

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Estimação da força muscular respiratória de pacientes sujeitos à
ventilação mecânica artificial**

Guilherme Junji Miyasawa

SÃO PAULO

2017

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**Estimação da força muscular respiratória de pacientes sujeitos à
ventilação mecânica artificial**

Relatório apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo para a obtenção do
título de Engenheiro Mecânico

Guilherme Junji Miyasawa

Orientador: Prof. Dr. Raul
Gonzalez Lima

Área de Concentração:
Engenharia Biomecânica

SÃO PAULO

2017

Catálogo-na-publicação

Miyasawa, Guilherme Junji

Estimação da força muscular respiratória de pacientes sujeitos à ventilação mecânica artificial / G. J. Miyasawa -- São Paulo, 2017.

67 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1. Engenharia Biomecânica I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II. t.

Dedico este trabalho aos meus pais.

AGRADECIMENTOS

À minha família, que sempre me apoiou e incentivou nos momentos mais difíceis.

Ao Eng. Marlon Dyo Fukuda Koga, que durante a execução desta pesquisa, me ajudou e orientou.

Aos professores Dr. Raul Gonzalez Lima e Dr. Marcelo Britto Passos Amato pela incrível orientação, sem a qual esse trabalho não se concretizaria.

Aos professores Dr. Jayme Pinto Ortiz e Dr. Paolo Alfredini, com os quais, durante toda a minha graduação, muito aprendi, e a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a finalização deste projeto.

Es ist nichts schrecklicher als
eine tätige Unwissenheit.
(Johann Wolfgang von Goethe)

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo estimar a força muscular respiratória de pacientes sujeitos à ventilação mecânica artificial. Para tal, foi utilizada uma modelagem uni-cavitacional, a partir da qual se obtém uma relação entre parâmetros do sistema respiratório, vazão, volume, pressão e forças musculares. O problema é resolvido analisando-se separadamente a inspiração e a expiração.

Primeiramente, ajustam-se curvas exponenciais às curvas de vazão, pressão e volume na região expiratória, de forma a se obter uma relação entre a elastância e a resistência pulmonar. Em seguida, calcula-se para cada ponto da região inspiratória uma pseudo-elastância e uma pseudo-resistência. Tais pseudo-propriedades são calculadas considerando que a força muscular se manifesta como uma mudança da propriedade pulmonar. Considerando ainda que não há esforço expiratório na inspiração e que em determinado ponto da inspiração há uma região de esforço muscular nulo, a elastância e a resistência serão iguais ao valor máximo de pseudo-elastância e pseudo-resistência, respectivamente.

Os resultados mostraram que a metodologia proposta, embora tenha um índice de acerto em complacência de 93,5%, considerando desvios menores que 15%, ainda acerta apenas em 65,5% do tempo, considerando desvios menores que 5%, o que mostra a necessidade de refinamento, no que concerne a na análise e tratamento dos dados.

Palavras-chave: Ventilação mecânica artificial. Força muscular respiratória. Pseudo-elastância. Pseudo-complacência.

ABSTRACT

This work aims to estimate the respiratory muscle force of patients submitted to mechanical ventilation. To do so, a single-compartment model of the lung is used, from which a relation between respiratory system parameters, flow, volume, pressure and instantaneous muscle efforts is obtained.

Firstly, exponential curves are fitted to the expiratory region of the flow, volume and pressure curves. From this step, a relation between the elastance and the resistance can be obtained. Then, for each point belonging to the inspiratory region, a pseudo-elastance and a pseudo-resistance are calculated. These pseudo-properties are calculated considering that the respiratory effort manifests itself as a change in the pulmonary properties. Considering that there is no expiratory effort during the inspiration and that there is at least a small region with no effort, the elastance and the resistance are equal to the maximum of the pseudo-elastance and pseudo-resistance, respectively.

The results showed that the methodology, despite the 93,5% success rate on the compliance estimation for deviations lower 15%, still estimates correctly only on 65,5% of the time, considering deviations lower than 5%, which points out the need of refinements on the analysis and treatment of the data.

Keywords: Mechanical Ventilation. Respiratory muscle force. Pseudo-elastance. Pseudo-resistance.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação simplificada do sistema respiratório. Adaptado de (BBC, [s.d.]).	4
Figura 2 - Representação esquemática dos processos inspiratórios e expiratórios. Adaptado de (WEST, 2012).	5
Figura 3 - <i>Breath stacking</i> . Adaptado de (BEITLER, 2016).	9
Figura 4 - Pulmão mecânico (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).	10
Figura 5 – Representação esquemática do funcionamento do ASL 5000. Adaptado de (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).	11
Figura 6 - Modelo utilizado para o cálculo da força muscular e das propriedades pulmonares (KOGA, 2016).	12
Figura 7 - Resistência das vias aéreas em função da ramificação. Adaptado de (OSBORNE, [s.d.]).	14
Figura 8 - Metodologia usada na detecção do início da inspiração. Adaptado de (BLANCH et al., 2015).	16
Figura 9 - Decaimento exponencial da pressão, vazão e volume na expiração na ausência de esforço muscular. Adaptado de (RITTNER, DÖRING, [s.d.]).	18
Figura 10 - Figura ilustrativa do transiente tipo 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	19
Figura 11 - Figura ilustrativa dos transientes tipo 1 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	20
Figura 12 - Figura ilustrativa dos transientes tipo 2 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	20
Figura 13 - Figura ilustrativa do transiente tipo 3. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	21
Figura 14 - Figura ilustrativa do transiente tipo 4. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	21
Figura 15 – Figura ilustrativa dos transientes tipo 5 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).	22

Figura 16 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).	23
Figura 17 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).	23
Figura 18 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).	24
Figura 19 - Influência do <i>glitch</i> no resíduo.	27
Figura 20 - Método para reduzir a influência do <i>glitch</i>	27
Figura 21 - Convergência dos parâmetros pulmonares para os valores reais ($C = 40 \text{ L/cm H}_2\text{O}$ e $R = 8 \text{ cm H}_2\text{O.s/L}$).	29
Figura 22 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	30
Figura 23 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	31
Figura 24 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	31
Figura 25 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	32
Figura 26 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido e <i>breath stacking</i> . Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	32
Figura 27 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as	

propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	33
Figura 28 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	33
Figura 29 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	34
Figura 30 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	34
Figura 31 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	35
Figura 32 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	35
Figura 33 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de <i>breath stacking</i> . Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	36
Figura 34 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de <i>breath stacking</i> . Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	36
Figura 35 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida.	

Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	37
Figura 36 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	37
Figura 37 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de <i>breath stacking</i> . Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.....	38
Figura 38 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de <i>breath stacking</i> . Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.....	38
Figura 39 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 50 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 10 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.	39
Figura 40 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	40
Figura 41 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$	40
Figura 42 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	42
Figura 43 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	42
Figura 44 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	43

Figura 45 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	43
Figura 46 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	44
Figura 47 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.	44

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Modos ventilatórios (WILKINS et al., [s.d.]).	6
Tabela 2 – Especificações do ASL 5000. Adaptado de (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).	11
Tabela 3 - Dimensões das vias aéreas em função da ramificação. Adaptado de (OSBORNE, [s.d.]).	13
Tabela 4 - Critério BREATHE para a detecção de <i>breath stacking</i> . Adaptado de (BEITLER, 2016).	17
Tabela 5 - Porcentagem de acerto do algoritmo.	41

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BSD	<i>Breath stacking</i>
CMV	Ventilação Mandatória Contínua
CSV	Ventilação Mandatória Intermitente
DC	Duplo Controle
IMV	Ventilação Espontânea Contínua
IRpA	Insuficiência Respiratória Aguda
LPA	Lesão Pulmonar Aguda
PAV	Pneumonia associada a ventilação mecânica
PBW	Peso Corporal Predito (<i>Predicted Body Weight</i>)
PC	Controle por Pressão
PEEPi	Pressão Positiva Expiratória Final intrínseca
PSV	Pressão de Suporte Ventilatório
SDRA	Síndrome da Deficiência Respiratória Aguda
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
VC	Controle por Volume

LISTA DE SÍMBOLOS

C	Complacência
E_{CT}	Elastância da parede torácica
E_P	Elastância pulmonar
E_{Pseudo}	Pseudo-elastância
L	Reta passando pela origem
P	Pressão na entrada das vias respiratórias
P_{atm}	Pressão atmosférica
$P_{pleural}$	Pressão pleural
P_{vent}	Pressão exercida pelo ventilador mecânico
R	Resistência ao escoamento do ar nas vias aéreas
R_{pseudo}	Pseudo-resistência
\dot{V}	Vazão
V	Volume pulmonar
V_T	Volume corrente

SUMÁRIO

1	Introdução.....	1
2	Objetivos.....	3
3	Revisão bibliográfica.....	4
3.1	Fisiologia respiratória.....	4
3.1.1	Mecânica respiratória.....	4
3.2	Ventilação Mecânica.....	5
3.2.1	Modos ventilatórios	6
3.2.2	Assincronias respiratórias	7
4	Materiais e métodos	10
4.1	Materiais	10
4.2	Métodos	11
4.2.1	Modelagem	11
4.2.2	Análise de sinais – retirada de offset e tendência	14
4.2.3	Estimação da força muscular	15
5	Resultados.....	30
5.1	Estimação de parâmetros pulmonares e esforço muscular	30
5.1.1	Acertos	30
5.1.2	Limitações	39
5.2	Estatística de acerto do algoritmo.....	41
6	Análises e conclusões	45
7	Referências bibliográficas.....	47

1 Introdução

A ventilação mecânica é, segundo Slutsky (1993), uma das formas mais comuns de terapia médica administradas em Unidades de Terapia Intensiva (UTI). Um estudo realizado por (ESTEBAN et al., 2002) com 15.757 pacientes admitidos em UTIs de 20 países mostrou que 5.183 destes (33%) necessitaram o uso de ventilação mecânica. O seu uso é “imperativo em diversas formas de Insuficiência Respiratória Aguda (IRpA)” (SLUTSKY; BROCHARD, 2005), que incluem desde casos de Lesão Pulmonar Aguda (LPA) até casos de asma e pneumonia. Porém, a utilização da ventilação mecânica, embora muito frequentemente necessária, pode causar diversas complicações. O barotrauma e a pneumonia associada à ventilação mecânica (PAV), por exemplo, são consequências frequentemente associadas a pacientes submetidos ao procedimento em questão.

Estudos (BROCHARD et al., 1994; KOLOBOW et al., 1987; RANIERI et al., 1999; BROCHARD, 2005) indicam que a ocorrência desse e de outros problemas podem estar associados a diversos fatores relacionados aos critérios adotados na implantação, utilização e desmame da ventilação mecânica, assim como tempo de intubação, método usado no controle da ventilação, dentre outros. Infelizmente, alguns dos critérios atualmente utilizados na tomada de decisão relativa à ventilação mecânica são “baseados em parâmetros fisiológicos, como concentração de determinados gases na circulação sanguínea e curvas pressão-volume, que refletem de maneira pobre as complexidades das condições pulmonares” (TIMPEL, [s.d.]). Pode-se citar, por exemplo, casos de pacientes com Síndrome da Deficiência Respiratória Aguda (SDRA), nos quais as estratégias de ventilação mecânica consideravam apenas parâmetros como volume corrente, pressão positiva expiratória final (PEEP) e pressão de *plateau*. Entretanto, (AMATO et al., 2015) mostrou nesses casos que a *driving pressure*¹ é, na realidade, a variável que melhor correlaciona com a mortalidade. Embora a variável de interesse seja a *driving pressure*, no que

¹ $Driving\ Pressure = \frac{Volume\ Corrente}{Complacência}$

concerne risco de lesão pulmonar, a força muscular é relevante, pois dela podem decorrer problemas relacionados à fraqueza dos músculos respiratórios (ALVES; SIMÕES; CALDEIRA, 2006; SCHELLEKENS et al., 2016). Atualmente, porém, não existe uma metodologia não invasiva para a avaliação de tal variável. Para a obtenção da força muscular é necessária a realização de procedimentos invasivos, em geral por balão esofágico ou por eletromiografia.

Nesse sentido, este estudo visa a desenvolver uma metodologia para estimação dos parâmetros pulmonares (complacência² e resistência) e da força muscular respiratória de pacientes sujeitos à ventilação mecânica artificial, que pode se tornar um instrumento importante para o desenvolvimento de novos critérios e metodologias que auxiliem o médico na decisão da implantação, manejo e desmame da ventilação forçada em pacientes em leitos de UTI.

² A complacência é usada no cálculo da *driving pressure*.

2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo a estimação dos parâmetros pulmonares (complacência e resistência) e da força muscular respiratória de pacientes sujeitos à ventilação mecânica artificial.

3 Revisão bibliográfica

3.1 Fisiologia respiratória

O pulmão é o órgão responsável pela troca gasosa entre o sistema circulatório e o meio ambiente, permitindo a entrada de oxigênio e saída de gás carbônico do sangue. Além disso, ele “metaboliza alguns componentes, filtra materiais exógenos à circulação e atua como reservatório de sangue” (WEST, 2012).

Os canais respiratórios consistem de um conjunto de ramificações tubulares que transportam o ar da cavidade nasal até os alvéolos. O ar entra pela cavidade nasal, passa pela traqueia, brônquios e bronquíolos até atingir a região alveolar (Figura 1), efetivamente responsável pelas trocas gasosas.

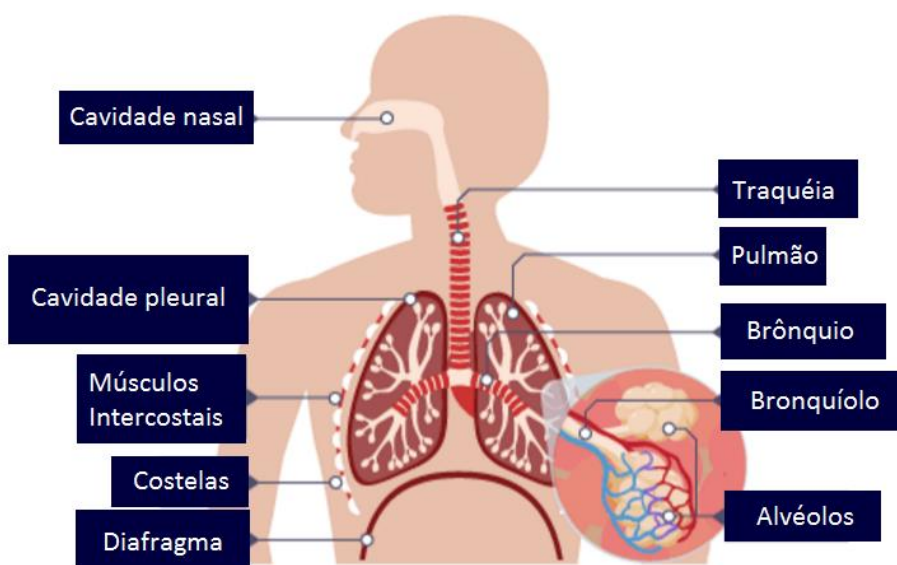


Figura 1 - Representação simplificada do sistema respiratório. Adaptado de (BBC, [s.d.]).

3.1.1 Mecânica respiratória

De acordo com West (2012), o músculo mais importante na inspiração é o diafragma, que quando contrai, força o aumento volumétrico da cavidade peitoral e induz a entrada de ar nos pulmões. A expiração ocorre

passivamente durante a respiração quieta. Devido à elasticidade dos pulmões e das paredes pulmonares, o pulmão tende a retornar à posição de equilíbrio após a inspiração. A expiração, porém, nem sempre é passiva e pode se tornar ativa, por exemplo, durante a prática de exercícios físicos e da hiperventilação. A Figura 2 mostra uma representação esquemática dos processos inspiratórios e expiratórios durante a respiração quieta.

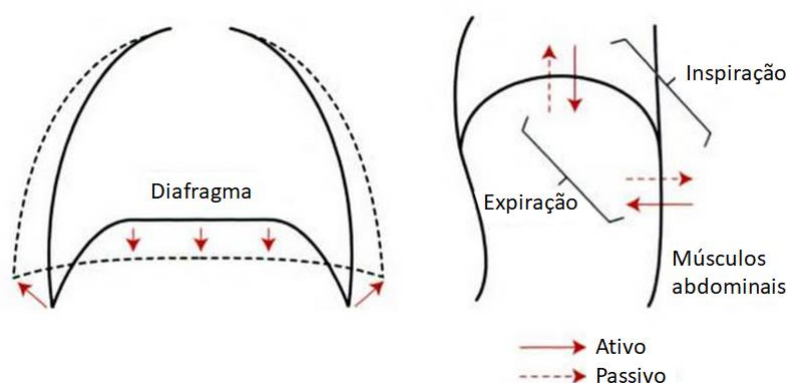


Figura 2 - Representação esquemática dos processos inspiratórios e expiratórios. Adaptado de (WEST, 2012).

3.2 Ventilação Mecânica

Segundo Wilkins et al. (2017), “a ventilação mecânica visa a assegurar que o paciente receba o volume mínimo de gases adequados para satisfazer suas necessidades respiratórias sem lesionar os pulmões, prejudicar a circulação ou aumentar o seu desconforto”. Para atingir tal objetivo, os ventiladores dispõem de diversos tipos de controle, denominados modos ventilatórios, que determinam como e quando os ciclos respiratórios mecânicos são ofertados ao paciente (HOLANDA, [s.d.]). Porém, a interação ventilador-paciente não é perfeita e muitas vezes podem ocorrer assincronias que provocam “desconforto e dispneia, aumentam a necessidade de agentes sedativos e curarizantes, prolonga a necessidade de ventilação mecânica e o tempo de estadia na UTI, aumenta a probabilidade de danos nos músculos respiratórios e a necessidade de traqueostomia” (BLANCH et al., 2015).

3.2.1 Modos ventilatórios

Para determinar o modo ventilatório, é preciso especificar uma combinação de especificações (WILKINS et al., [s.d.]):

- padrão ventilatório, que consistem na variável primária de controle (volume, vazão e pressão) e fases da ventilação (tempo inspiratório e expiratório);
- tipo de controle, que em geral é do tipo PID;
- estratégia de controle, que incluem variáveis de fase e lógica operacional.

Na prática os modos ventilatórios são divididos, como se mostra na Tabela 1.

Tabela 1 - Modos ventilatórios (WILKINS et al., [s.d.]).

Variável de controle	Sequência da ventilação	Abreviação
Volume (Vazão)	Ventilação Mandatória Contínua	VC-CMV
Volume (Vazão)	Ventilação Mandatória Intermitente	VC-IMV
Volume (Vazão)	Ventilação Espontânea Contínua	VC-CSV
Pressão	Ventilação Mandatória Contínua	PC-CMV
Pressão	Ventilação Mandatória Intermitente	PC-IMV
Pressão	Ventilação Espontânea Contínua	PC-CSV
Duplo	Ventilação Mandatória Contínua	DC-CMV

Duplo	Ventilação Mandatória Intermitente	DC-IMV
Duplo	Ventilação Espontânea Contínua	DC-CSV

3.2.1.1 Ventilação Mandatória Contínua

Segundo Wilkins et al. (s.d.), na CMV, também conhecida como modo assisto/controlado, é aquele no qual é “fornecido suporte ventilatório total pelo equipamento mecânico”, ou seja, as respirações são mandatórias, a menos que o paciente apresente esforços respiratórios. Se isso ocorre, o ventilador envia ao paciente apenas uma ventilação assistida.

3.2.1.2 Ventilação Mandatória Intermitente

Segundo Wilkins et al. (s.d.), o “IMV permite ou exige que o paciente sustente uma parte do trabalho respiratório”. O nível do suporte depende de diversos fatores, tais como o grau de fraqueza muscular e gravidade da doença pulmonar.

3.2.1.3 Ventilação Espontânea Contínua

O CSV abrange os casos em que todas as respirações são iniciadas e terminadas pelo paciente (WILKINS et al., [s.d.]).

3.2.2 Assincronias respiratórias

Segundo Bosma (s.d.), as assincronias respiratórias ocorrem quando o tempo de ciclagem do ventilador não corresponde aos tempos neurais do paciente. As assincronias respiratórias podem ser observadas, segundo Públio e Martins (2010), através da ocorrência de esforços ineficientes,

atrasos no disparo, disparos automáticos, disparos duplos, presença de PEEP intrínseca, ciclagens precoces ou tardias da inspiração. Pode-se considerar como assincronia também o acúmulo de volume causado por exalação incompleta entre ciclos, conhecido como *breath stacking*.

3.2.2.1 Ciclagem precoce

A ciclagem precoce ocorre quando “o tempo inspiratório do ciclo em modo PSV é menor que a metade do tempo inspiratório médio (calculado em 20 ciclos consecutivos)” (BLANCH et al., 2015).

3.2.2.2 Ciclagem tardia

A ciclagem tardia ocorre quando “o tempo inspiratório do ciclo em modo PSV é maior que o dobro do tempo inspiratório médio (calculado em 20 ciclos consecutivos)” (BLANCH et al., 2015).

3.2.2.3 Duplo disparo

Duplo disparo é detectado quando “dois ciclos efetivos consecutivos são separados por um tempo expiratório menor que a metade do tempo inspiratório médio, sendo o primeiro ciclo disparado pelo paciente” (BLANCH et al., 2015).

3.2.2.4 Esforço inefetivo

Define-se esforço inefetivo como “contrações dos músculos responsáveis pela inspiração que falham em disparar o ventilador” (BLANCH et al., 2015). Tal assincronia pode ocorrer tanto na inspiração quanto na expiração.

3.2.2.5 Disparos automáticos

Disparos automáticos (*autotrigger*) são ciclos iniciados pelo ventilador e não por um esforço causado pelo paciente.

3.2.2.6 PEEP intrínseca

PEEP intrínseca (PEEPi) ocorre quando “o tempo expiratório é menor que o tempo necessário para esvaziar o pulmão por completo, fato que impede que a caixa torácica atinja um ponto de equilíbrio” (NICKSON, 2014).

3.2.2.7 *Breath stacking*

O *breath stacking* ocorre, segundo Beitler et al. (2016), quando ciclos inspiratórios consecutivos ocorrem sem exalação completa entre eles, tipicamente devido à ocorrência de um esforço muscular inspiratório precoce durante a fase expiratória do ventilador mecânico. Consequentemente, um volume corrente maior que o pretendido é obtido (Figura 3).

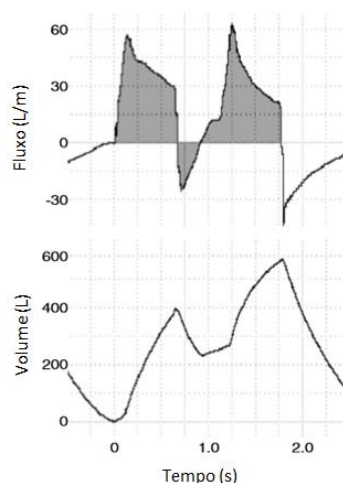


Figura 3 - *Breath stacking*. Adaptado de (BEITLER, 2016).

4 Materiais e métodos

A metodologia utilizada envolve os seguintes procedimentos:

1. pesquisa bibliográfica;
2. modelagem do sistema;
3. tratamento dos dados adquiridos;
4. realização de testes com dados experimentais;
5. realização de adaptações no modelo e tratamento dos sinais.

Naturalmente as etapas 3, 4 e 5 são feitas de forma iterativa, de forma a se encontrar as melhores estimativas de força muscular e parâmetros pulmonares.

4.1 Materiais

Neste trabalho serão analisados sinais adquiridos no pulmão mecânico ASL 5000 (Figura 4), da IngMar Medical, que de acordo com (INGMAR MEDICAL, [s.d.]), permite simular diversos cenários respiratórios reais, que cobrem desde o neonatal a pacientes adultos. Nele, podem-se ajustar valores de resistência, complacência e força muscular, com a acurácia mostrada na Tabela 2. Uma representação esquemática do funcionamento desse equipamento é mostrada na Figura 5.



Figura 4 - Pulmão mecânico (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).

Tabela 2 – Especificações do ASL 5000. Adaptado de (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).

Parâmetro/Medições	Acurácia
Resistência	10%
Complacência	5%
Fluxo	2%

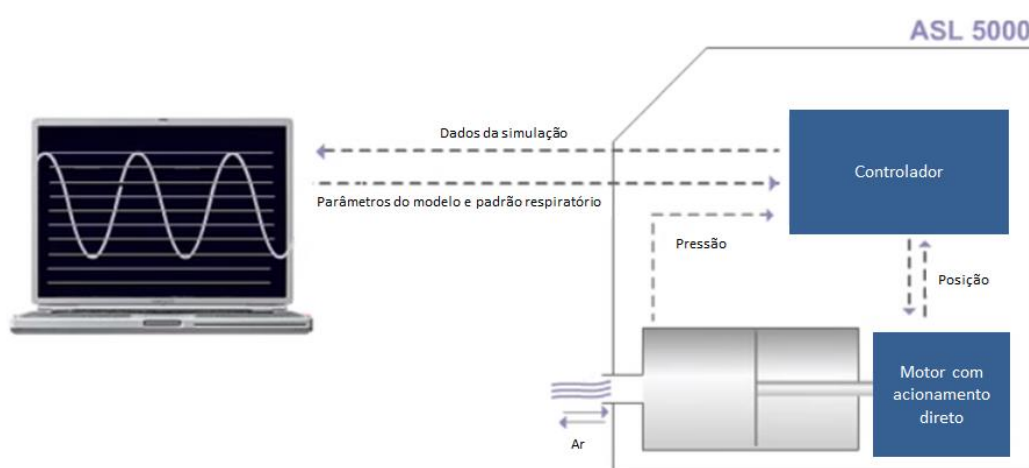


Figura 5 – Representação esquemática do funcionamento do ASL 5000. Adaptado de (INGMAR MEDICAL, [s.d.]).

4.2 Métodos

4.2.1 Modelagem

O modelo utilizado nesse trabalho é mostrado na Figura 6, onde P representa a pressão aplicada na entrada das vias respiratórias e que, no caso da ventilação forçada coincide com a pressão exercida pelo ventilador mecânico (P_{vent}), E_p representa a elastância pulmonar, E_{CT} a elastância da caixa torácica, R a resistência ao escoamento do ar nas vias aéreas, $P_{pleural}$ a pressão pleural, V o volume pulmonar instantâneo, P_{atm} a pressão atmosférica e M (ou P_{mus}) a força muscular.

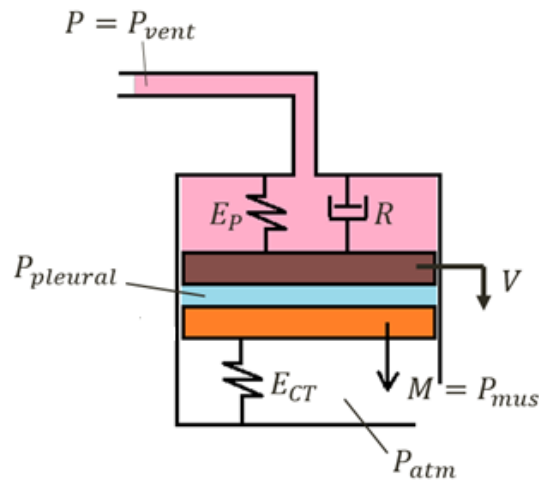
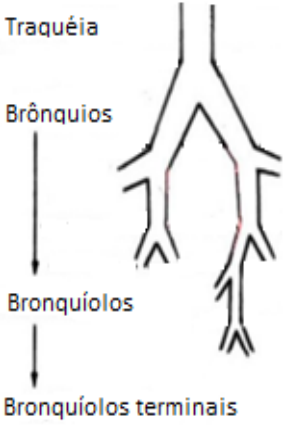
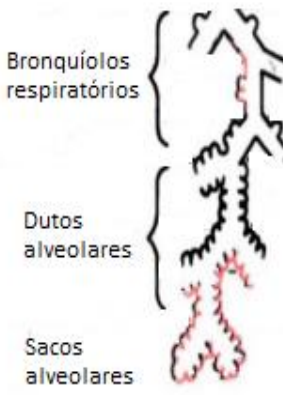


Figura 6 - Modelo utilizado para o cálculo da força muscular e das propriedades pulmonares (KOGA, 2016).

No modelo adotado, considera-se que, dentro dos limites de volume e pressão estudados, tanto o pulmão quanto a caixa torácica seguem a lei de Hooke. Além disso, considera-se que o escoamento predominante seja laminar. Isso pode ser considerado, uma vez que, conforme avança pelo sistema respiratório, o ar desacelera e, já “nos bronquíolos terminais, os números de Reynolds são muito baixos (aproximadamente um)” (WEST, 2012). Além disso, como mostrado em (OSBORNE, [s.d.]), aproximadamente 96% do volume pulmonar está contido na zona respiratória, a seção transversal total das vias aéreas a partir da 16^a ramificação é de aproximadamente 180 cm² (contra apenas 2,5 cm²) de seção transversal da traqueia e o comprimento total das vias aéreas pertencentes à zona respiratória é muito maior que o comprimento total da zona condutora, como mostrado na Tabela 3 e na Figura 7. Dessa forma, a elastância e a resistência se comportam de forma linear.

Tabela 3 - Dimensões das vias aéreas em função da ramificação. Adaptado de (OSBORNE, [s.d.]).

	Geração		Diâmetro (cm)	Comprimento (cm)	Número	Seção transversal total (cm ²)
Zona condutora		0	1,8	12,0	1	2,54
		1	1,22	4,8	2	2,33
		2	0,83	1,9	4	2,13
		3	0,56	0,8	8	2,00
		4	0,45	1,3	16	2,48
			0,35 ↓ 0,05	1,07 ↓ 0,17	32 ↓ 6×10^4	3,11 ↓ 180,0
Zona respiratória		17	↓	↓	↓	↓
		18	↓	↓	↓	↓
		19	0,05	0,10	5×10^5	10^3
		20	↓	↓	↓	↓
		21	↓	↓	↓	↓
		22	↓	↓	↓	↓
		23	0,04	0,05	8×10^6	10^4

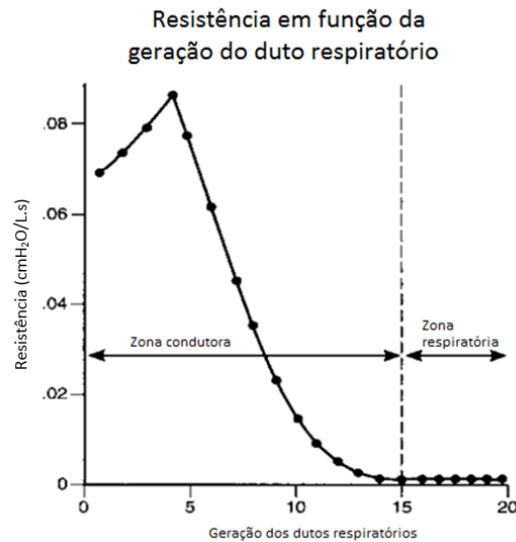


Figura 7 - Resistência das vias aéreas em função da ramificação. Adaptado de (OSBORNE, [s.d.]).

As equações obtidas do modelo, portanto, são descritas pelas eqs. (1) e (2):

$$M(t) + P(t) = R \cdot \dot{V}(t) + E \cdot V(t) \quad (1)$$

$$M(t) + P_{pleural}(t) = E_{CT} \cdot V(t) \quad (2)$$

, onde $E = E_{CT} + E_P$.

4.2.2 Análise de sinais – retirada de offset e tendência

Uma análise primária feita com dados de pressão e vazão medidos em dados obtidos de pulmão mecânico (Figura 4), mostrou que a equação 6 não se revela verdadeira. O modelo, embora satisfatório, é corrompido por ruídos e problemas de medição, tais como *glitch*³ e erros de calibração da vazão. O último foi corrigido com o auxílio da função *msbackadj* do MATLAB, que “estima a linha de base de baixa frequência escondida na alta frequência do ruído e dos picos do sinal” (NGUYEN, 2010). O ajuste da linha

³ *Glitch* é um *overshoot* (de origem não fisiológica) observado no sinal de pressão e de vazão e que ocorre nas transições entre inspiração, expiração e pausa.

de base é feito seguindo os passos que se seguem, como mostra o manual do MATLAB (THE MATHWORKS, INC, 2017):

- o algoritmo estima a linha de base do sinal para várias janelas deslocadas de um determinado número de pontos que podem ser dados como entrada na função;
- realiza uma regressão da linha de base variável com as janelas usando interpolação por spline;
- ajusta o sinal subtraindo a linha de base variável encontrada.

Maiores detalhes com relação ao funcionamento do algoritmo podem ser encontrados em (ANDRADE, MANOLAKOS, 2003).

A utilização da técnica supracitada foi necessária para a realização de testes em pulmão mecânico, uma vez que ele não fornece a curva de volume. Porém, em uma aplicação médica, ela não seria necessária, uma vez que existem técnicas confiáveis de estimativa de volume corrente utilizando, por exemplo, tomografia por impedância elétrica, tal como mostrado em (BIKKER et al., 2009) e (BALLEZA-ORDAZ et al., 2015).

4.2.3 Estimação da força muscular

A estimação da força muscular segue a lógica mostrada abaixo:

- identificação de início e fim de ciclo respiratório (pontos de *trigger*);
- detecção de *breath stacking*;
- detecção de *glitch* e de pontos ausentes de força muscular na expiração;
- aproximação das curvas de vazão e pressão nas regiões expiratórias por meio de exponenciais, obtendo, uma relação entre elastância e resistência;
- definição dos parâmetros pulmonares pela utilização do método de pseudo-propriedades, explicado na seção 4.2.3.4;

- melhoria das estimativas de propriedades pulmonares, tal como explicado na seção 4.2.3.5 e 4.2.3.6.

4.2.3.1 *Trigger*

A identificação do início do ciclo é feita segundo o método proposto por (BLANCH et al., 2015). O software busca por pontos cujo fluxo ultrapassa um determinado limiar. Determinado tais pontos, busca-se retroativamente aquele no qual a derivada de fluxo começa a mudar, tal como mostrado na Figura 8.

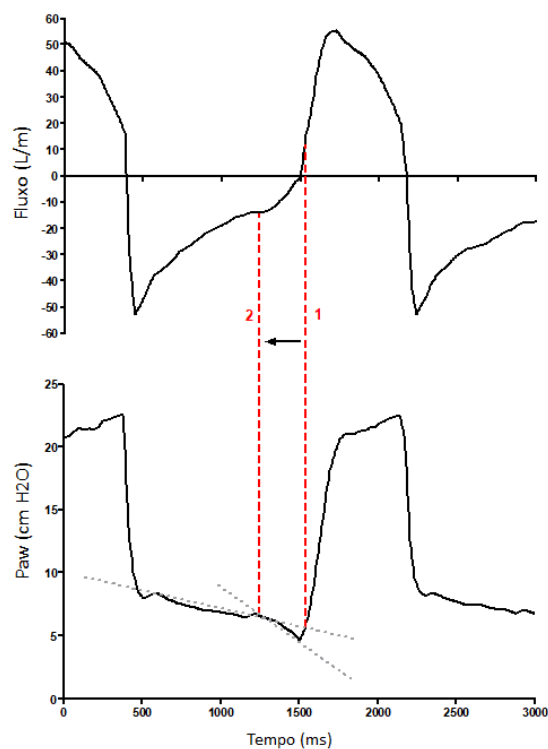


Figura 8 - Metodologia usada na detecção do início da inspiração. Adaptado de (BLANCH et al., 2015).

4.2.3.2 Detecção de *breath stacking*

A detecção de *breath stacking* é importante, pois a ocorrência de tais fenômenos interfere negativamente na estimação da força muscular. Eles

deformam ou encurtam as curvas expiratórias e comprometem a estimativa da relação elastância/resistência. Os critérios utilizados para a detecção dessa assincronia está mostrada na Tabela 4.

Tabela 4 - Critério BREATHE para a detecção de *breath stacking*. Adaptado de (BEITLER, 2016).

	Critério BREATHE	
		Critério
1	Ciclagem ventilatória	Ciclos inspiratórios consecutivos
2	Limiar do tempo expiratório	<1s
3	Limiar do volume expiratório	Volume expiratório entre ciclos inspiratórios pelo menos 2 mL/kg PBW menor que o volume do primeiro ciclo inspiratório
4	Limiar do tempo inspiratório	$\geq 120\%$ tempo inspiratório configurado
5	Limiar do Volume Inspiratório	BSD $V_T \geq 2$ mL/kg PBW acima do V_T esperado

4.2.3.3 Fluxo expiratório

Como mostrado na seção 4.2.1, o comportamento passivo do pulmão é mapeado segundo dois parâmetros: complacência e resistência. Assim, se o pulmão não realiza esforço, para uma determinada condição P_0 , \dot{V}_0 e $V_0 \neq 0$, o volume pulmonar tende a decair exponencialmente para o volume de equilíbrio, como mostra a Figura 9.

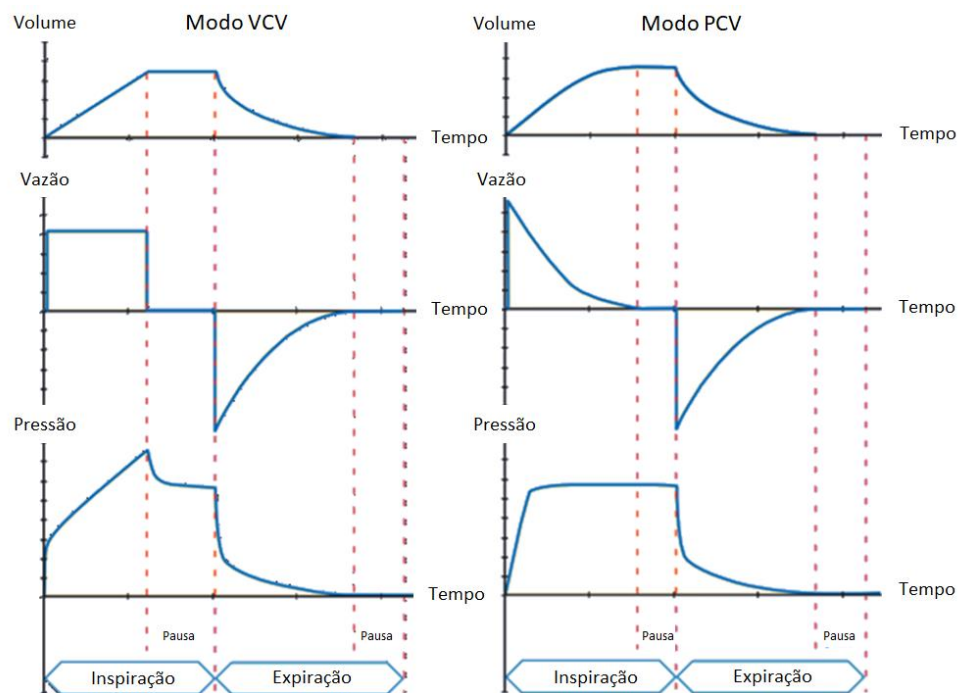


Figura 9 - Decaimento exponencial da pressão, vazão e volume na expiração na ausência de esforço muscular. Adaptado de (RITTNER, DÖRING, [s.d.]).

A determinação das curvas que descrevem tal decaimento permite encontrar uma relação entre a complacência e a resistência. Em casos reais, porém, nem sempre a expiração é desprovida de esforço muscular. Younes et. al. (2009) descreve uma metodologia para determinar as regiões da expiração que, de forma confiável, podem ser usadas para estimar da relação resistência/complacência. Segundo Younes et. al. (2009), pode-se classificar os pontos pertencentes à curva expiratória em seis tipos diferentes de transientes:

- transiente tipo 1: pode ocorrer devido ao descasamento entre fim do esforço muscular e o fim da inspiração (configurado no ventilador). Quando isso ocorre, pode-se amostrar pontos posteriores a esse transiente (Figura 11);
- transiente tipo 2: ocorre devido à esforço expiratório. Pode-se amostrar pontos anteriores à ocorrência de tal evento (Figura 12);

- transiente tipo 3: ocorre devido à esforço inefetivo. Pode-se amostrar pontos que estão fora da região do esforço (Figura 13);
- transiente tipo 4: ocorre devido à tosse. Segundo Younes et. al. (2009), deve-se evitar amostrar pontos, tanto do ciclo em que esse evento ocorreu, como também de um determinado número ciclos posterior à ocorrência da tosse propriamente dito, pois a tosse possui consequências que ultrapassam a duração do ciclo em que ela ocorreu (Figura 14);
- transiente tipo 5: ocorre devido à eventos mais curtos que o esforço inefetivo, tais como contrações cardíacas, secreção e soluços. Na ocorrência de tais eventos, pode-se amostrar pontos fora da ocorrência desse transiente (Figura 15);
- transiente tipo 6: consistem de artefatos de natureza não biológica e que possuem baixa relevância, podendo, portanto, serem ignorados (figuras 10, 11, 12 e 15);

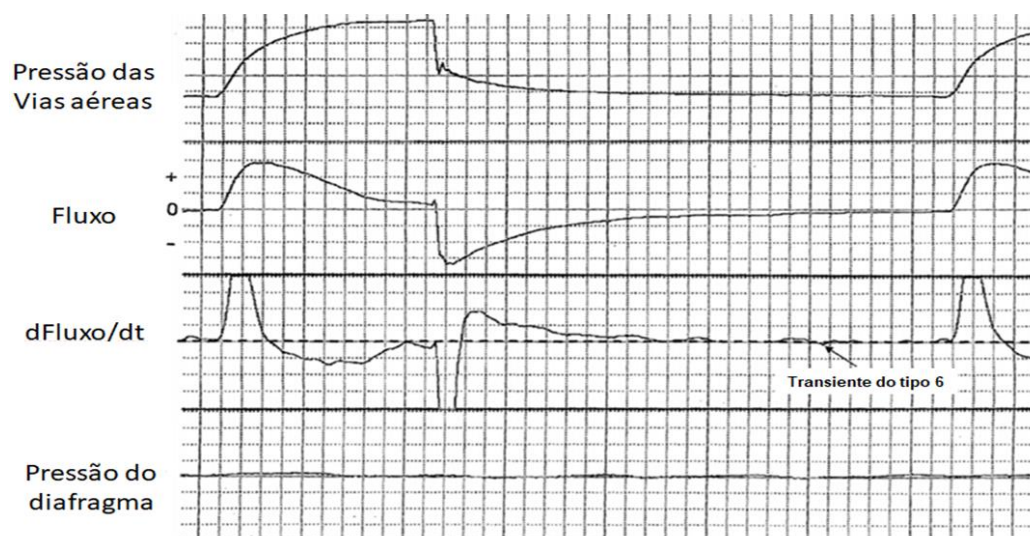


Figura 10 - Figura ilustrativa do transiente tipo 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).

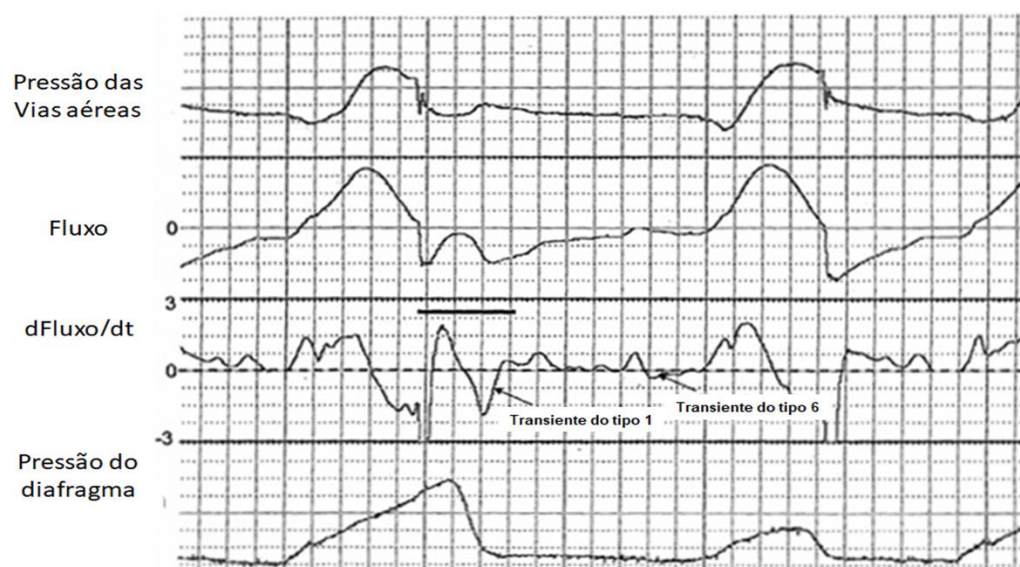


Figura 11 - Figura ilustrativa dos transientes tipo 1 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).



Figura 12 - Figura ilustrativa dos transientes tipo 2 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).

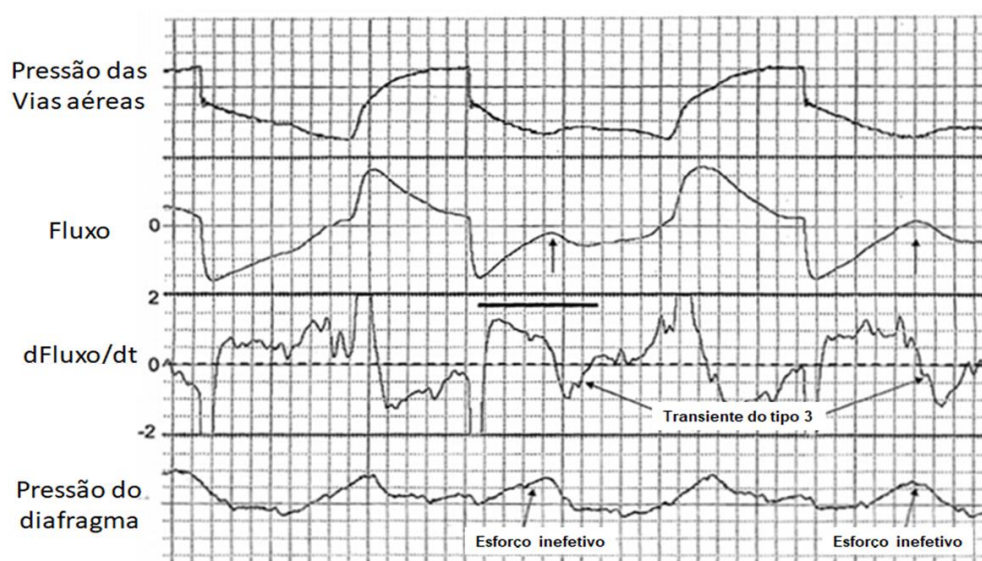


Figura 13 - Figura ilustrativa do transiente tipo 3. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).

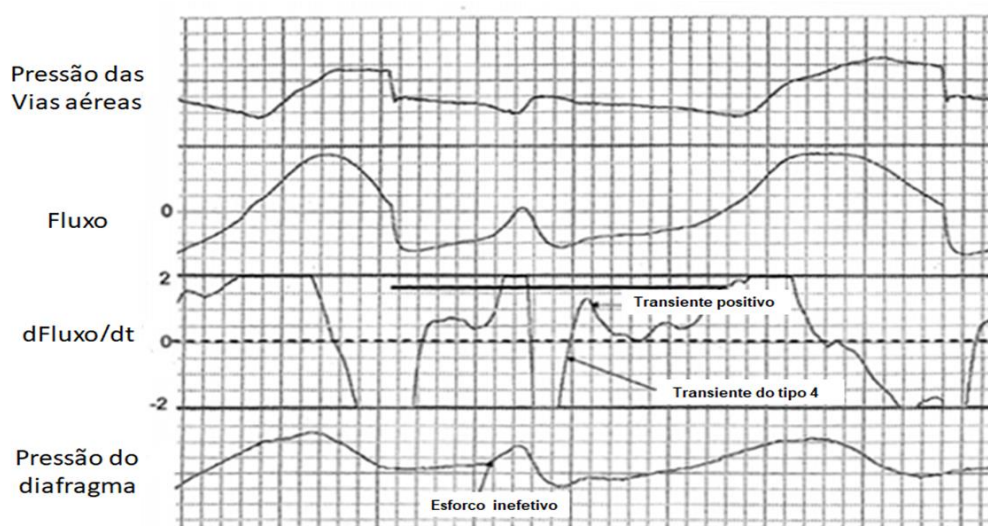


Figura 14 - Figura ilustrativa do transiente tipo 4. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009).

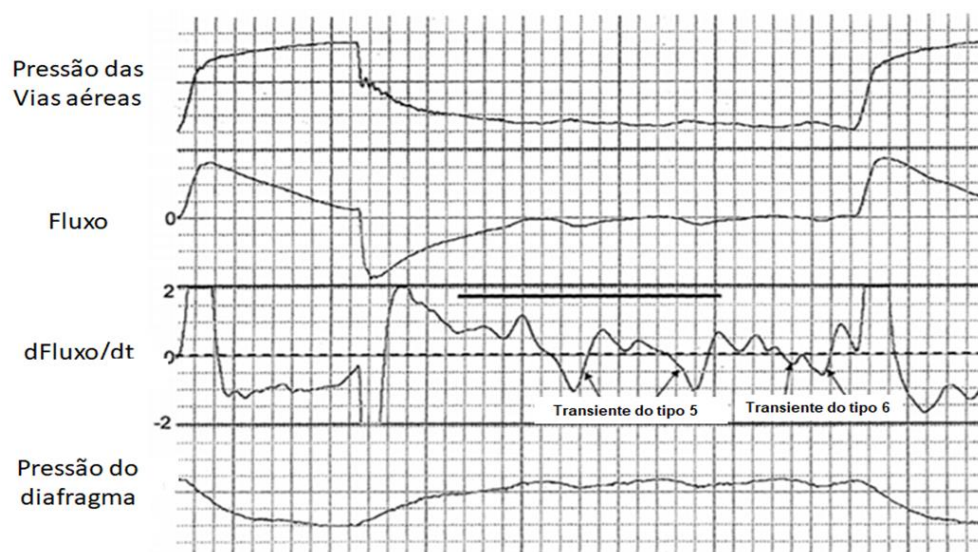


Figura 15 – Figura ilustrativa dos transientes tipo 5 e 6. Adaptado de (YOUNES et. al, 2009)

Vale ressaltar que a ocorrência de um tipo de transiente não impede a ocorrência de outro tipo no mesmo ciclo respiratório.

Evitando-se os transientes, podem-se amostrar pontos da expiração para ajustar uma exponencial que aproxime as curvas de vazão, pressão e volume. Isso pode ser feito pelo método dos mínimos quadrados ou forçando que uma curva passe por dois pontos escolhidos fora das regiões de transiente. Nas figuras 16, 17 e 18 são mostrados exemplos onde tais ajustes são realizados.

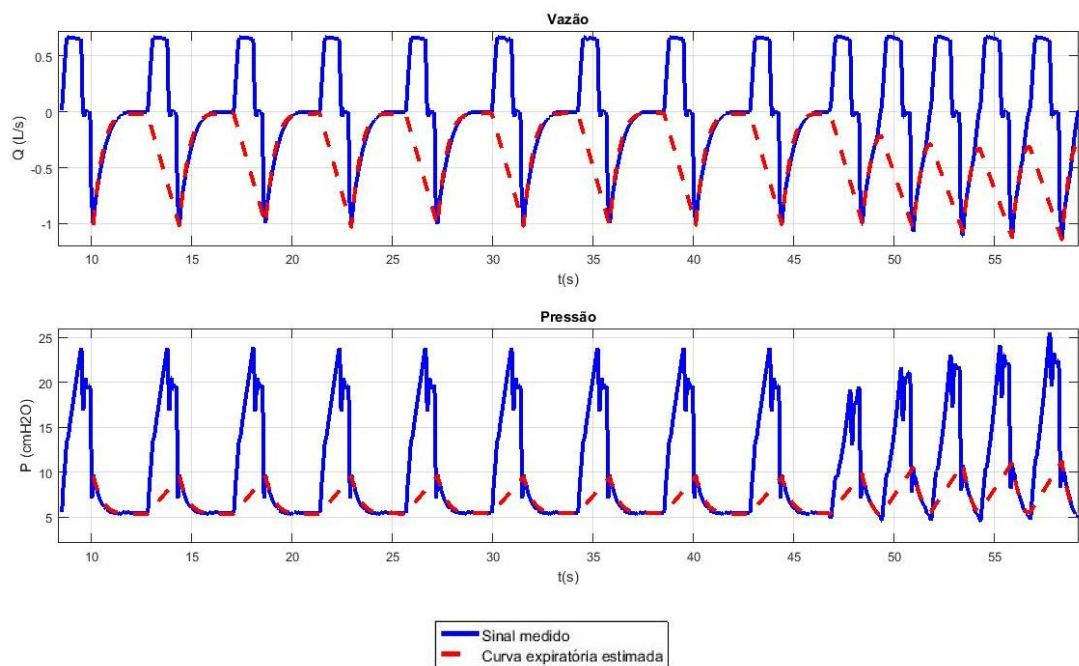


Figura 16 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).

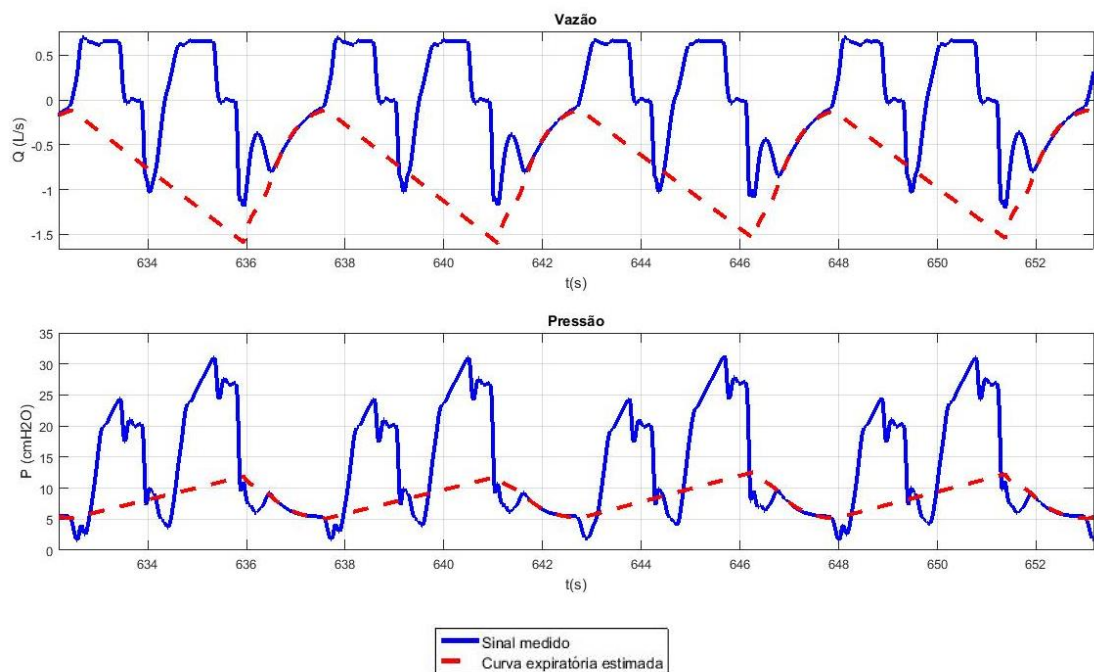


Figura 17 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).

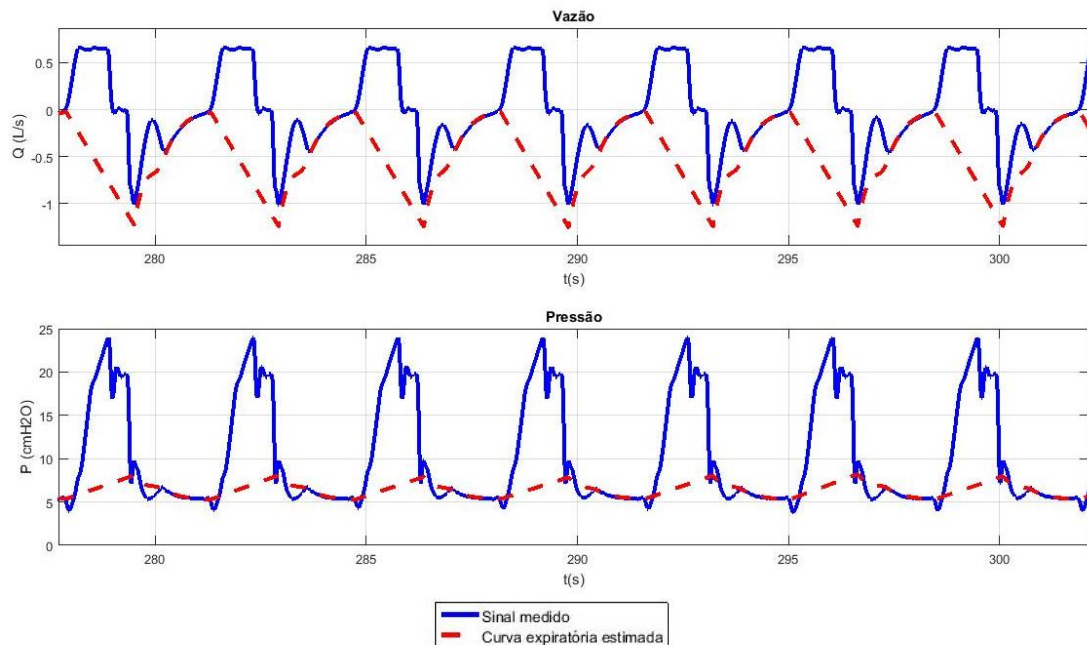


Figura 18 – Ajuste de curvas exponenciais na expiração (considerar apenas a região expiratória).

4.2.3.4 Resistência e complacência

Somente o ajuste de uma exponencial na expiração não permite definir os parâmetros pulmonares, mas a relação resistência/complacência. Ainda é preciso determinar cada um dos parâmetros pulmonares e, para tal, apresenta-se e testa-se nesse trabalho a conjectura infracitada.

Na inspiração, diferentemente da expiração, em que o pulmão em geral se comporta de forma passiva e não há atuação do ventilador, ambos os eventos podem ocorrer simultaneamente. Os efeitos do ventilador e da força muscular, porém, se manifestam de formas diferentes no sistema. O ventilador atua como uma forçante externa ao pulmão, mudando o estado deste dependendo da pressão ou vazão impostas. Ele não muda significativamente as características do órgão. A força muscular, porém, atua como uma “forçante” interna ao sistema, fazendo com que o pulmão se torne mais “complacente” segundo um observador que desconheça o esforço sendo realizado. As propriedades do pulmão, considerando tal mudança de “complacência”, serão denominadas pseudo-complacência e pseudo-

resistência. Entretanto, tal efeito na realidade não está incluído na definição de resistência e complacência, uma vez que essas propriedades são definidas para o pulmão se comportando de forma passiva⁴.

Tendo em vista as diferenças entre os efeitos das forças impostas, pode-se encontrar a resistência e complacência do pulmão passivo, considerando que a força muscular atue como uma mudança das propriedades do pulmão. Isso porque, um esforço inspiratório, tal como ocorre na inspiração, sempre resultam em uma pseudo-complacência maior ou igual que a complacência real e uma pseudo-resistência menor ou igual que a resistência real do pulmão. Isso pode ser observado nas equações (3) e (4):

$$M(t) + P(t) = R \cdot \dot{V}(t) + E \cdot V(t) \quad (3)$$

$$P(t) = R_{pseudo} \cdot \dot{V}(t) + E_{pseudo} \cdot V(t) \quad (4)$$

, onde R_{pseudo} é a pseudo-resistência e E_{pseudo} é a pseudo-elastância.

Quando o esforço muscular $M(t)$ é igual à zero, $R_{pseudo} = R$ e $E_{pseudo} = E$, ou seja, $E = \max_{ciclo}(E_{pseudo})$ e $R = \max_{ciclo}(R_{pseudo})$. Determinadas as propriedades pulmonares, a força muscular pode ser calculada por meio da equação (3).

4.2.3.5 Glitch

Glitch é um *overshoot* observado no sinal de pressão e de vazão que ocorre nas transições entre inspiração, expiração e pausa. Ele deriva de fenômenos não fisiológicos e não está incluído no modelo apresentado na

⁴ Os pontos de vista mencionados podem ser entendidos como uma diferença no que concerne o observador deste sistema. Para alguém observando de fora, sem informações do que ocorre no pulmão, sob o ponto de vista celular/tecidual/muscular, a força se manifesta como um enrijecimento do órgão. Na realidade, observando o pulmão “de dentro”, ou seja, tendo consciência do esforço muscular sendo realizado, observa-se que o enrijecimento observado é apenas aparente e que as propriedades do pulmão não mudaram.

seção 4.2.1, podendo, portanto, prejudicar as análises. Para minimizar os efeitos do *glitch* foram desenvolvidos dois métodos nesse trabalho.

Método 1

Para evitar os efeitos do *glitch*, pontos próximos às regiões de transição não são considerados na análise. Os pontos a serem analisados são escolhidos como sendo aqueles nos quais as derivadas, tanto de pressão como de vazão, não ultrapassam determinado valor limite. Nesse trabalho, os limiares foram definidos como sendo 40 cm H₂O/s no caso da derivada de pressão e 10 L/s² no caso da derivada de fluxo. Tais valores foram ajustados empiricamente para os casos estudados e dependem não somente de cada caso como também do tratamento de sinais aplicado.

Método 2

O método 1 é usado para determinar os pontos da inspiração a serem usados no cálculo da força muscular, tal como descrito na seção 4.2.3.4 e funciona para eliminar dos cálculos pontos em que os efeitos do *glitch* são mais fortes. Porém, pontos posteriores aos picos ainda sofrem pela oscilação residual do *glitch* e não são eliminados pelo método 1. Quando esses efeitos são mascarados pela força muscular, ou seja, quando $P_{mus} + glitch > 0$, a afirmação $E = \max_{ciclo}(E_{pseudo})$ ainda é válida. Isso, porém nem sempre ocorre, tal como mostrado nos locais marcados pelas circunferências mostradas na Figura 19. Nesse caso, a transição ocorre próxima ao final do esforço muscular, que não é suficiente para compensar o efeito do *glitch*. A complacência estimada nesse caso é maior que a complacência real, pois os pontos de resíduo negativo acabam por ter uma pseudo-complacência maior que a complacência real e, portanto, a afirmação $E = \max_{ciclo}(E_{pseudo})$ não é válida. Para contornar tais situações utiliza-se um método iterativo que funciona como mostrado nas figuras 19 e 20.

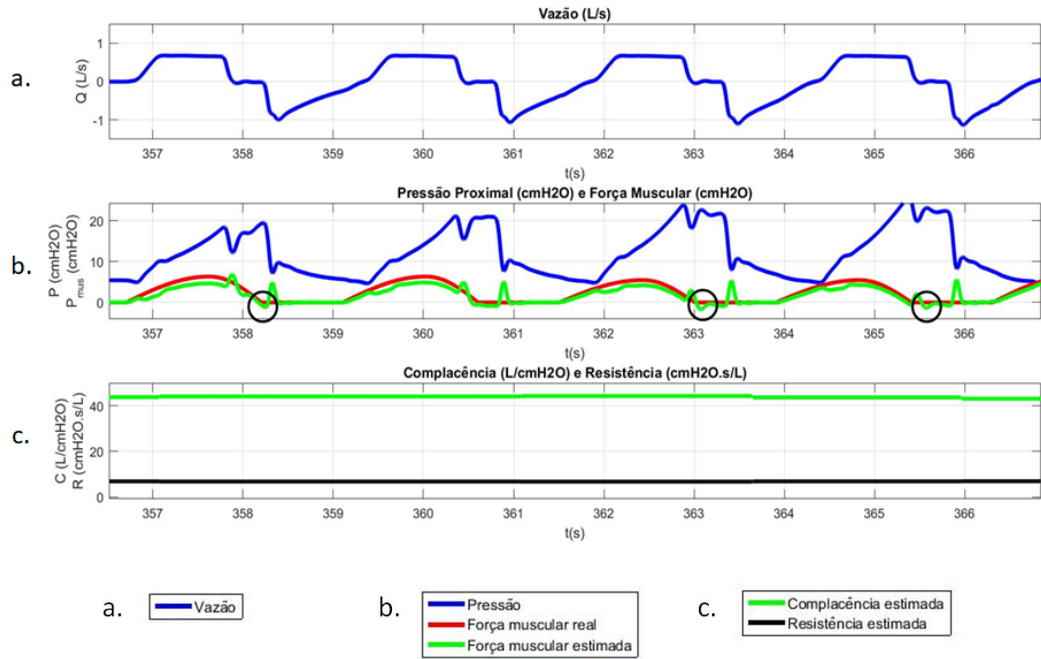


Figura 19 - Influência do *glitch* no resíduo.

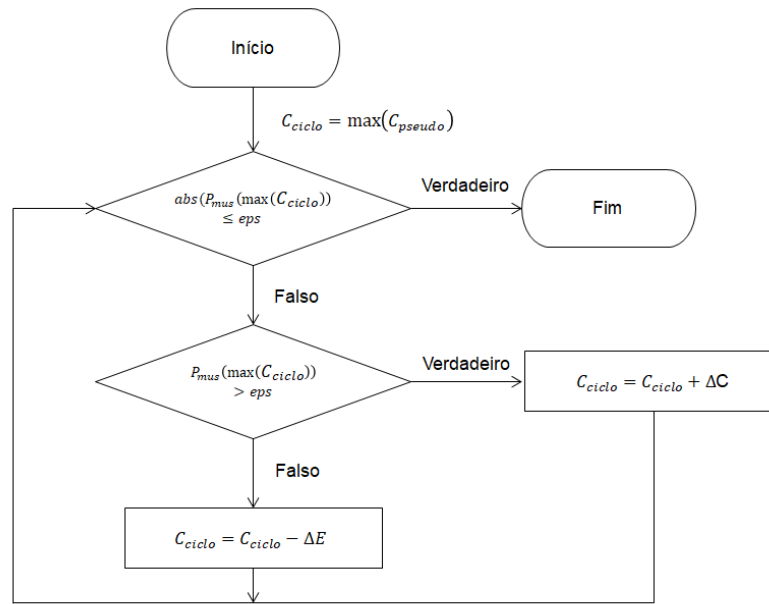


Figura 20 - Método para reduzir a influência do *glitch*.

Formalmente, não se pode dizer que se $abs(P_{mus}(\max(C_{ciclo}))) \leq eps$, a complacência estimada corresponde à complacência real⁵. Porém, em

⁵ A força muscular é calculada no ponto em que foi encontrado $\max(C_{pseudo})$.

muitos dos casos estudados, a corcova negativa mais protuberante no resíduo corresponde à segunda corcova do *glitch* (e, portanto, amortecida) sua amplitude é em grande parte dos casos pequena, quando comparada à primeira corcova, mas o suficiente para causar erros grandes na estimativa de complacência. O método apresentado reduz, mas não elimina tais erros de estimativa.

4.2.3.6 Pós-tratamento dos dados

Para tornar as estimativas mais robustas, as propriedades atribuídas a cada ciclo não são aquelas calculadas para o ciclo em si, mas dependem das propriedades calculadas em ciclos anteriores, da forma mostrada na equação (5).

$$C_n = C_{n-1} + \alpha \cdot (C_{est} - C_{n-1}) \quad (5)$$

,onde $C_{est} = \min(C_{método\ 1}, C_{método\ 2})$, $C_{método\ 1}$ é a complacência estimada pelo método 1, $C_{método\ 2}$ é a complacência estimada pelo método 2, C_n é a complacência “final” calculada para o ciclo n , C_{n-1} é a complacência “final” calculada para o ciclo $n - 1$ e α é um fator de relaxamento. O mesmo método é adotado na estimativa da relação elastância/resistência.

A aplicação da equação (5) proporciona maior estabilidade ao algoritmo, mas envolve a hipótese de que as propriedades pulmonares não variam bruscamente entre ciclos. Além disso, a adoção do fator de relaxação adiciona duas limitações ao algoritmo, a saber:

- o algoritmo demora vários ciclos para convergir a partir de um valor inicial padrão (Figura 21);
- o algoritmo não representa os transientes, no caso de as propriedades pulmonares reais do paciente mudarem.

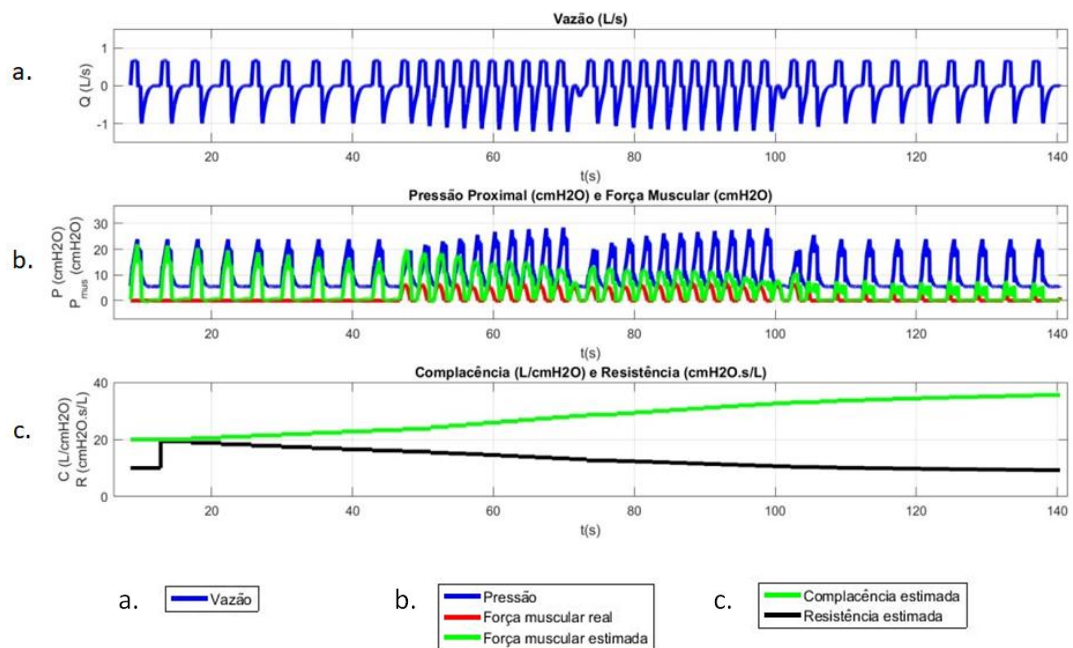


Figura 21 - Convergência dos parâmetros pulmonares para os valores reais ($C = 40 \text{ L/cm H}_2\text{O}$ e $R = 8 \text{ cm H}_2\text{O.s/L}$).

4.2.3.7 Limitações

Pelo exposto nas seções 4.2.3.4 e 4.2.3.5 pode-se deduzir que o método utilizado possui algumas limitações:

- Em um ciclo inspiratório onde um paciente realiza esforço durante toda inspiração, os parâmetros calculados são incorretos;
- Glitch (explicado na seção 4.2.3.5) pode prejudicar a análise;
- Ruídos, fenômenos externos ao sistema modelado como oscilações cardiogênicas, ou fenômenos não modelados como secreção nasal podem prejudicar a análise.

5 Resultados

Essa seção mostra os resultados, tanto positivos como negativos, do algoritmo implementado.

5.1 Estimação de parâmetros pulmonares e esforço muscular

5.1.1 Acertos

As figuras 22 a 39 mostram exemplos de sinais obtidos de um ventilador mecânico e a força muscular estimada pelo algoritmo.

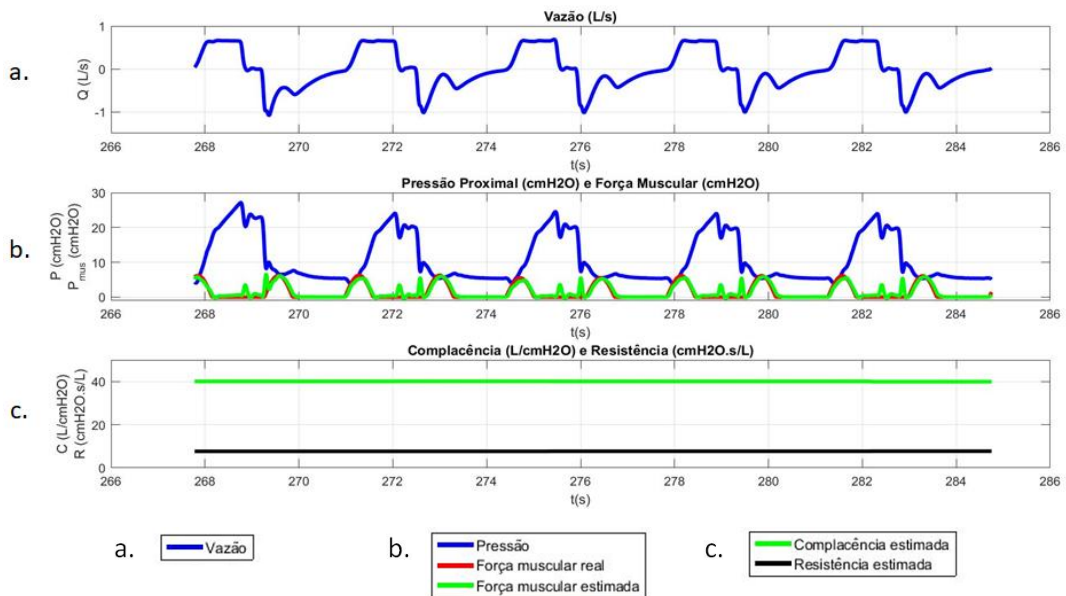


Figura 22 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

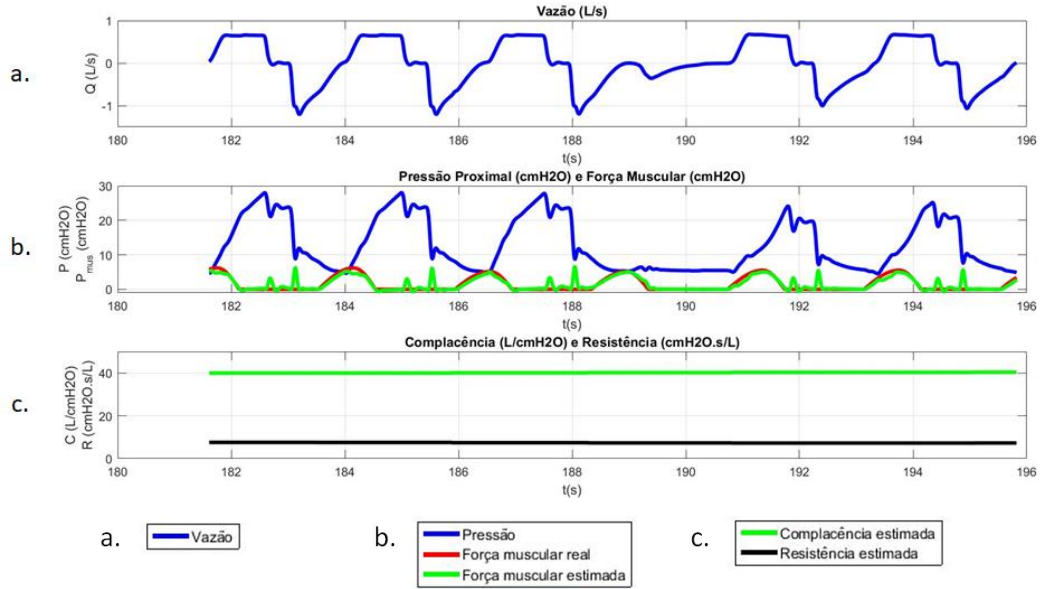


Figura 23 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

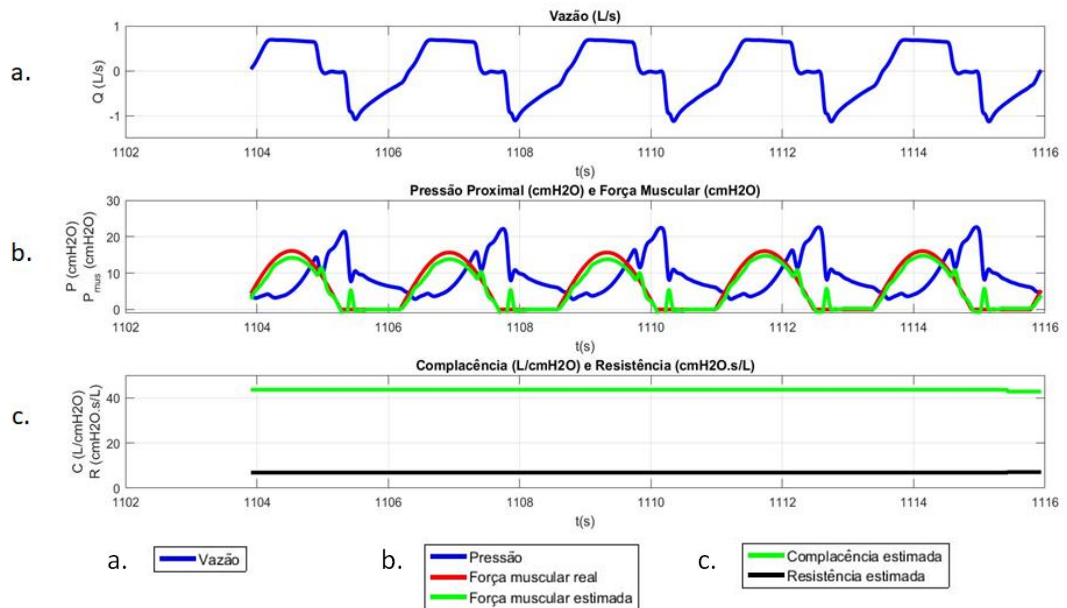


Figura 24 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

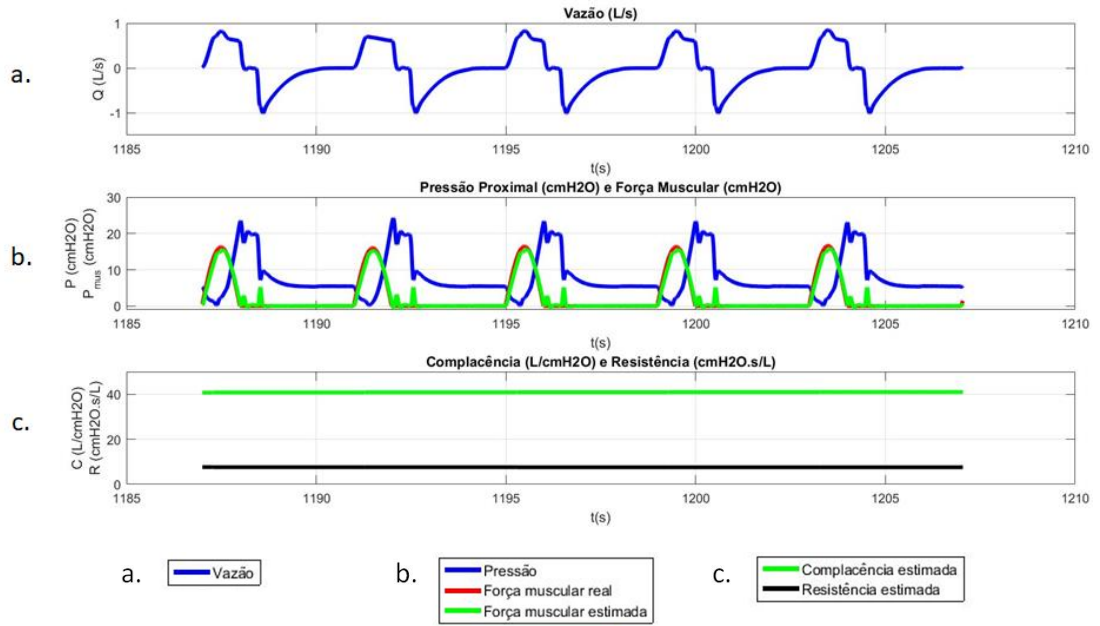


Figura 25 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

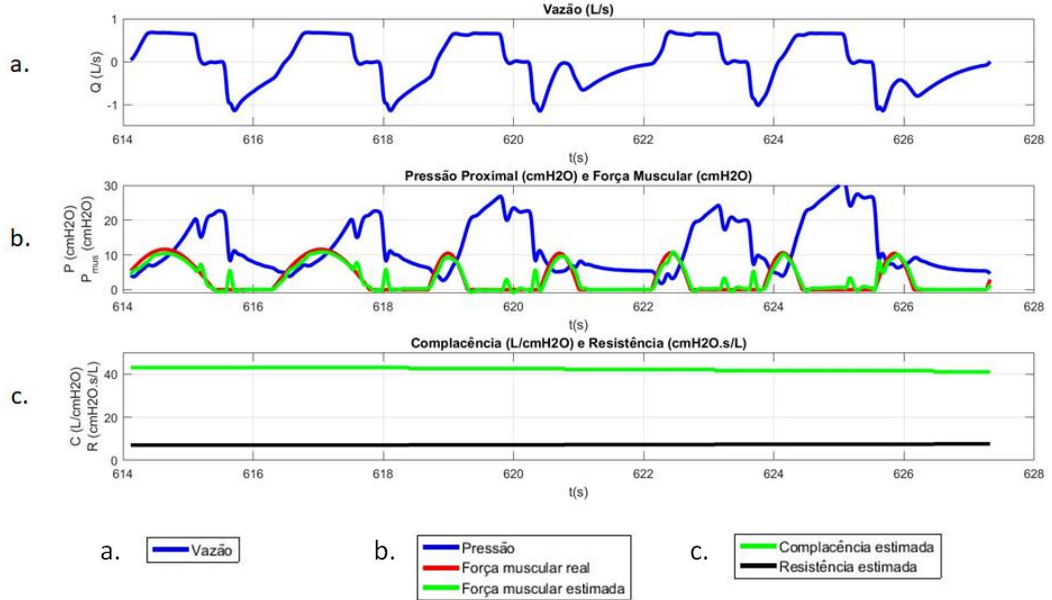


Figura 26 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de esforço perdido e *breath stacking*. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

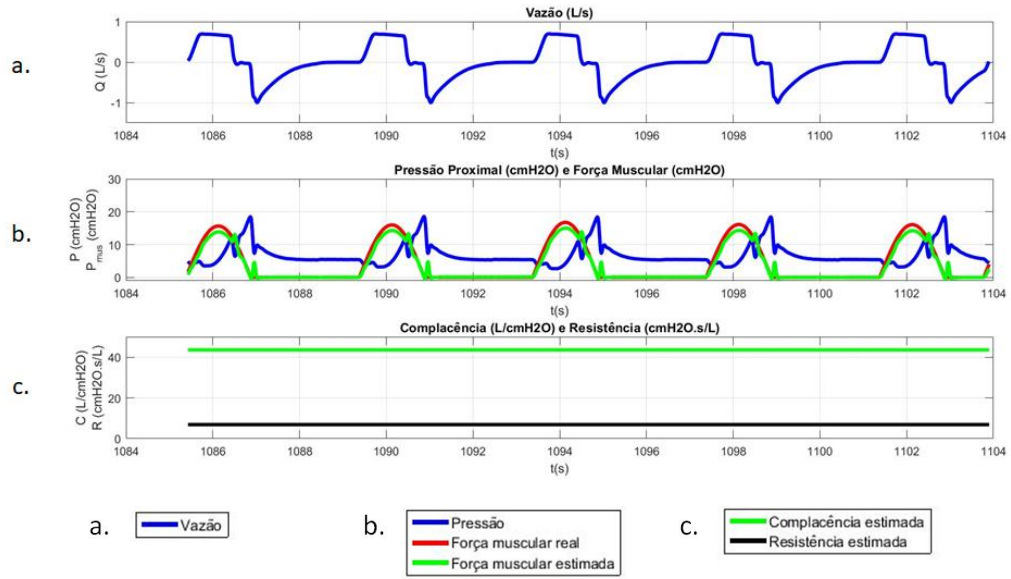


Figura 27 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

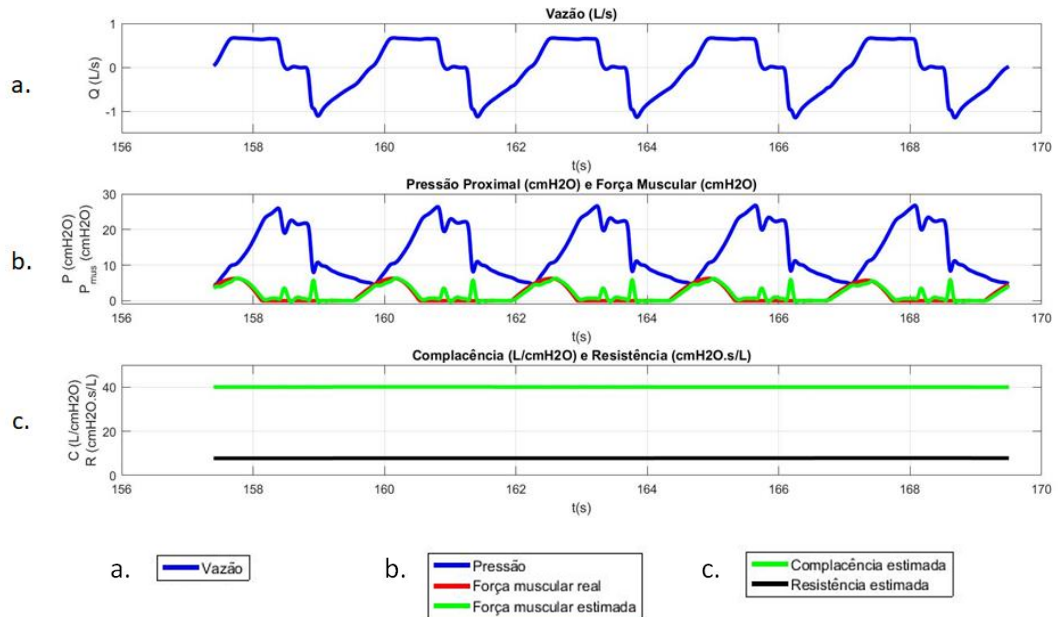


Figura 28 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

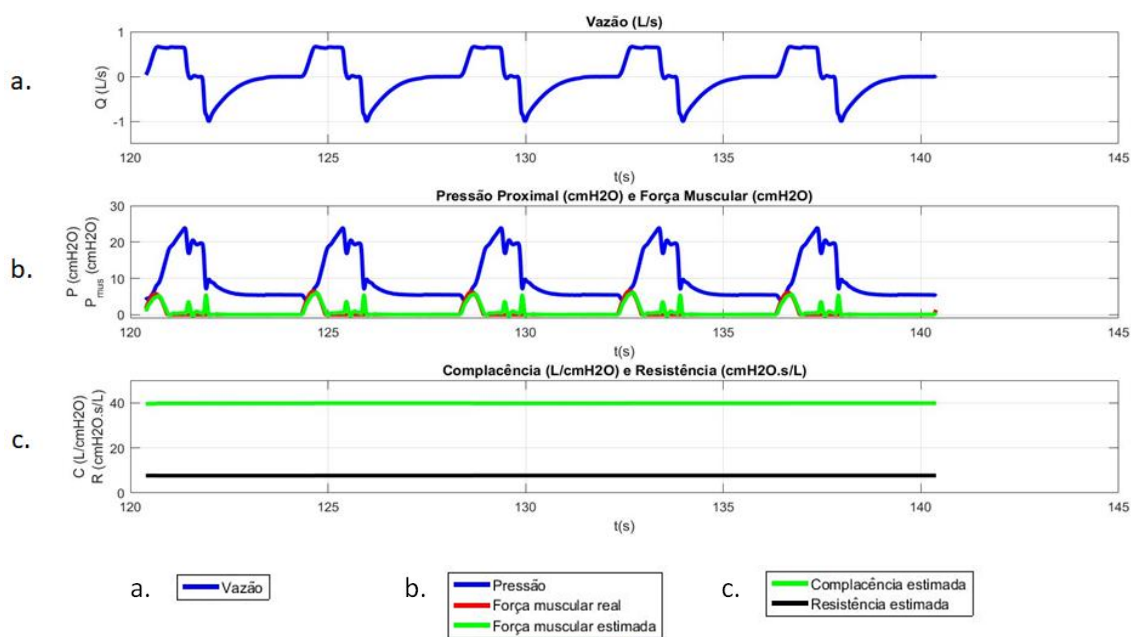


Figura 29 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

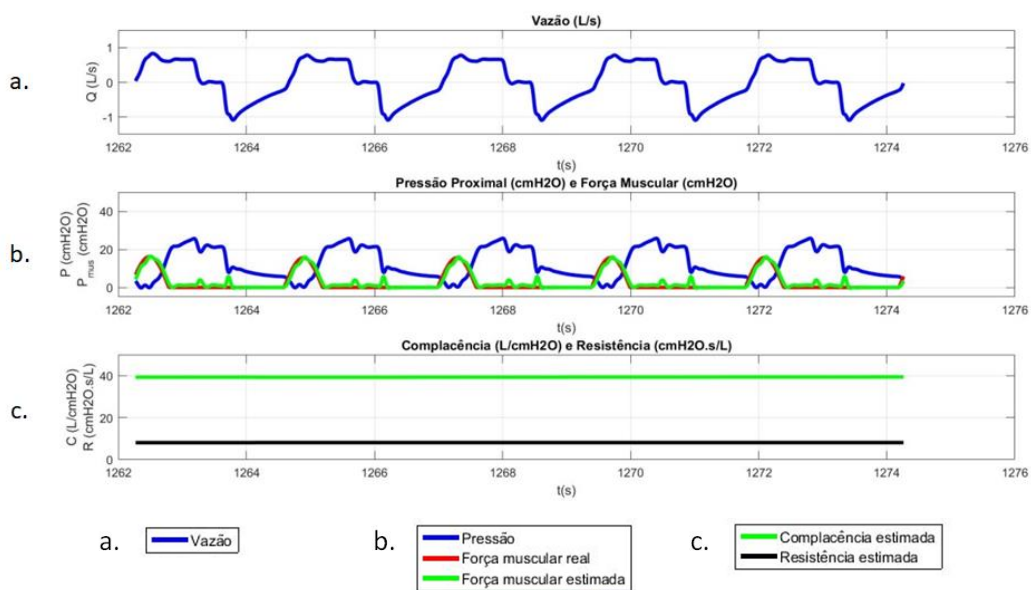


Figura 30 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

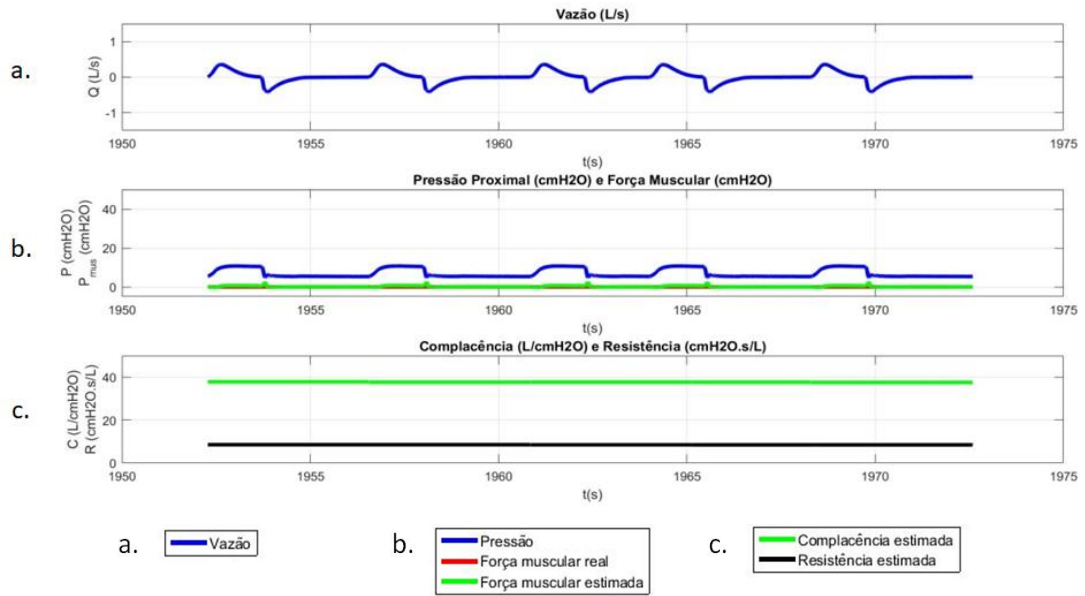


Figura 31 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

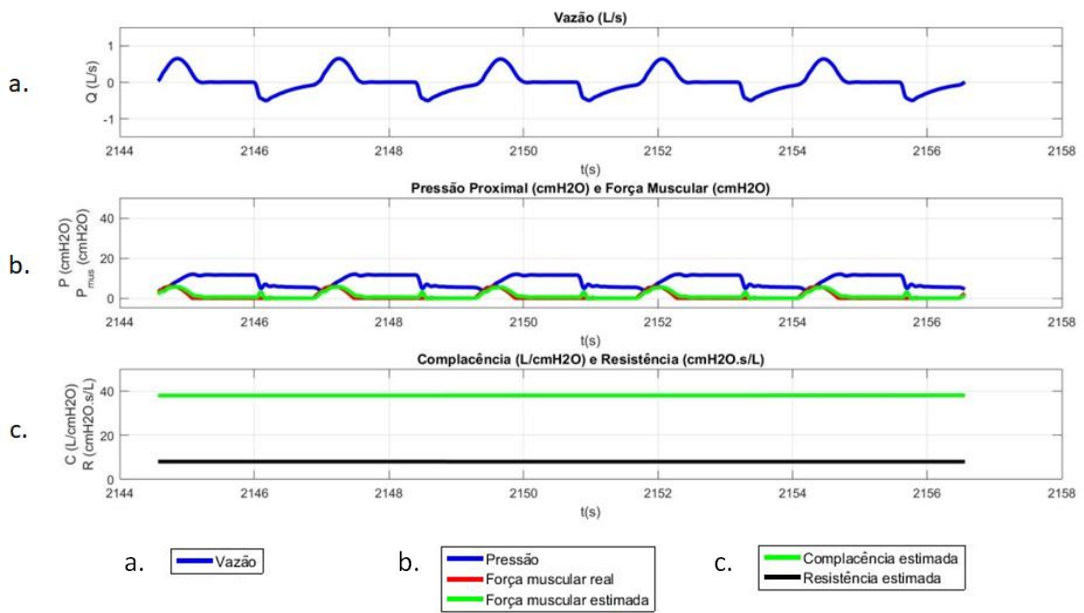


Figura 32 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

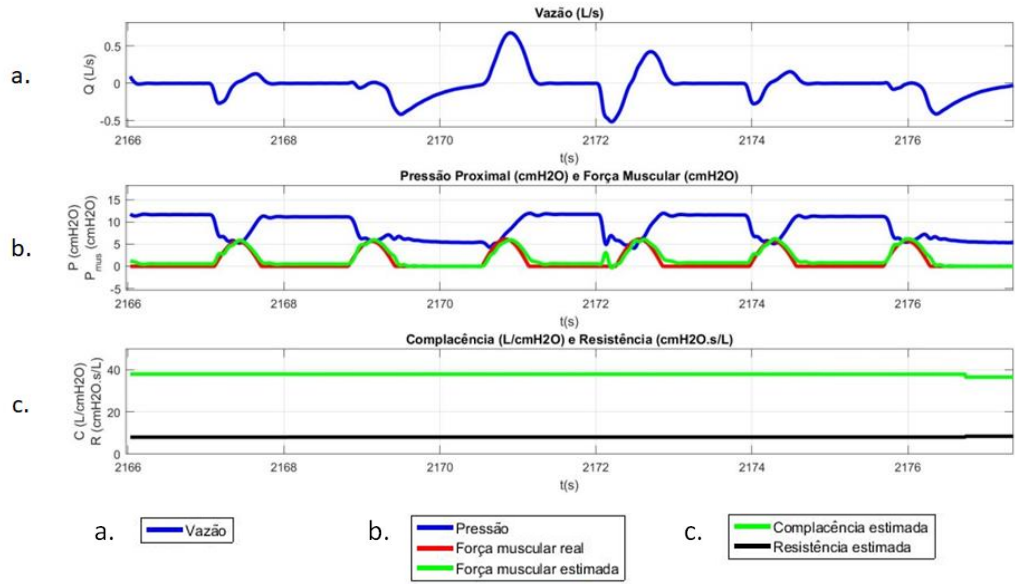


Figura 33 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de *breath stacking*. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

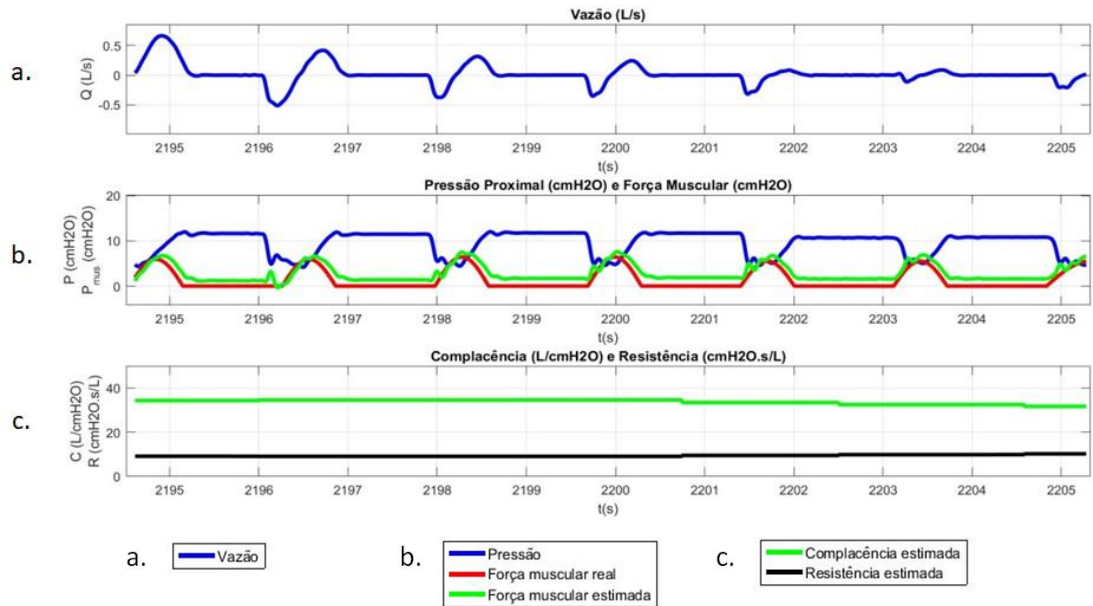


Figura 34 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de *breath stacking*. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

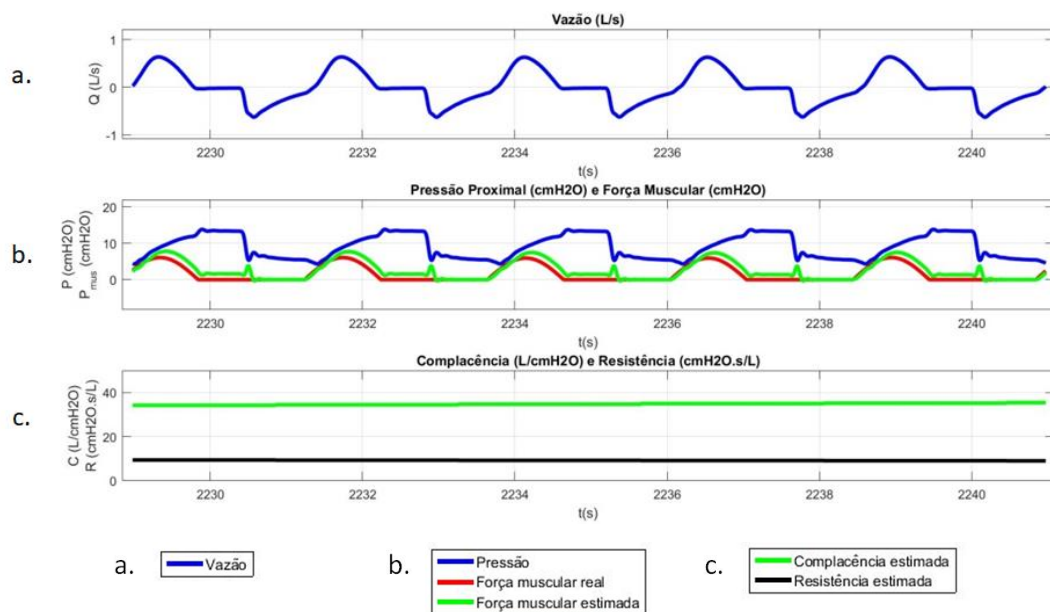


Figura 35 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

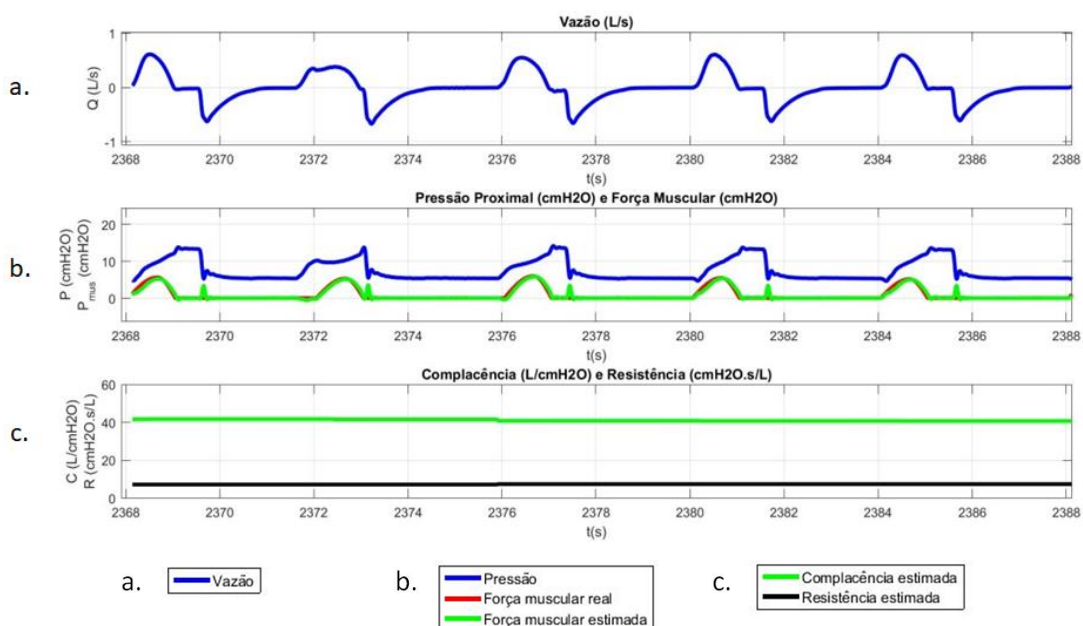


Figura 36 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. A curva em azul no primeiro gráfico mostra a vazão medida. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

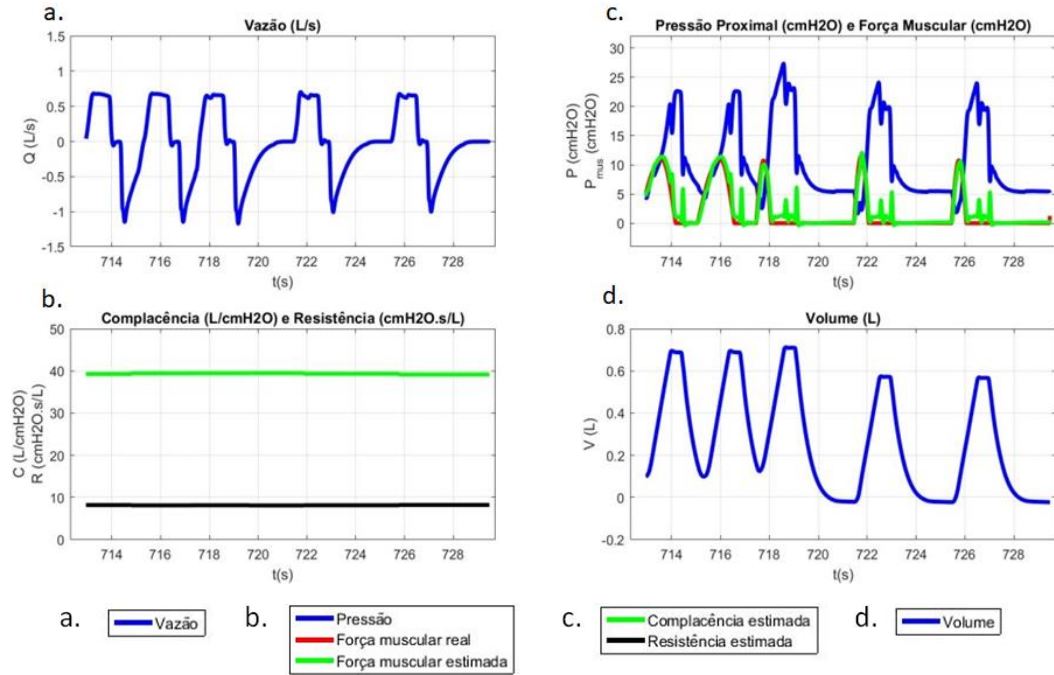


Figura 37 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de *breath stacking*. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.

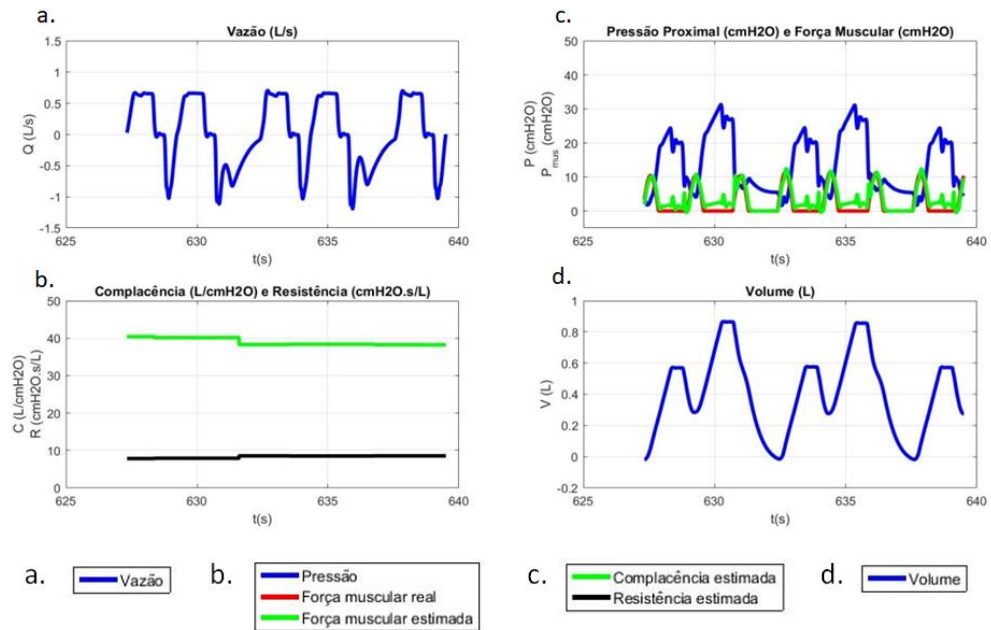


Figura 38 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico com ocorrência de *breath stacking*. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.

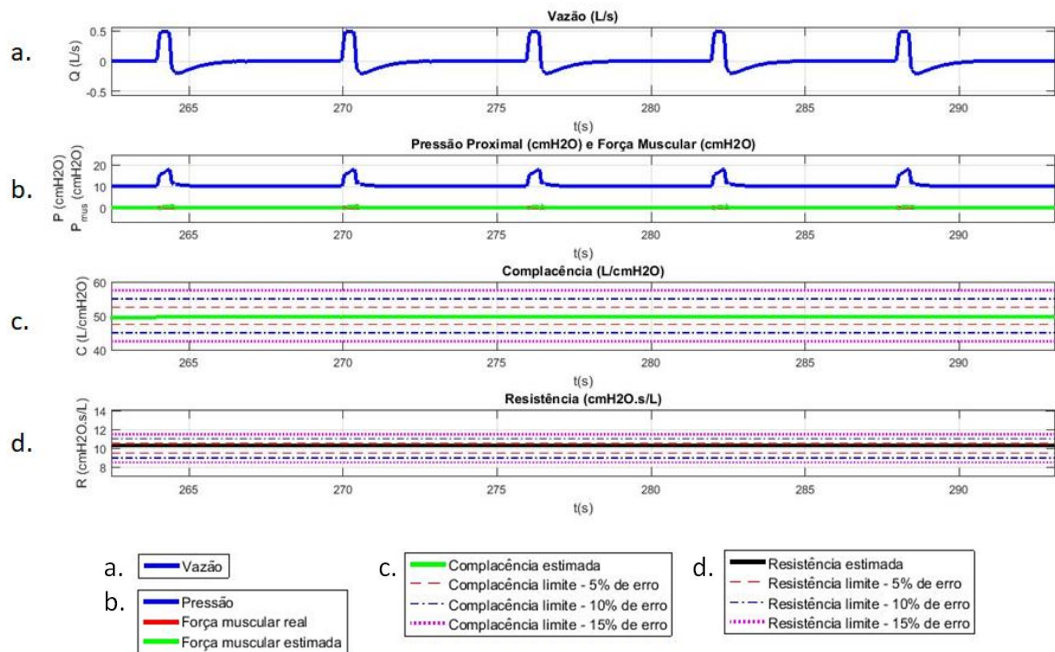


Figura 39 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 50 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 10 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$. No gráfico do canto inferior direito mostra-se em azul o volume corrente estimado.

5.1.2 Limitações

As figuras 40 e 41 mostram exemplos de casos em que o algoritmo falha pelo fato de a força muscular exercida pelo paciente perdurar durante toda a inspiração, o que faz com que ele subestime a complacência e superestime a força muscular. A amplitude do erro depende de alguns fatores:

- amplitude, forma e duração do *glitch*;
- valor de complacência e resistência calculados no ciclo anterior;
- amplitude, forma e duração do esforço muscular.

Pode-se observar nas figuras que, apesar da aparente similaridade entre as forças nas duas figuras, o algoritmo superestima o esforço em $7 \text{ cmH}_2\text{O}$ na Figura 40 e $13 \text{ cmH}_2\text{O}$ na Figura 41 e subestima a complacência em $7,3 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ na Figura 40 e $11,4 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ na Figura 41.

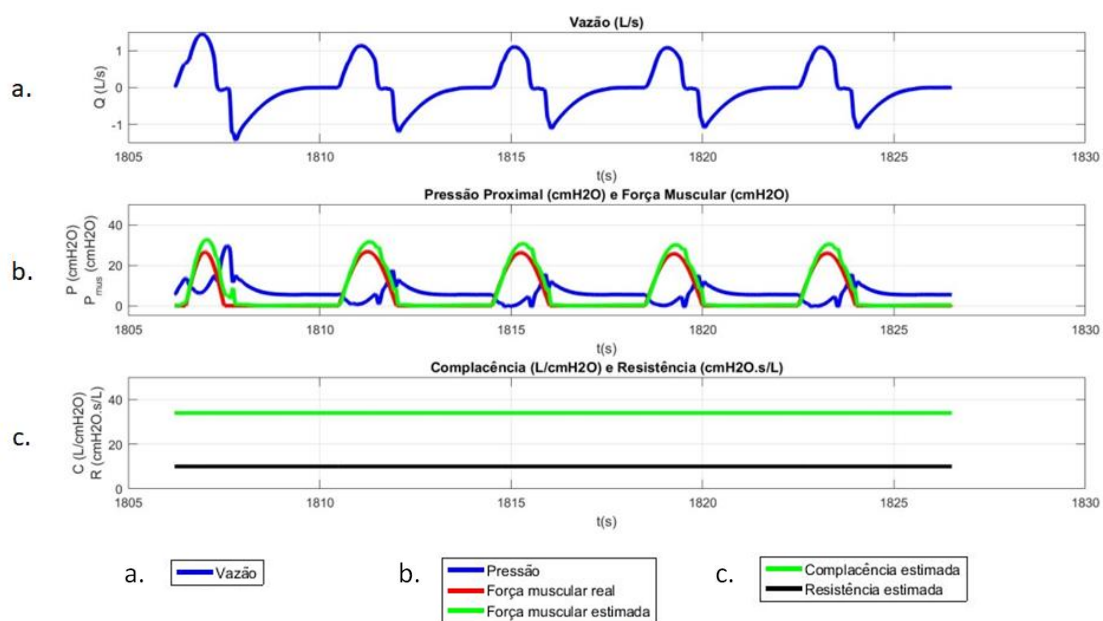


Figura 40 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

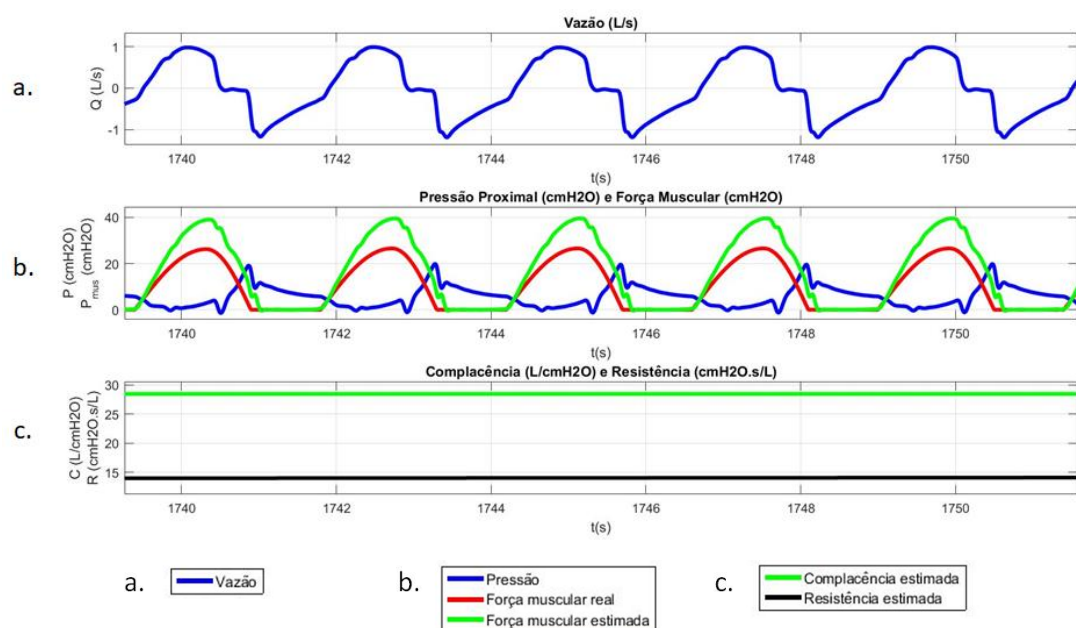


Figura 41 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico. Nessa simulação, as propriedades pulmonares reais correspondem à $C_{real} = 40 \text{ L/cmH}_2\text{O}$ e $R_{real} = 8 \text{ cmH}_2\text{O.s/L}$.

5.2 Estatística de acerto do algoritmo

As figuras 42 a 47 mostram a aplicação do algoritmo a um conjunto de experimentos, que somados, possuem aproximadamente 5 horas e 30 minutos de duração, contendo as mais diversas condições de modos, força muscular, volume corrente (para os modos VC - IMV), pressão inspiratória (para os modos PC - IMV) e PEEP. A Tabela 5 mostra os resultados de uma análise feita com os dados obtidos. Pode-se observar que em 65,5% do tempo a complacência foi estimada com uma margem de erro máxima de 5%. Vale notar que na análise feita, não foram considerados os tempos iniciais necessários para a convergência dos resultados, assim como os ciclos indeterminados, em que a força muscular corrompe toda a inspiração.

Tabela 5 - Porcentagem de acerto do algoritmo.

	Erro inferior a 5%	Erro inferior a 10%	Erro inferior a 15%
Complacência	65,5	85,5	93,9
Resistência	49,10	77,7	87,4

Os resultados sugerem que o algoritmo, embora mostre um comportamento, de modo geral correto, ainda carece de melhorias. Porém, para uma avaliação mais completa e representativa se mostra a necessidade de realização de testes em um espaço amostral maior e elaborado de tal forma a melhor representar a realidade. Por esses motivos, não foram realizadas análises estatísticas especificamente da força muscular. A obtenção do esforço muscular correto, porém, está intrinsicamente ligada à correta estimação dos parâmetros pulmonares.

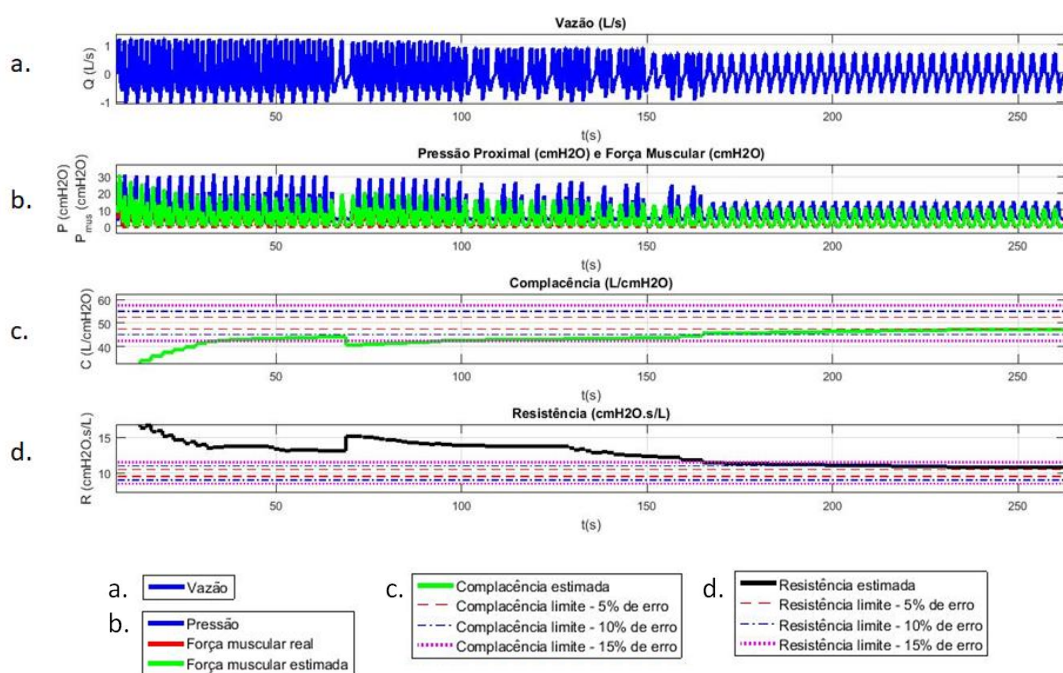


Figura 42 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

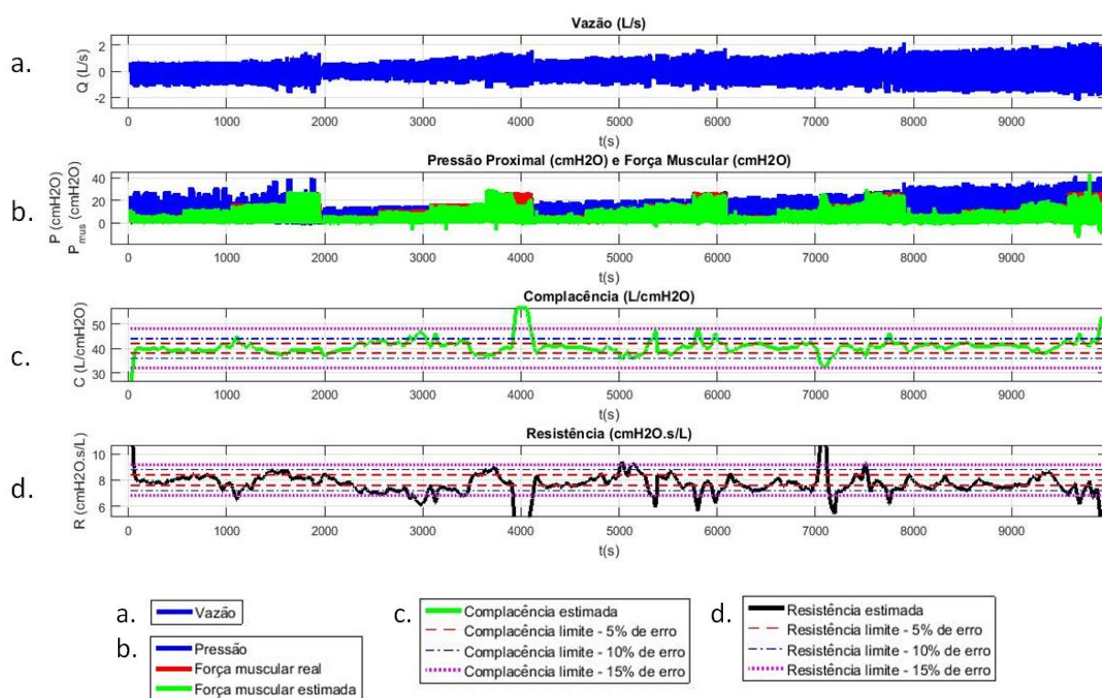


Figura 43 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

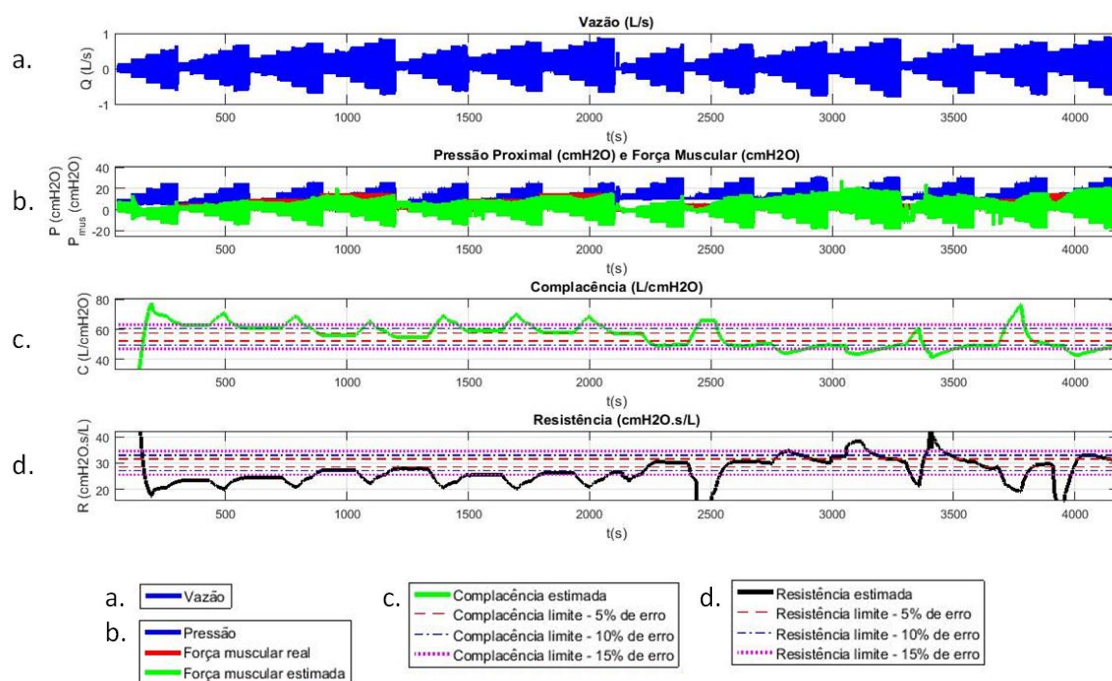


Figura 44 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

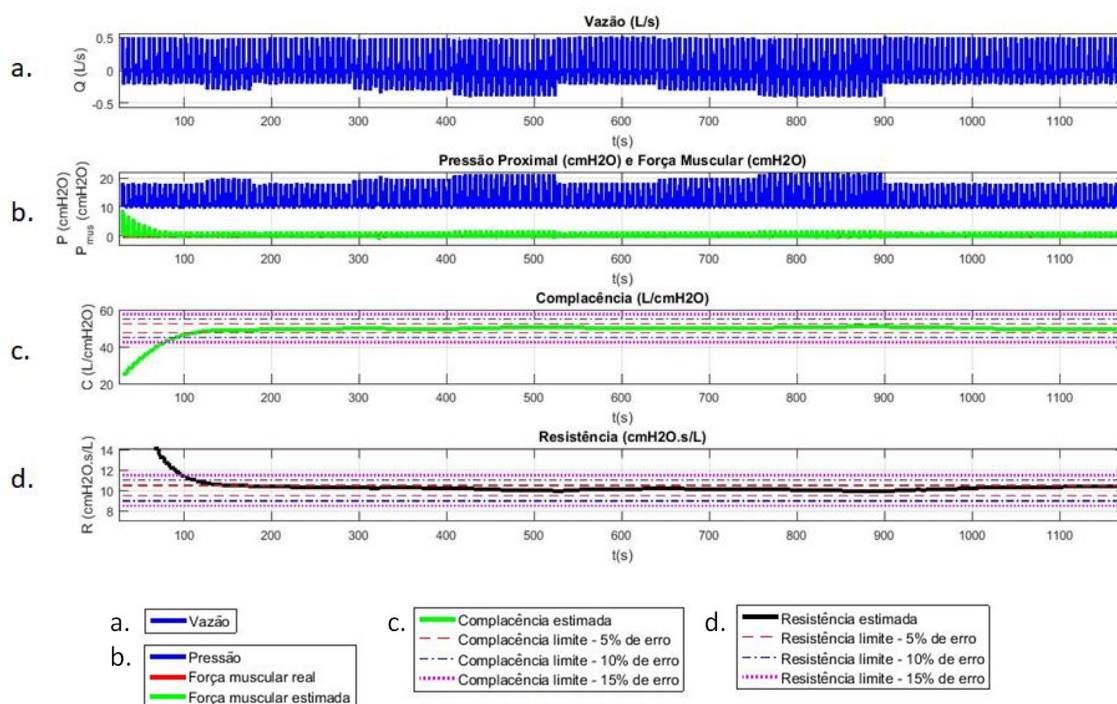


Figura 45 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

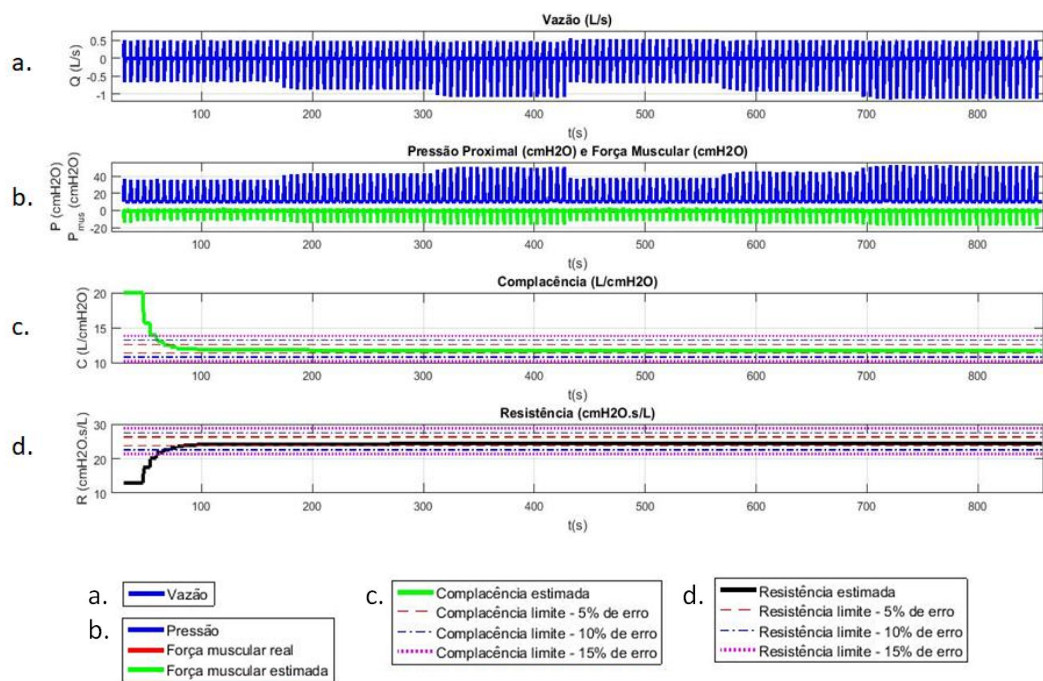


Figura 46 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

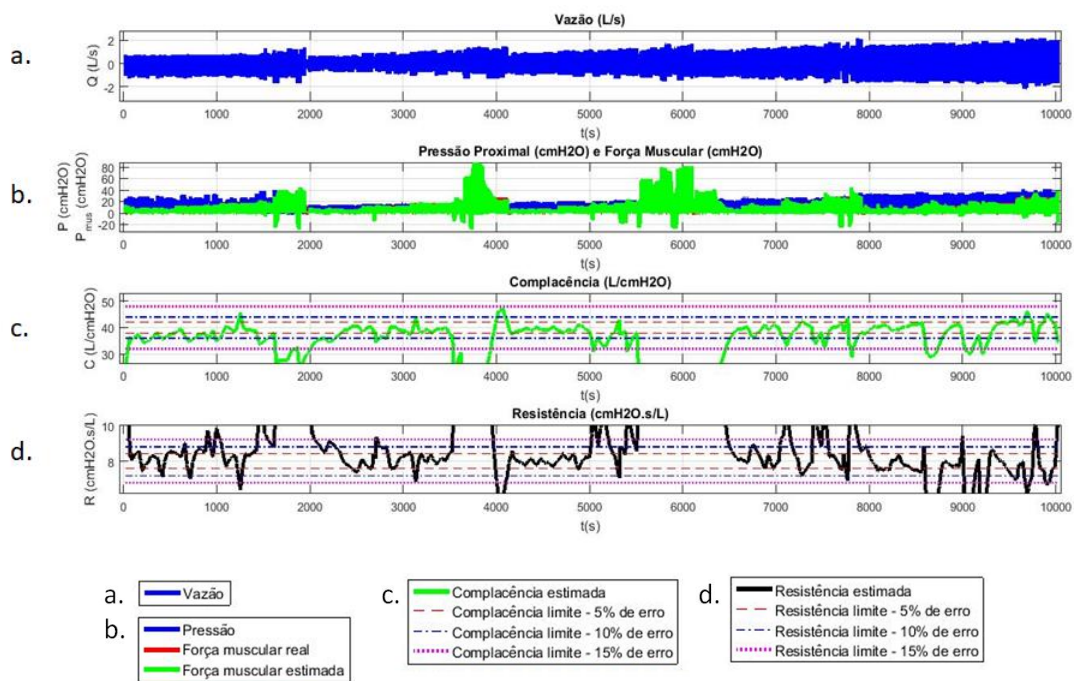


Figura 47 - Aplicação do algoritmo a um sinal obtido de um pulmão mecânico.

6 Análises e conclusões

A análise dos dados mostrou que um dos gargalos para o cálculo preciso da força muscular consiste na metodologia de determinação dos pontos que, de forma confiável, podem ser utilizados na estimação da força muscular. Isso por que, a utilização de pontos inadequados, seja por causa da presença de força muscular, seja por causa da presença de transientes, ruídos ou outros artefatos, leva ao ajuste inadequado de curvas expiratórias e a erros na determinação das pseudo-propriedades.

Pode-se citar duas situações, em especial, em que a metodologia falha:

- em presença de *glitch* em locais em que a força muscular não é alta o suficiente para compensar o efeito dos transientes.
- quando o esforço muscular com duração maior ou igual à duração da inspiração, o que ocorre com frequência em modo de pressão suporte.

O primeiro problema pode ser resolvido filtrando o *glitch* antes do cálculo de força muscular, seja aprimorando a modelagem do sistema, seja usando técnicas de tratamento de dados, identificação de sistema, dentre outros. A dificuldade de se resolver tal problema consiste no fato de que o *glitch*, embora aparente no resíduo, é de difícil visualização e identificação nos sinais de vazão e pressão. A metodologia apresentada nesse relatório utiliza critérios empíricos para evitar regiões de *glitch*, que acabam por ser descartadas e inúteis para o cálculo de esforço muscular, mas que poderiam ser úteis caso o *glitch* fosse devidamente modelado.

O segundo problema não pode ser resolvido somente com o modelo e as hipóteses adotadas, pois a presença de força muscular durante toda a inspiração torna o sistema indeterminado. Para a resolução do problema em questão talvez seja necessário acrescentar mais hipóteses ao modelo adotado ou adotar outro modelo.

Embora o algoritmo apresentado ainda careça de refinamentos e testes para o uso médico, os resultados até o momento mostraram que as metodologias apresentadas no presente trabalho são promissoras e podem auxiliar não apenas na estimativa de esforço muscular, como também na detecção mais precisa de assincronias respiratórias.

7 Referências bibliográficas

ALVES, G. S., SIMÕES, L. A., CALDEIRA, J. A., Disfunção dos músculos respiratórios de pacientes críticos sob ventilação mecânica por insuficiência respiratória aguda: revisão de literatura. **FISIOTERAPIA E PESQUISA**, v. 14, n. 2, p. 84-90, 2007.

AMATO, et al., Driving Pressure and Survival in the Acute Respiratory Distress Syndrome. **N Engl J Med**, v. 372, n. 8, p. 747-755, 2015.

ANDRADE, L., MANOLAKOS, E. S. Signal Background Estimation and Baseline Correction Algorithms for Accurate DNA Sequencing. **Journal of VLSI Signal Processing**, v. 35, p. 229-243, 2003.

BALLEZA-ORDAZ, et al. Tidal volume monitoring by electrical impedance tomography (EIT) using different regions of interest (ROI): Calibration equations. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 18, p. 102-109, 2015.

BBC. Ventilation. Disponível em: <<http://www.bbc.co.uk/education/guides/z6h4jxs/revision/2>>. Acesso em: 01 out. 2017.

BEITLER, et al. Quantifying unintended exposure to high tidal volumes from breath stacking dyssynchrony in ARDS: the BREATHE criteria. **Intensive Care Med**, v.42, p. 1427-1436, 2016.

BIKKER, I. G. et al. Lung volume calculated from electrical impedance tomography in ICU patients at different PEEP levels. **Intensive Care Med**, v. 35, p. 1362-1367, 2009.

BLANCH, L. et al. Asynchronies during mechanical ventilation are associated with mortality. **Intensive Care Medicine**, v. 41, n. 4, p. 633-641, 2015.

BOSMA, K. J. **Asynchrony During Mechanical Ventilation**. Disponível em: <https://criticalcarecanada.com/presentations/2012/asynchrony_during_mechanical_ventilation.pdf>. Acesso em: 11 nov. 2017.

BROCHARD, L. et al. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v. 150, n. 4, p. 896-903, 1994.

ESTEBAN, A. et al. Characteristics and outcomes in adult patients receiving mechanical ventilation: a 28-day international study. **JAMA**, v. 287, n. 3, p. 345-55, 2002.

HOLANDA, M. A. Manual de Ventilação Mecânica - Modos Ventilatórios Básicos, 2017. Disponível em: <<https://xlung.net/manual-de-vm/modos-ventilatorios-basicos>>. Acesso em: 6 maio 2017.

INGMAR MEDICAL. ASL 5000 Breathing Simulator. Disponível em: <https://www.ingarmed.com/products/asl-5000>. Acesso em: 01 out. 2017.

KOGA, M. D. F. **Estimação de esforço respiratório para pacientes com ventilação mecânica**, Trabalho apresentado no curso PME2533 - Introdução à Biomecânica na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2016. Não publicado.

KOLOBOW, T. et al. Severe impairment in lung function induced by high peak airway pressure during mechanical ventilation. An experimental study. **The American review of respiratory disease**, v. 135, n. 2, p. 312-5, 1987.

NGUYEN, NHA. **Wavelet based array comparative genomic hybridization and mass spectrometry data analysis**. 2010, 150 p. Tese (Doutorado) – The University of Texas at Arlington, Arlington, 2010.

NICKSON, C. Intrinsic PEEP, 2014. Disponível em: <<https://lifeinthefastlane.com/ccm/intrinsic-peep/>>. Acesso em: 6 maio. 2017.

OSBORNE, S. Airways Resistance and Airflow through the Tracheobronchial Tree. Disponível em: < <http://studylib.net/doc/18505448/airways-resistance-and-airflow-through-the>>. Acesso em: 01 out. 2017.

PÚBLIO, S. C.; MARTINS, J. A. Interação paciente ventilador nas diferentes fases do ciclo ventilatório em ventilação por pressão de suporte. **Rev Med Minas Gerais**, v. 20, n. 3, p. 55-65, 2010.

RANIERI, V. M. et al. Effect of mechanical ventilation on inflammatory mediators in patients with acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. **JAMA**, v. 282, n. 1, p. 54-61, 1999.

RITTNER, F., DÖRING, M. **Curves and Loops in Mechanical Ventilation**. Disponível em: <<http://www.frca.co.uk/documents/Curves%20&%20Loops%20Booklet.pdf>>. Acesso em: 01 out. 2017.

SCHELLEKENS et al., Strategies to optimize respiratory muscle function in ICU patients. **Critical Care**, v. 20, n. 103, 2016.

SLUTSKY, A. S. Mechanical ventilation. American College of Chest Physicians' Consensus Conference. **Chest**, v. 104, n. 6, p. 1833-59, 1993.

SLUTSKY, A. S., BROCHARD, L. **Mechanical ventilation**. Berlin: Springer, 2005.

THE MATHWORKS, INC. Documentation: msbackadj. Disponível em: <https://www.mathworks.com/help/bioinfo/ref/msbackadj.html>. Acesso em: 01 out. 2017.

TIMPEL. Mechanical ventilation. Disponível em: <http://www.timpel.com.br/>. Acesso em: 2 ago. 2016.

WEST, J. B. **Respiratory physiology: the essentials**. Filadélfia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

WILKINS, R. L. et al. **Egan Fundamentos da Terapia Respiratória**. Missouri: Elsevier, 2017.

YOUNES, M. **Method and device for generating of a signal that reflects respiratory efforts in patients on ventilatory support**. US 2009/0221926 A1. 3 set. 2009.