

UFABC

**Comparação das estimativas de colapso alveolar  
entre tomografia computadorizada e tomografia  
por impedância elétrica**

**São Bernardo do Campo – Brasil**

**2021**

UFABC

**Comparação das estimativas de colapso alveolar entre  
tomografia computadorizada e tomografia por impedância  
elétrica**

Relatório final apresentado para o Edital N°  
01/2021.

Universidade Federal do ABC – UFABC

Engenharia Biomédica

Centro de Engenharia, Modelagem e Ciências Sociais Aplicadas

São Bernardo do Campo – Brasil

2021

# Sumário

	<b>Resumo</b> . . . . .	<b>3</b>
<b>1</b>	<b>Introdução</b> . . . . .	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Objetivos</b> . . . . .	<b>6</b>
2.1	Objetivos gerais . . . . .	6
2.2	Objetivos específicos . . . . .	6
<b>3</b>	<b>Metodologia</b> . . . . .	<b>7</b>
3.1	Obtenção do percentual de colapso nas imagens de TC . . . . .	7
3.2	Obtenção do percentual de colapso das imagens de TIE . . . . .	8
3.3	Comparação das estimativas de colapso alveolar . . . . .	8
3.4	Dados disponíveis . . . . .	9
3.5	Regularização das imagens de TIE com atlas anatômico . . . . .	10
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussão</b> . . . . .	<b>11</b>
<b>5</b>	<b>Conclusões</b> . . . . .	<b>13</b>
	<b>Referências</b> . . . . .	<b>14</b>

# Resumo

O objetivo deste projeto é comparar as estimativas de colapso alveolar para diferentes valores de PEEP (pressão expiratória final positiva), obtidas através de duas técnicas de obtenção de imagem: a tomografia computadorizada e a tomografia por impedância elétrica. Com base na criação de algoritmos para análise de imagens médicas em linguagem de programação Python, foi possível obter o percentual de colapso pulmonar e comparar as estimativas deste colapso obtidas a partir da tomografia por impedância elétrica e da tomografia computadorizada por raio-X, utilizando princípios estatísticos como, por exemplo, o método Bland Altman. Este trabalho está inserido em uma linha de pesquisa que tem por objetivo o estudo do desempenho de ferramentas clínicas de tomografia por impedância elétrica e sua comparação com resultados obtidos a partir das imagens de tomografia computadorizada.

# 1 Introdução

A utilização de equipamentos de ventilação para a melhoria das trocas gasosas em pacientes com síndrome do desconforto respiratório agudo (SDRA) proporciona o suporte a vida e a redução da mortalidade desses pacientes (CARVALHO; TOUFEN; FRANCA, 2007). A ventilação mecânica é um tratamento para ajudar e auxiliar uma pessoa a respirar quando ela tem dificuldade ou não consegue respirar por conta própria (AMATO et al., 2007). O ventilador mecânico com pressão positiva impõe um fluxo de ar controlado para os pulmões do paciente para ajudá-lo a respirar. Este ventilador altera a direção desse fluxo em ciclos predefinidos regulares, permitindo que os pulmões recebam oxigênio e eliminem dióxido de carbono.

A ventilação mecânica pode contribuir como agravante da lesão pulmonar, e ocasionar uma inflamação extrapulmonar e diversos tipos de barotraumas pulmonares (CARVALHO; TOUFEN; FRANCA, 2007). Geralmente, essas estratégias de ventilação mecânica protetoras associam baixo volume corrente ( $V_t$ ), pressão de platô menor que  $30\text{cmH}_2\text{O}$  e níveis adequados de PEEP (pressão expiratória final positiva) para auxiliar na redução do estresse mecânico pulmonar. Acredita-se que esta configuração minimiza o risco de lesão pulmonar induzida pela ventilação mecânica (LPIV) (CHIUMELLO et al., 2016).

O equipamento de tomografia por impedância elétrica (TIE) tem como sua finalidade a análise, prevenção e proteção do monitoramento desta ventilação induzida em tempo real e à beira leito (LU; ROUBY, 2000). A TIE pode ser definida como o melhor método não-invasivo, não-ionizante, portátil e de baixo custo, para a medição da mecânica pulmonar de forma regional, possibilitando a identificação de heterogeneidades de ventilação, como por exemplo, o colapso alveolar e hiperdistensão, além de assincronias ventilatórias. Seu princípio básico de funcionamento (ver Figura 1) baseia-se na injeção de correntes senoidais de aproximadamente  $5\text{mA}$  de amplitude, aplicadas em uma faixa com 32 eletrodos dispostos ao redor do tórax sobre a pele igualmente espaçados e instalados imediatamente abaixo do 3° espaço intercostal, permitindo a medição das tensões resultantes e, por meio de algoritmos de reconstrução, geram mapas de impedância de tórax com alta resolução temporal (FRERICHS; HAHN; HELLIGE, 1999).

Através da TIE, a titulação da PEEP baseia-se no conceito de que, para realizarmos a demonstração dos efeitos protetores do uso de níveis mais elevados de PEEP em pacientes com SDRA, devemos aplicar uma manobra de recrutamento alveolar (MRA) eficaz para a reversão do pulmão colapsado. Após aplicada a MRA, realiza-se uma manobra de titulação decrescente da PEEP, com o objetivo de selecionar a menor pressão que determine pequena

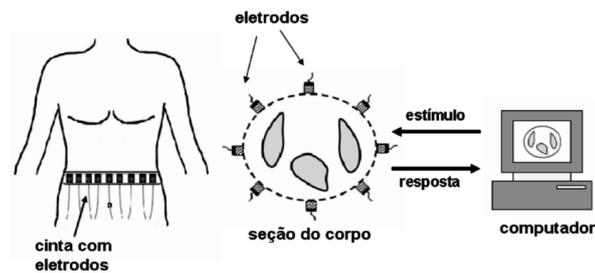


Figura 1 – Esquema de um exame de Tomografia de Impedância Elétrica (MENIN; ROLNIK, 2010).

quantidade de colapso pulmonar, e também, um grau aceitável de hiperdistensão (BORGES et al., 2006).

A análise das imagens obtidas através da tomografia computadorizada (TC) permitem a observação da distribuição regional da ventilação pulmonar e como a mudança da PEEP é absorvida em diferentes regiões do tórax. Entretanto, a tomografia computadorizada, por seu alto custo e alta quantidade de radiação submetida ao paciente, além da necessidade de deslocamento do paciente, requerer mobilização da equipe médica e o equipamento requerer uma estrutura específica, pode não ser a melhor tecnologia para o monitoramento desta ventilação em todos os casos. Contudo, no quesito de avaliação da aeração pulmonar a TC se torna a forma mais confiável, uma vez que o equipamento é bem distribuído e temos fácil acesso às suas imagens. A comparação dessas duas tecnologias, nos permite avaliar e coletar maiores informações acerca da distribuição da ventilação e a detecção de colapsos alveolares, com o intuito de otimizar estratégias para a quantificação da não-homogeneidade pulmonar (BLANKMAN et al., 2014).

## 2 Objetivos

### 2.1 Objetivos gerais

O objetivo deste projeto é comparar as estimativas de colapso alveolar para diferentes valores da PEEP, obtidas através de duas técnicas de obtenção de imagem: a tomografia computadorizada por raio-X e a tomografia por impedância elétrica. Essas estimativas serão realizadas com e sem o uso de um atlas anatômico.

### 2.2 Objetivos específicos

Os objetivos específicos deste projeto de pesquisa são:

- Revisão bibliográfica;
- Obtenção do percentual de colapso pulmonar a partir de imagens de tomografia computadorizada;
- Obtenção do percentual de colapso pulmonar, à partir de imagens de tomografia por impedância elétrica;
- Comparação das estimativas de colapso alveolar das duas técnicas de imagem.

## 3 Metodologia

### 3.1 Obtenção do percentual de colapso nas imagens de TC

A obtenção do percentual de colapso nas imagens de TC seguiu as seguintes etapas:

- Segmentação das regiões pulmonares colapsadas;
- Estimativa do total de massa ou volume pulmonar colapsados;
- Cálculo dos percentuais de colapso em diferentes pressões.

Dá-se o nome de segmentação a obtenção da geometria de um órgão ou estrutura de interesse a partir de exames médicos de imagem. Para o estudo do órgão em questão, o pulmão, os exames empregados serão os de tomografia computadorizada, que oferecem boa definição e resolução espacial para este tipo de operação. A tomografia computadorizada permite distinguir diferenças de densidade da ordem 0,5% entre tecidos. A geometria é extraída definindo limiares de contraste ou tom de cinza nas imagens, admitindo que estes limiares delimitam a estrutura de interesse. Caso a região pulmonar aerada seja a única de interesse, a técnica de segmentação por liminares se mostra bastante adequada, uma vez que essa região possui valores Hounsfield nas imagens de TC bastante característicos e distintos dos tecidos ao redor dos pulmões. Ao final, um modelo computacional sólido da estrutura é obtido. Os dados disponíveis já incluíam a segmentação dos pulmões nas imagens de TC.

Foram consideradas duas estimativas distintas para obtenção do percentual de colapso nas imagens de TC: baseada em volume de tecido colapsado e baseada em massa de tecido colapsado.

Para o cálculo do volume da região com colapso foi realizada a soma do número de pixels de cada máscara e posteriormente multiplicado pelo volume do voxel da imagem. Desta forma, com os valores de volume da parte colapsada e aerada do pulmão é possível obter o volume total do pulmão e calcular o percentual de volume pulmonar colapsado.

A estimativa do total de massa pulmonar colapsada pode ser feita nas imagens de TC a partir da relação linear entre o valor dos *voxels* nessas imagens (em unidades *HU*) e a densidade do tecido naquela região. Assim, comparando a massa pulmonar colapsada e o volume de ar nos pulmões em diferentes PEEPs é possível obter os percentuais de colapso em cada instante.

## 3.2 Obtenção do percentual de colapso das imagens de TIE

A obtenção do percentual de colapso das imagens de TIE seguiu as seguintes etapas:

- Obtenção das imagens de TIE de manobras de titulação da PEEP com diferentes regularizações;
- Cálculo da complacência pulmonar pela TIE para cada valor de PEEP;
- Cálculo do percentual do colapso em cada valor de PEEP.

Os dados de TIE (imagens e respectivos valores de ventilação pulmonar, como pressão, fluxo e volume) já estavam disponíveis de outros experimentos, e são descritos na seção II.D. Com base nesses dados, foi possível obter a complacência pulmonar em cada valor de PEEP através da equação 3.1, onde  $C_{pixel}$  é a complacência de um pixel da imagem de TIE,  $\Delta Z$  é a variação de impedância daquele pixel ao longo do ciclo ventilatório, e  $P_{plat}$  é a pressão de Plateau daquele ciclo.

$$C_{pixel} = \frac{\Delta Z}{P_{plat} - PEEP} \quad (3.1)$$

Comparando os valores de complacência pulmonar em diferentes PEEPs, foi possível quantificar o colapso pulmonar nessas pressões, uma vez que a perda de complacência observada pela diminuição da pressão alveolar é causada pelo colapso de unidades alveolares, como mostra a equação 3.2, onde  $Col_{pixel}$  é o colapso apresentado pelo pixel e  $C_{melhor_{pixel}}$  é a melhor complacência observada naquele pixel ao longo da manobra de titulação da PEEP.

$$Col_{pixel}(\%) = \frac{(C_{melhor_{pixel}} - C_{pixel}) \times 100}{C_{melhor_{pixel}}} \quad (3.2)$$

## 3.3 Comparação das estimativas de colapso alveolar

A comparação entre os percentuais de colapso acumulado em TC e em TIE com e sem atlas anatômico para diferentes pesos de regularização do atlas foi realizada através da construção de gráficos de Bland-Altman.

Segundo Hirakata e CAMEY, quando se quer avaliar dois métodos que devem medir a mesma quantidade, a correlação não é uma boa ferramenta, pois não leva em consideração fatores clínicos e estatisticamente não permite avaliar a variabilidade das diferenças entre os métodos e a própria diferença ao mesmo tempo (HIRAKATA; CAMEY, 2009). Os autores também citam que é possível que se tenha correlação igual a um entre os dados mesmo que não haja concordância entre eles.

O método de Bland-Altman foi criado para uso clínico comparando graficamente uma nova técnica de medir uma quantidade com outra técnica já bem estabelecida que servirá de referência para avaliação do novo método (BLAND; ALTMAN, 1986). O método consiste em um gráfico de dispersão entre a diferença entre duas variáveis e a média das duas, e permite visualizar o quanto as diferenças se afastam do valor zero, o erro (dispersão dos pontos das diferenças ao redor da média) e tendências (HIRAKATA; CAMEY, 2009).

No eixo x do gráfico se encontram as médias entre as duas variáveis; no caso deste estudo onde avalia-se o percentual de colapso alveolar calculado tanto para a tomografia computadorizada quanto para a TIE, são calculadas as médias entre esses percentuais para cada valor de PEEP titulado. No eixo y são indicadas as diferenças entre os dois percentuais.

O gráfico fornece ainda os limites de concordância (*LoA*, do inglês, *Limits of Agreement*), demonstrado na equação 3.3, que são obtidos pela média das diferenças  $\bar{d}$  e pelo desvio padrão das diferenças  $s_d$ .

$$LoA = \bar{d} \pm s_d \quad (3.3)$$

### 3.4 Dados disponíveis

O estudo ocorreu com uma população de 4 suínos da raça Landrace induzidos a um modelo de Síndrome do Desconforto Respiratório Agudo (SDRA), pesando entre 33 a 64 kg e submetidos ao exame de TC e TIE concomitantemente. Os dados de TIE foram coletados com um tomógrafo por impedância elétrica Enlight®, da empresa Timpel S.A., a uma taxa de 50 *frames* por segundo.

A figura 2 apresenta um exemplo de curva de pressão durante a manobra de titulação da PEEP. Na figura é possível observar as pausas entre os ciclos ventilatórios, durante as quais recolheu-se as imagens de inspiração e expiração da TC para cada PEEP. Os cursores vermelhos indicam os instantes da titulação onde ocorreu a mudança de PEEP.

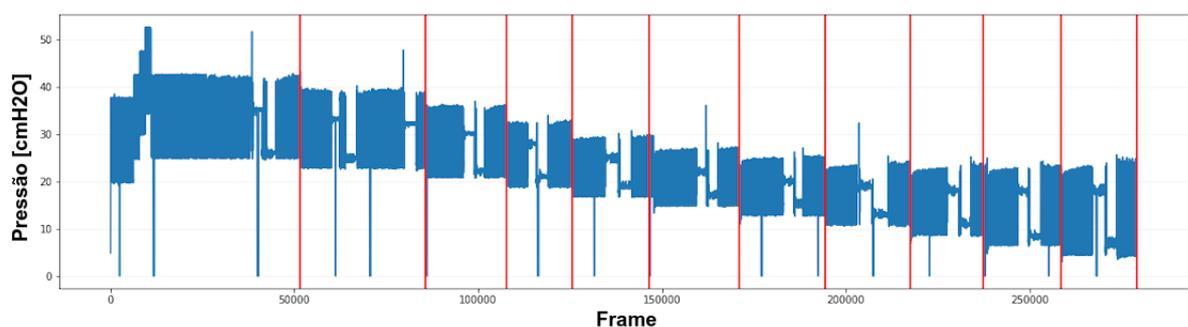


Figura 2 – Exemplo de curva de pressão durante a manobra de titulação da PEEP

Observa-se que as PEEPs variam em  $2\text{cmH}_2\text{O}$ . Para a análise de cada degrau da titulação foram considerados 6 ciclos de expiração e inspiração, obtidos ao final de cada degrau, representado pelas linhas vermelhas na figura 2. Nesses instantes, é obtida a média da pressão de Plateau, no final da inspiração, e a média das PEEPs no final da expiração. Esses valores foram utilizados para o cálculo da complacência que compõem as imagens relativas de TIE.

Os dados necessários para este projeto, tanto de TC quanto de TIE, foram previamente obtidos em outros experimentos de estudos ainda não publicados. Sua obtenção foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (CEP-FMUSP), nº 1262/2019.

### 3.5 Regularização das imagens de TIE com atlas anatômico

Na TIE, são aplicadas correntes de baixa amplitude em uma cinta coberta de eletrodos na superfície ao redor do corpo e são medidas as tensões resultantes. A partir dessas medições é calculada uma aproximação da distribuição de resistividade dentro do corpo (KAPIO *et al.*, 1998).

Após essa coleta de dados é necessário realizar a solução do problema inverso. De acordo com Camargo, uma forma que pode colaborar na regularização é a obtenção de um atlas anatômico de resistividade (CAMARGO, 2013). Primeiramente são recolhidas diversas imagens de tomografia computadorizada da região do tórax e posteriormente deve-se transformá-las em imagens de resistividade a partir de técnicas de segmentação e substituição dos valores de resistividade de cada tecido segmentado. Com essas imagens de resistividades geradas é possível calcular a imagem média e a matriz de covariância para o algoritmo de reconstrução de imagens da TIE.

O peso da regularização do atlas é um parâmetro que controla a influência das estatísticas do atlas na estimativa da imagem de TIE, que é obtida a partir das medidas de tensões nos eletrodos.

Quando são obtidas imagens sem atlas anatômico, utiliza-se uma modelagem 2.5D, portanto, não existe diferença na reconstrução da imagem em relação a variação crânio-caudal. Entretanto, com o uso do atlas anatômico, há diferenças para com as imagens reconstruídas na direção cranial (camada 1), na altura da cinta de eletrodos (camada 2) e na direção caudal do corpo (camada 3). Após a integração do atlas no algoritmo de reconstrução de imagem da TIE, é realizada a comparação entre os diferentes pesos da regularização do atlas em imagens de impedância com diferentes alturas.

## 4 Resultados e Discussão

Foram obtidos gráficos de Bland-Altman comparando os percentuais colapso estimados pela TC, tanto por massa ( $C_M$ ) quanto por volume ( $C_V$ ), com os percentuais de colapso estimados pela TIE para cada peso de regularização do atlas anatômico.

Para ser possível avaliar qual o efeito do peso do atlas anatômico na estimativa de colapso foram comparadas as faixas dos limites de concordância por  $C_M$  e  $C_V$  apenas para as imagens na camada 2, como mostra a figura 3.

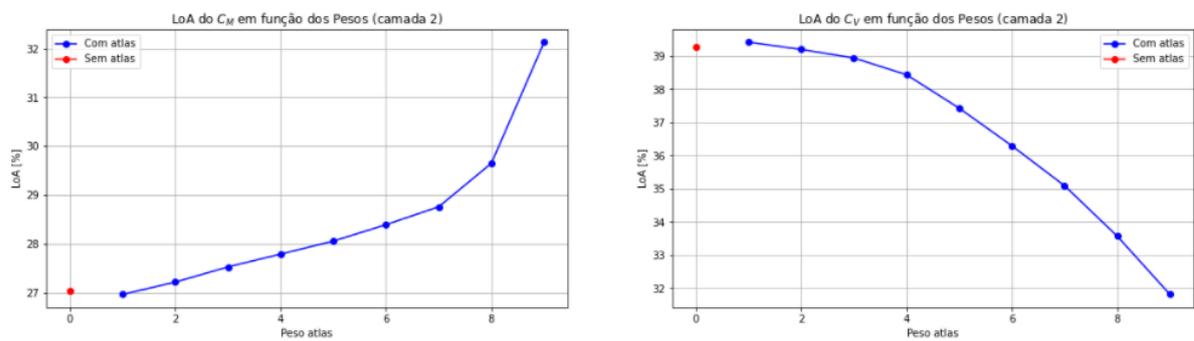


Figura 3 – Comparação entre diferentes os pesos da regularização do atlas em imagens de impedância na altura da cinta de eletrodos (camada 2)

Perante a informação de que o peso de número zero refere-se a não utilização do atlas anatômico, analisando o comportamento da curva em  $C_M$  observa-se que conforme os pesos aumentam há uma piora na concordância entre as técnicas, diferentemente da curva em  $C_V$  em que ocorre uma melhora com um maior peso da regularização.

Para se entender melhor o efeito da variação de altura da imagem, foi construído outro gráfico, apresentado na figura 4, comparando os valores das faixas de LoA com a junção das 3 camadas de altura.

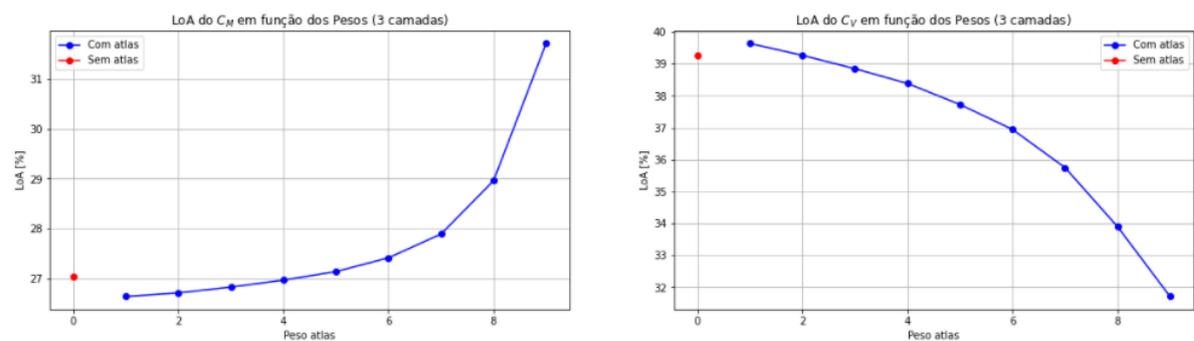


Figura 4 – Comparação entre diferentes os pesos da regularização do atlas em imagens de impedância nas 3 camadas

É perceptível que há uma pequena melhora com a utilização do atlas com as 3 camadas em comparação ao atlas somente na camada 2, e de forma semelhante ao comportamento da curva anterior. Essa melhora ocorre em pesos menores para valores de  $C_M$  e para  $C_V$  com pesos maiores.

## 5 Conclusões

Diante dos resultados obtidos, nota-se que a aplicação do atlas anatômico e a utilização das 3 camadas para a obtenção das imagens de complacência de TIE proporciona uma pequena melhora no intervalo de confiança entre as técnicas, evidenciando uma melhora no desempenho da ferramenta clínica.

# Referências

- AMATO, M. B. P. et al. Ventilação mecânica na lesão pulmonar aguda (lpa)/síndrome do desconforto respiratório agudo (sdra). *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, 07 2007. Citado na página 4.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The lancet*, Elsevier, v. 327, n. 8476, p. 307–310, 1986. Citado na página 9.
- BLANKMAN, P. et al. Detection of ‘best’ positive end-expiratory pressure derived from electrical impedance tomography parameters during a decremental positive end-expiratory pressure trial. *Critical care*, Springer, v. 18, n. 3, p. 1–10, 2014. Citado na página 5.
- BORGES, J. et al. Reversibility of lung collapse and hypoxemia in early acute respiratory distress syndrome. *Crit Care*, 2006. Citado na página 5.
- CAMARGO, E. D. L. B. d. *Desenvolvimento de algoritmo de imagens absolutas de tomografia por impedância elétrica para uso clínico*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2013. Citado na página 10.
- CARVALHO, C.; TOUFEN, C.; FRANCA, S. Ventilação mecânica: princípios, análise gráfica e modalidades ventilatórias. *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, p. 54–70, 07 2007. Citado na página 4.
- CHIUMELLO, D. et al. Airway driving pressure and lung stress in ards patients. *Crit Care*, 08 2016. Citado na página 4.
- FRERICHS, I.; HAHN, G.; HELLIGE, G. Thoracic electrical impedance tomographic measurements during volume controlled ventilation-effects of tidal volume and positive end-expiratory pressure. *IEEE Transactions on medical imaging*, 1999. Citado na página 4.
- HIRAKATA, V. N.; CAMEY, S. A. Análise de concordância entre métodos de bland-altman. *Clinical & Biomedical Research*, v. 29, n. 3, 2009. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 9.
- KAIPIO, J. et al. Construction of anatomy-based priors with anisotropic characteristics with application to electrical impedance tomography. In: IEEE. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No. 98CH36286)*. [S.l.], 1998. v. 2, p. 1032–1035. Citado na página 10.
- LU, Q.; ROUBY, J.-J. Measurement of pressure-volume curves in patients on mechanical. *Crit Care*, 03 2000. Citado na página 4.
- MENIN, O.; ROLNIK, V. Tomografia de impedância elétrica: uma nova técnica de imageamento em medicina. 08 2010. Citado na página 5.