonar o procedimento de recrutamento foi melhor identificado pelo modelo. Vale ressaltar porém, que as medidas ICP e ICT, como definidas, não parecem ser as variáveis mais apropriadas para a quantificação da percepção do modelo ao procedimento de recrutamento. Quando observamos as imagens pós-modelagem, analisando as alterações pré e pós recrutamento na base do pulmão, notamos que o efeito dessa manobra torna-se mais evidente. Esse fato não é realçado pelas medidas de ICP e ICT, pois essas são medidas globais e, portanto, carregam informação também da parte superior do pulmão, onde sabemos que os resultados do modelo são mais frágeis. Considerando-se o exposto acima, podemos afirmar que o modelo foi capaz de expressar os efeitos do recrutamento no grupo B. Esse resultado é relevante, pois abre a possibilidade de desenvolver funções, baseadas nas imagens segmentadas do modelo, visando à avaliação de manobras de recrutamento. Além disso, as imagens segmentadas, como fornecidas pelo modelo, poderão embasar um sistema de análise do distúrbio entre ventilação e perfusão.

As imagens de ventilação pós-modelagem dos grupos C e B, em que os porcos foram submetidos a um procedimento de lesão pulmonar, identificaram, de um modo geral, melhor o pulmão esquerdo. Por outro lado, esse fato não foi observado nos porcos do grupo A sem lesão pulmonar. Isso parece indicar que o processo de lesão pulmonar realizado no experimento foi sistematicamente diferente nos dois pulmões. A hipótese é de que houve uma lesão maior no pulmão direito e, portanto, houve uma menor ventilação neste pulmão.

No grupo A sem lesão pulmonar, em que o pulmão esquerdo foi induzido a um colapso, o pulmão colapsado foi claramente identificado pelo modelo. Entretanto, o mapa de perfusão mostrou maior perfusão no pulmão colapsado, o que não é esperado dado o fenômeno de vasoconstrição hipóxica. Porém, esse fenômeno pode ser observado também nas imagens pré-modelagem, configurando não ser esta uma limitação da

modelagem proposta.

As áreas das curvas ROC obtidas durante a análise dos porcos P1 a P14, variaram de 0,68 a 0,94. A área média geral foi de 0,84, indicando que o mapa de perfusão pós-modelagem apresentou uma boa concordância com o método de injeção de salina. Esse resultado torna-se bastante relevante do ponto de vista clínico, pois abre a possibilidade de se desenvolver um método de diagnóstico de perfusão equivalente ao método de injeção de salina (que exerce o papel de contraste do método de TIE), sem necessitar de um acesso venoso central, que é bastante invasivo.

O modelo desenvolvido a partir do porco P0 mostrou-se bastante robusto quando submetido a análise dos porcos dos grupos C, A e B, particularmente por quatro razões: 1) a manobra de recrutamento resultou em aumento, ainda que modesto, dos índices ICP e ICT, na grande maioria dos casos; 2) os porcos submetidos a procedimentos que usualmente não alteram a ventilação, não apresentaram variações importantes nos mapas de ventilação, como no caso da aplicação de nitroprussiato; 3) a variação no mapa de perfusão foi adequada com a administração de nitroprussiato no grupo A, ou seja, a administração dessa substância foi percebida pelo modelo na medida em que as imagens correspondentes ilustram um aumento da área de perfusão; e 4) durante a análise das várias condições fisiológicas não se obteve resultados que fossem contrário ao esperado.

Para minimizar o efeito de variação do PEEP na imagem de coração optou-se por gerar um único mapa de coração para cada animal. Esse mapa foi obtido através da mediana de imagens de coração elaboradas a partir das diversas situações às quais esse animal foi exposto. Essa escolha, se por um lado forneceu um mapa de coração menos afetado pelas variações sofridas, por outro nos impediu de avaliar a robustez e a coerência do modelo de coração, considerando-se as diversas condições fisiológicas. A questão da independência do modelo em relação a PEEP deverá ser objeto de um trabalho futuro com mais experimentos animais, incluindo coleta de dados de tomografia computadorizada a fim de se obter informações sobre o complexo fenômeno de perfusão

da região peri-cardíaca composta pelos grandes vasos.

O modelo de perfusão assume a hipótese de que a intensidade de pulsatilidade de impedância na frequência cardíaca, num determinado pixel da imagem, é uma medida de perfusão nesse local. Contudo, é possível, teoricamente, supor duas situações extremas que podem derrubar a hipótese anterior. A primeira situação é um fluxo constante sem pulsatilidade. Nesse caso não haveria pulsatilidade na impedância mas haveria fluxo. A segunda situação é um caso de fluxo zero mas com existência de pulsatilidade, devido à complacência das estruturas vasculares. Certamente o modelo está sujeito às mesmas questões relativas à pulsatilidade versus perfusão (Smith et al., 2006), que são decorrentes antes da metodologia TIE. Essa é uma dúvida fisiológica e merece ser cuidadosamente estudada pelos fisiologistas especializados em método TIE.

Vale ainda ressaltar, que as imagens produzidas pelo modelo a partir das imagens de ventilação e perfusão pré-modelagem, forneceram mapas de região pulmonar bastante consistentes, ou seja, todos os porcos apresentaram mapas de perfusão e ventilação similares. Além disso, se considerarmos particularmente as imagens de perfusão é possível notar um importante avanço em relação a essas imagens anteriores à modelagem. Esse ganho apresentado pelo modelo consiste de um avanço importante em direção às aplicações clínicas baseadas no método de TIE.

Apesar dos bons resultados apresentados, o modelo possui limitações de identificação na parte anterior dos pulmões. Isto se deve ao fato da variável tempo de atraso não conter toda a informação necessária para a identificação do coração. De fato, ao analisar o comportamento dinâmico dos pixels através de uma varredura nessa região, podemos perceber que há variações importantes na forma das curvas de impedância, não identificáveis pelas variáveis de entrada do modelo fuzzy de coração. Portanto, acreditamos que uma análise que considere a forma dessas curvas, por exemplo pela transformada de *wavelet*, poderá fornecer uma medida mais poderosa, capaz de separar com mais nitidez as regiões cardíacas e pulmonares.

Finalmente, deve ser acrescentado que os resultados pós-modelagem aqui apresentados somente foram possíveis devido à existência das imagens pré-modelagem fornecidas pelo algoritmo de construção de imagens de TIE. Essas imagens pré-modelagem são obtidas a partir de um volumoso trabalho de pesquisa na área de construção de imagem desenvolvida pelo grupo coordenado pelo Prof. Raul Gonzalez Lima, no Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Nesse sentido, o trabalho aqui apresentado tem por base o tratamento de informações que já estavam disponibilizadas nas imagens pré-modelagem. O modelo fuzzy, de certa maneira, pode ser entendido como um filtro que, a partir da imagem pré-modelagem, extrai uma região de maior possibilidade de pulmão.

6 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.

Contudo, apesar dos resultados promissores, o modelo precisa ser refinado, de maneira a fornecer uma separação mais nítida entre as regiões pulmonares e cardíacas, na parte anterior do pulmão.

Vale ressaltar ainda, que não há na literatura registro de tratamento de imagens de TIE através de modelos baseados na teoria dos conjuntos fuzzy. Portanto, considerando-se a potencialidade da metodologia de TIE em aplicações clínicas e o valor dos resultados aqui apresentados, estamos certos de que o estudo realizado abre uma nova linha de pesquisa nessa área.

REFERÊNCIAS

- Aya JCC, Moura FS, Nan PC, Schweder RK, Lima RG. Regularizations for a black box back-projection eit algorithm. *Technology Meets Surgery International*. 2005; 1.
- Barber DC, Brown BH. Applied potential tomography. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*. 1984;17:723–33.
- Barros LC de, Bassanezi RC. *Tópicos de Lógica Fuzzy e Biomatemática*. [S.l.]: Instituto de Matemática, Estatística e Computação IMECC (UNICAMP), 2006.
- Brown BH. Electrical impedance tomography (eit): A review. *J Med Eng Technol*. 2003;3(27):97–108. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1080/0309190021000059687>>.
- Brown BH. Tutorial - quantitative eit - a breathtaking approach. *Proceedings of ICEBI XII - EIT V*. 2004;2:745–6.
- Brown BH, Milnes P, Abdul S, Tidy JA. Detection of cervical intra-epithelial neoplasia using impedance spectroscopy. *Proceedings of ICEBI XII - EIT V*. 2004;2:429–32.
- Caduff A, Talary M, Feldman Y. Novel non-invasive impedance based continuous glucose monitoring system. In: *Proceedings of ICEBI XII - EIT V*. 2004;1:149–152.
- Choi M, Kao TJ, Isaacson D, Saulnier G, Newell J. A simplified model of mammography geometry for breast cancer imaging with electrical impedance tomography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2004;2:1310–13. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403412>>.
- Choi MH, Kao TJ, Isaacson D, Saulnier GJ, Newell JC. A reconstruction algorithm for breast cancer imaging with electrical impedance tomography in mammography geometry. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007 Apr;54(4):700–10.
- Cole KS. Electric impedance of suspensions of spheres. *J Gen Physiol*. 1928;12:29–36.
- Cole KS. Electric phase angle of cell membranes. *J Gen Physiol*. 1932;15:641–9.
- Cook RD, Saulnier GJ, Gisser DG, Goble JC, Newell JC, Isaacson D. Act3: a high-speed, high-precision electrical impedance tomograph. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1994 Aug;41(8):713–22.
- Costa EL, Chaves CN, Gomes S, Beraldo MA, Volpe MS, Schettino IAL, Böhm SH, Carvalho CRR, Tanaka H, Lima RG, Aamato MBP. Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography. Paper submitted to Critical Care Medicine. 2006.

Duarte PS, Mastrocolla LE, Farsky PS, Sampaio CREPS, Tonelli PA, Barros LC, Ortega NRS, Pereira JCR. Selections of patients for myocardial perfusion scintigraphy based on fuzzy sets theory applied to clinical epidemiological data and treadmill test results. *Braz J Med Biol Res.* 2006;39:701–9.

Eyüboğlu B, Brown B, Barber D. In vivo imaging of cardiac related impedance changes. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 1989 March;8(1):39–45.

Frerichs I, Hinz J, Herrmann P, Weisser G, Hahn G, Quintel M, Hellige G. Regional lung perfusion as determined by electrical impedance tomography in comparison with electron beam ct imaging. *IEEE Trans Med Imaging.* Jun 2002; 21(6):646–52.

Harrington RF. *Time-harmonic eletromagnetic fields*. 1º. ed. New York: McGRAW-HILL BOOK COMPANY, INC., 1961.

Jossinet J. In memoriam of A.L. Thomasset, the physician who introduced bio impedance analysis. *Proceedings of ICEBI XII - EIT V.* 2004; 1:3–5.

Klir G, Yuan B. *Fuzzy Sets and Fuzzy Logic*. [S.l.]: Prentice Hall, 1995.

Kreck TC, Krueger MA, Altemeier WA, Robertson, Shade ED, Hildebrandt J, Lamm WJE, Frazer DA, Polissar NL, Hlastala MP. Determination of regional ventilation and perfusion in the lung using xenon and computed tomography. *J Appl Physiol.* 2001 Oct;91:1741–49.

Massad E, Buratini MN, Ortega NRS. Fuzzy logic and measles vaccination: designing a control strategy. *Int J Epidemiol.* 1999;28:550–7.

Massad E, Ortega NRS, Struchiner CJ, Buratini MN. Fuzzy epidemics. *Artif Intell Med.* 2002;673:1–19.

Metherall P. Three dimensional electrical impedance tomography of the human thorax. [Tese de Doutorado]. Sheffield: Department of Medical Physics and Clinical Engineering, University of Sheffield; 1998 Jan.

Moura FS, Aya JCC, Mirandola LAS, Nan PC, Schweder RK, Lima RG. A black-box back projection algorithm for electrical impedance tomography. *International Congress of Mechanical Engineering.* 2005.

Moura FS de. Identificação da matriz de transição do modelo de evolução do filtro estendido de Kalman na tomografia por impedância elétrica. [Trabalho de formatura]. São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo; 2006.

Musch G, Venegas JG. Positron emission tomography imaging of regional pulmonary perfusion and ventilation. *Proc Am Thorac Soc.* 2005;2:522–7.

Nan PC. Algoritmo de tomografia por impedância elétrica para uso clínico baseado em identificação direta da matriz de sensibilidade. [Trabalho de formatura]. São Paulo: Escola politécnica da Universidade de São Paulo; 2005.

Nascimento LFC, Ortega NRS. Fuzzy linguistic model for evaluating the risk of neonatal death. *Revista de Saúde Pública*. 2002;36(6):686–92.

Nopp P, Rapp E, Pfützner H, Nakesch H, Rushsam C. Dielectric properties of lung tissue as a function of air content. *Phys Med Biol*. 1993;38(6):699–716.

Ortega NRS. Aplicações da teoria dos conjuntos fuzzy em biomedicina. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Instituto de Física da Universidade de São Paulo; 2001.

Pedrycz W, Gomide F. *An Introduction to Fuzzy Sets*. Bradford Book, 1998.

Pereira JCR, Tonelli PA, Barros LC, Ortega NRS. Clinical signs of pneumonia in children: association with and prediction of diagnosis by fuzzy sets theory. *Braz J Med Biol Res*. 2004;37:9–18.

Pethig R, Kell DB. The passive electrical properties of biological systems: their significance in physiology, biophysics and biotechnology. *Phys Med Biol*. 1987;32:933–70.

Rompelman O, Ros HH. Coherent averaging technique: a tutorial review. part 1: Noise reduction and the equivalent filter. *J Biomed Eng*. 1986 Jan;8(1):24–9.

Rompelman O, Ros HH. Coherent averaging technique: a tutorial review. part 2: Trigger jitter, overlapping responses and non-periodic stimulation. *J Biomed Eng*. 1986 Jan;8(1):30–5.

Smith HJ, Vonk-Noorderfraaf A, Boonstra A, Vries PMde, Postmus PE. Assessment of the pulmonary volume pulse in idiopathic pulmonary arterial hypertension by means of electrical impedance tomography. *Respiration*. 2006;73:597–602.

Soleimani M, Dorm O, Lionheart WRB. A narrow-band level set method applied to EIT in brain for cryosurgery monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006 Nov;53(11):2257–64.

Suarez-Sipmann F, Böhm SH, Tusman G, Pesch T, Thamm O, Reissmann H, Reske A, Magnusson A, Hedenstierna G. Use of dynamic compliance for open lung positive end-expiratory pressure titration in an experimental study. *Crit Care Med*. 2007 Jan;35(1):214–21. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1097/01.CCM.0000251131.40301.E2>>.

Thomas DC, Siddall-Allum JN, Sutherland IA, Beard RW. Correction of the non-uniform spatial sensitivity of electrical impedance tomography images. *Physiol Meas*. 1994 May;15 Suppl 2a:A147–A152.

Trigo FC. Filtro estendido de Kalman aplicado à tomografia por impedância elétrica. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Escola Politécnica da Universidade de São Paulo; 2001.

Trigo FC, Lima RG, Amato MBP. Electrical impedance tomography using the extended kalman filter. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004 Jan;51(1):72–81.

Victorino JA, Borges JB, Okamoto VN, Matos GFJ, Tucci MR, Caraméz MPR, Tanaka H, Sipmann FS, Santos DCB, Barbas CSV, Carvalho CRR, Amato MBP. Imbalances in regional lung ventilation: a validation study on electrical impedance tomography. *Am J Respir Crit Care Med*. 2004 Apr;169(7):791–800. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1164/rccm.200301-133OC>>.

Zadeh LA. Fuzzy sets. *Information and Control*. 1965;8:338–53.

Zhang J, Patterson RP. Eit images of ventilation: what contributes to the resistivity changes? *Physiol Meas*. 2005;26:581–92.