

APLICATIVO PARA CAPTAÇÃO DA FREQUÊNCIA VIBRATÓRIA PRODUZIDA  
PELO ACAPELLA®

RAISSA MORAES DE CASTRO<sup>1</sup>; GUILHERME CARVALHO DA SILVA<sup>2</sup>; NATHIARA ELLEN DOS SANTOS<sup>3</sup>; DENISE MARIA SÁ MACHADO DINIZ<sup>4</sup>; MARCUS DAVI DO NASCIMENTO FORTE<sup>5</sup>; BISMARCK CLAURE TORRICO<sup>5</sup>; FABRÍCIO GONZALEZ NOGUEIRA<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Engenheira Elétrica-Universidade Federal do Ceará (UFC)

<sup>2</sup>Acadêmico do Laboratório de Robótica do Grupo de Pesquisa em Automação e Robótica (GPAR) do curso de engenharia elétrica da Universidade Federal do Ceará (UFC)

<sup>3</sup>Pós graduanda em Fisioterapia Cardiorrespiratória-Centro Universitário Estácio do Ceará, Fortaleza, Ceará.

<sup>4</sup>Professora Titular do Centro Universitário Estácio do Ceará, Fortaleza, Ceará.

<sup>5</sup>Pós-graduando do Laboratório de Robótica do Grupo de Pesquisa em Automação e Robótica (GPAR) do curso de engenharia elétrica da Universidade Federal do Ceará (UFC)

<sup>6</sup>Professor do Laboratório de Robótica do Grupo de Pesquisa em Automação e Robótica (GPAR) do curso de engenharia elétrica da Universidade Federal do Ceará (UFC)

## RESUMO

Esta pesquisa apresenta os resultados preliminares do projeto para desenvolvimento de um frequencímetro digital que foi modelado para detectar as vibrações oscilatórias de um equipamento de fisioterapia respiratória. Portanto, os circuitos e sistemas propostos possuem o intuito de fornecer feedback visual para o paciente, assim como aconselhamento em relação à força desejada do sopro, para aprimorar o tratamento. Um Sensor de Efeito Hall Linear foi acoplado a um equipamento fisioterapêutico, e o sinal de saída é condicionado através de um conjunto de filtros. A Transformada Rápida de Fourier desse sinal é, então, usada para extrair informações no domínio da frequência para serem, finalmente, apresentadas em tempo real para os pacientes.

Palavras-Chaves: OOAF, Técnicas de Fisioterapia Respiratória, Sensor de Efeito Hall Linear, Filtro, TRF.

## ABSTRACT

This research presents the preliminary results of the project for the development of a digital frequency meter that was modeled to detect as oscillatory vibrations of a respiratory physiotherapy equipment. Therefore, the proposed circuits and systems have or provide visual feedback to the patient, such as breath strength advice, for improvement or treatment. A Hall Linear effect sensor has been coupled to a physical therapy equipment, and the output signal is conditioned through a set of filters. The Fast Fourier Transform of this signal is then used to extract information in the reproduction frequency domain, finally real time duration for patients.

Keywords: OHFO, Physical Therapy Modalities, Linear Hall-Sensor, Filters, FFT.

## INTRODUÇÃO

A fisioterapia respiratória é comumente referida como um dos campos de estudo da Fisioterapia, com foco no tratamento de disfunções agudas e crônicas do sistema cardiopulmonar. Ele abrange muitas técnicas para ajudar os pacientes a melhorar a capacidade respiratória, sendo uma delas o uso de osciladores orais de alta frequência (OOAF), que, combinados com a pressão expiratória positiva (PEP), uma aplicação de resistência quando o paciente expira, são eficazes métodos para o tratamento de doenças respiratórias (MUELLER, 2014).

O Acapella é um equipamento desenvolvido por DHD Healthcare, em Wampsville, Nova York, que possui três modelos principais: um azul para pacientes que não conseguem manter um fluxo expiratório superior a 15 L/min por 3 minutos; cor verde, para pacientes que podem manter um fluxo superior antes de 15 L/min por pelo menos 3 minutos e autoclavável, para todos os pacientes (SILVEIRA, 2017).

Os outros aparelhos utilizados para a mesma finalidade, como o Flutter VRP1 e o Shaker, usam uma esfera metálica para aplicar resistência gravitacional, para que a esfera possa passar de sua posição inicial para uma mais alta, dependendo do fluxo de ar aplicado pelo paciente. Para esse fim, o paciente precisa manter o instrumento em paralelo com o chão, exigindo que ele permaneça sentado durante o tratamento.

Ao contrário dos equipamentos anteriores mencionados, o Acapella utiliza um ímã que foi anexado à sua base. Quando o fluxo de ar começa a atravessar a parte interna do aparelho a haste é empurrada para cima, o ímã que existe dentro do aparelho puxa a haste de volta para baixo, devido a uma pequena peça metálica que existe em sua extremidade, fazendo o aparelho vibrar. Por causa do seu princípio de funcionamento, o Acapella pode ser usado em qualquer posição, permitindo que pacientes que não podem permanecer sentados durante o tratamento possam fazer o tratamento. Além disso, outra vantagem do Acapella é que é possível ajustar a oscilação de frequência e a resistência do fluxo expiratório através de um mecanismo na parte traseira do instrumento, que pode alterar a altura do ímã em relação à base (DOS SANTOS, 2013).

Na fisioterapia, uma das muitas adversidades enfrentadas por seus profissionais é a produtividade dos aparelhos utilizados nos tratamentos. Devido à natureza mecânica de alguns desses equipamentos utilizados, geralmente, são puramente mecânicos, a maioria dos fisioterapeutas tem dificuldade em detectar se a terapia está sendo aplicada eficientemente a seus pacientes.

Alguns dos exemplos mais notáveis desta situação são as aplicações dos OOAF's em fisioterapia respiratória: devido à falta de feedback visível do equipamento para o paciente e o profissional, o fisioterapeuta pode considerar que o OOAF não está oscilando na frequência desejável e que a terapia pode ter sido comprometida.

Com base nos trabalhos de instrumentação biomédica de (MAES, VANDERSTEEN e IONESCU, 2014), que utiliza técnicas de controle linear de feedback, juntamente com a implementação de hardware e software via microcontroladores para obter impedância respiratória em baixas frequências; (IONESCU e DE KEYSER, 2008), que analisa mudanças na mecânica respiratória de pacientes não crônicos e crônicos por meio de análise e processamento de sinais; (PIMMEL, 1977), que utilizavam alto-falantes para simular oscilações de pressão e uma unidade sensorial especial para medir a magnitude e os ângulos de fase das pressões e dos sinais de fluxo, a fim de fornecer uma modificação de uma técnica de tratamento respiratório; e (DE MELO e DE ANDRADE LEMES, 2002), que propôs o desenvolvimento de um software totalmente dedicado a identificar impedâncias no sistema respiratório durante o sono, bem como avaliar seu desempenho em diferentes tipos de condições, este trabalho apresenta a modelagem de um medidor de frequência com o objetivo de capturar informações da frequência em que o paciente soprando dentro do equipamento e exibindo-o digitalmente, cujo retorno e ajuste do fluxo de ar para coincidir com o referido valor de periodicidade permitirão ao profissional aplicar a adequada cuidados médicos.

## METODOLOGIA

Estudo de natureza descritiva, transversal com abordagem quantitativa dos resultados, realizado no Laboratório de Robótica no Grupo de Pesquisa em Automação e Robótica (GPAR) do curso de engenharia elétrica da Universidade Federal do Ceará (UFC) e no laboratório de Fisioterapia respiratória do Centro Universitário Estácio do Ceará, no período de 2018 a 2019, utilizando uma combinação de medição por Sensor de Efeito Hall Linear, Conversão A/D e Transformada Rápida de Fourier (TRF).

Foi utilizado o conversor A / D da placa KL25Z, que transforma um sinal de tempo em um sinal de tempo discreto com uma resolução de 8 bits. A faixa da entrada de tensão é de aproximadamente 0 a 3,3 V, e é altamente sensível a interferência estática, o que pode comprometer a aquisição de dados, sendo assim os filtros estabilizam o sinal e o adequa para a faixa de tensão requerida pelo conversor.

Utilizando uma biblioteca para fazer a Transformada Rápida de Fourier, o microcontrolador irá receber uma onda de sinais discretizados no tempo, e assim, transformá-los para o domínio da frequência.

Por fim, de posse do valor mais significativo na frequência do sinal de entrada, a KL25Z irá enviar via bluetooth um valor numérico correspondente para o celular conectado a este bluetooth, para que o aplicativo desenvolvido possa mostrar na tela este valor.

Ainda pensando na portabilidade do circuito montado, para que fique o mais prático possível para o paciente e fisioterapeuta, e assim, não interfira no tratamento, foi utilizado o módulo Bluetooth HC-06, ilustrado na figura 17, para enviar as informações adquiridas e tratadas pelo microcontrolador direto para o celular do fisioterapeuta. Assim, o profissional terá disponível na tela do seu aparelho as médias das frequências de cada série de sopro que seu paciente está realizando, e assim orientá-lo melhor durante o tratamento.

Esse módulo utiliza a versão 2 do padrão Bluetooth, que ainda é muito utilizado em projeto com sistemas embarcados. Ele dispõe de 4 pinos de entrada e saída de dados, sendo dois deles para alimentação do sistema, dois para a transmissão e recepção de dados via serial, e também este módulo possui apenas o modo de funcionamento slave (OLIMEX, 2011).

Sendo assim, o módulo foi conectado a placa Freedom KL25Z e por meio de código envia os dados para o aplicativo.

O aplicativo foi realizado utilizando uma linguagem de programação em blocos e com as funcionalidades de conexão bluetooth e entrada e saída de informação textual. O aplicativo deve então estabelecer uma conexão com o módulo bluetooth e mostrar na tela para o usuário os valores adquiridos pelo microcontrolador. Além disso, deve ser possível adicionar as informações do paciente, semelhante a ficha médica utilizada no tratamento. No final da série de sopros o usuário ainda poderá transformar as informações adquiridas no tratamento em um arquivo digital e assim facilitar a disposição do material.

Para a versão de teste foi utilizado apenas uma versão reduzida do tratamento, inicialmente somente com as perguntas de nome, idade e pressão cardíaca, mostrado na figura 18. Também com uma versão reduzida foi implementado uma tabela para indicar a frequência média de cada um dos sopros. Então, foi adicionado na aplicação 3 séries com 5 sopros cada, mostrada na figura 19. As imagens 18 e 19 foram tiradas da aplicação já funcional em um celular Android.

O sinal elétrico gerado pelo OOAF é uma composição de dois componentes de tensão: uma onda senoidal CA (corrente alternada), cuja frequência varia de 0 a 50 Hz, e um offset CC (corrente contínua) originado da saída padrão do sensor. A análise sinal em simulação em comparação com o obtido através de experimentos se torna necessário para estipular o sucesso do projeto, para resolver o problema.

## RESULTADOS/DISCUSSÃO

Inicialmente foi feita a observação se o circuito montado atendia ao objetivo proposto, medindo a forma de onda em pontos do circuito. Na Figura 1 o sinal apresentado é o obtido diretamente da saída do sensor de efeito Hall, ele possui uma amplitude de, aproximadamente, 100 mV, em torno do offset de 2,5 V, que é a tensão de repouso do sensor. O sinal também contém estática de alta frequência devida a capacitância bruta do sensor.

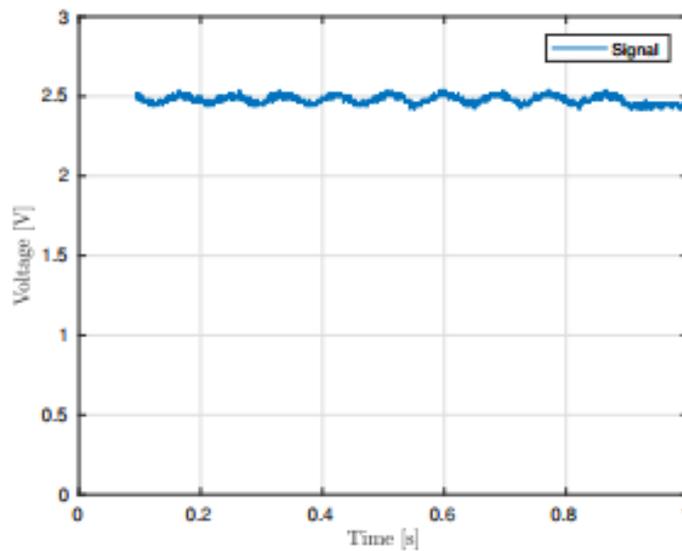


Figura 1: Sinal de entrada.  
Fonte Próprio autor.

Para remover o offset o sinal é processado pelo filtro passa-altas. Então, depois o sinal filtrado oscila em torno da tensão de referência desejada de 1,5 V. A amplitude também foi ampliada com um ganho de 5, que resultou em um novo intervalo de, aproximadamente, 500 mV, como esperado. Este ganho de amplitude foi aplicado a interferência estática também. O sinal resultante ficou defasado  $180^\circ$  devido à configuração inversora do amplificador operacional e está ilustrado na figura 2.

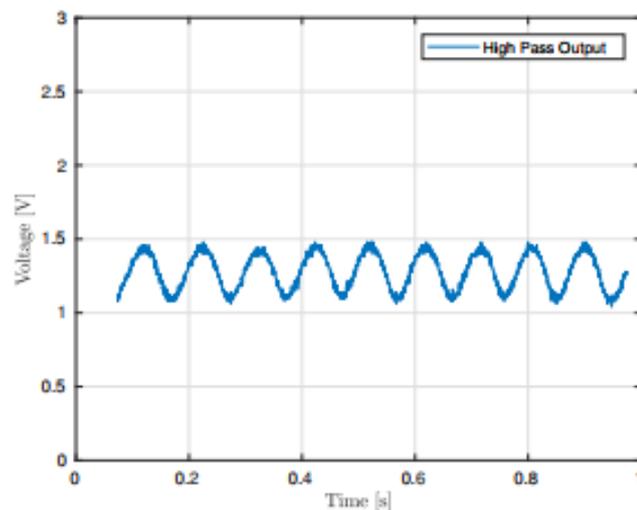


Figura 2: Sinal após passar pelo filtro passa-altas.  
Fonte Próprio autor.

A figura 3 apresenta o sinal final, logo após passar pelo filtro passa-baixas para bloquear a estática e condicionar totalmente o sinal a ser convertido. A forma de onda fica novamente deslocada  $180^\circ$  e a amplitude permanece a mesma devido a ganho 1 de amplificação. Sendo assim, os resultados obtidos foram suficientes para o conversor A / D da KL25Z converter e fazer a análise do sinal por meio da TRF.

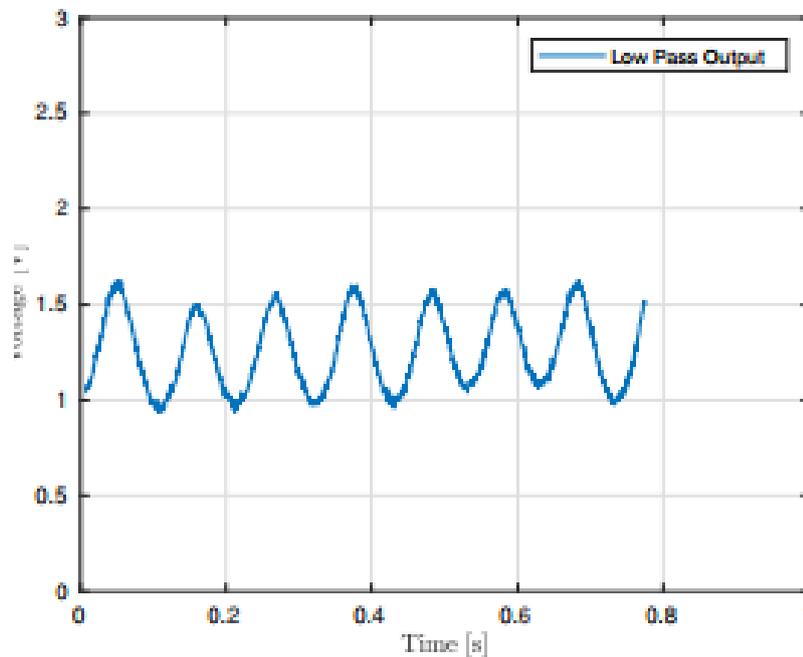


Figura 3: Sinal após passar pelo filtro passa-baixas.  
Fonte Próprio autor.

Depois do sinal passar pelo condicionamento e pelo conversor A / D, o algoritmo TRF é então aplicado para transformar o sinal em uma função no domínio da frequência. Na figura 4 podemos ver a TRF atuando em 5 diferentes forças de sopros de pacientes. O algoritmo é usado nos 128 exemplos obtidos pelo conversor A / D conectado com a saída do filtro passa-altas. O circuito construído é capaz de detectar frequências de 10 a 25 Hz. Frequências muito altas causam perda de amplitude no sinal devido ao limitado ganho de amplificação, mas estas frequências não são esperadas de um uso normal do aparelho.

A Tabela 1 mostra a relação entre a frequência e a amplitude dos sopros de acordo com a força aplicada pelo paciente na hora de expelir o ar. Os valores referidos da Tabela 1 são referentes as ondas da figura 4.

Tabela 1 – Relação entre as forças dos sopros, frequência e amplitude por meio da análise da TRF

Força do Sopro	Frequência (Hz)	Amplitude
Fraco	9 ( <i>Blow 5</i> )	0,08
Médio	11 ( <i>Blow 2</i> ) / 14 ( <i>Blow 2</i> )	0,08 / 0,08
Forte	17 ( <i>Blow 1</i> ) / 20 ( <i>Blow 3</i> )	0,05 / 0,03

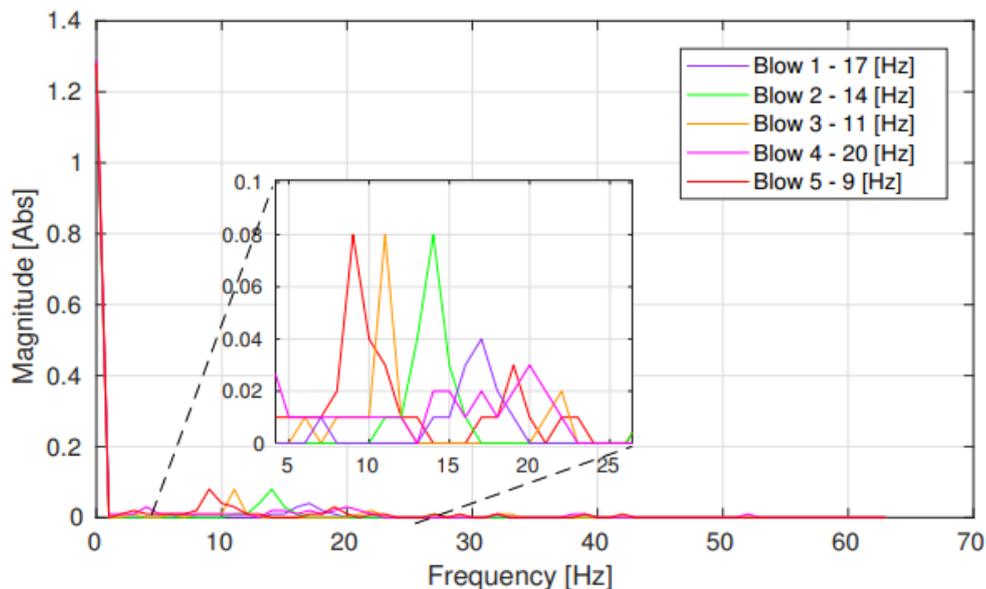


Figura 4: Transformada Rápida de Fourier dos sinais capturados.  
Fonte: Próprio autor.

## CONCLUSÃO

O propósito deste trabalho era tornar mais fácil e, principalmente, mais assertivo a medição da frequência emitida pelo equipamento Acapella de tratamento fisioterapêutico. Desde o princípio era conhecida a frequência que traria os melhores resultados, de 13 a 15 Hz, porém como não havia um meio que fornecesse um feedback o tratamento era baseado exclusivamente em como o paciente se sentia.

Após a escolha do sensor foi preciso a montagem de um circuito que moldasse melhor o sinal para que fosse feita a conversão pelo conversor A/D da placa microcontroladora.

Este processo ocorreu sem maiores problemas, porém visando no futuro tornar esse sistema mais prático para o fisioterapeuta, foi necessário mudar o circuito pensando na utilização de baterias, e que este circuito ficará anexado ao Acapella.

Depois de implementado o circuito de condicionamento de sinal foi implementada na placa microcontroladora KL125Z a programação da Transformada Rápida de Fourier e com isso já foi possível testar o sistema. Os testes se mostraram bastante satisfatórios, com as frequências de sopros variando na faixa desejada de frequência.

A aplicação móvel desenvolvida no App Inventor tem propósito apenas para testes, já que esta plataforma é limitada em alguns requisitos, como o tratamento das informações advindas do bluetooth. Sendo assim, pensando em trabalhos futuros é essencial a mudança de plataforma para o Android Studio, que é o ambiente de desenvolvimento integrado mais popular e completo para o desenvolvimento de aplicações. Foi desenvolvido pela Google em 2013 e atualmente conta com emuladores, ambiente unificado, modelos de códigos e integração com o GitHub, frameworks e ferramentas de teste e uma ferramenta para detecção de problemas de desempenho, usabilidade e compatibilidade de versões (ANDROID, 2019).

## REFERÊNCIAS

ALEXANDER, C. K.; SADIKU, M. N. Fundamentos de circuitos elétricos. 5. ed. [S.l.]: AMGH Editora, 2013.

BONNIE BAKER, M. T. Using operational amplifiers. Microchip Technologies, Inc, 2000.

BRONCHIECTASIS. Oscillating Positive Expiratory Pressure Therapy. Bronchiectasis Toolbox, 2018. Disponível em: <<https://bronchiectasis.com.au/physiotherapy/techniques/oscillating-positive-expiratory-pressure-therapy>>. Acesso em: 24 Novembro 2019.

COUTO, A. S. Efeito da ELTGOL e Acapella sobre aeração e ventilação pulmonar avaliada através da tomografia por impedância elétrica em indivíduos com fibrose cística. Universidade Federal de Pernambuco. [S.l.]. 2016.

DE MELO, P. L.; DE ANDRADE LEMES, L. N. Instrumentation for the analysis of respiratory system disorders during sleep: design and application. Review of scientific instruments, v. 73, p. 3926-3932, 2002.

DIAS, V. D. F. Filtros Elétricos, 1997. Disponível em: <[http://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap\\_12/filtelec.htm](http://www.ufrgs.br/eng04030/Aulas/teoria/cap_12/filtelec.htm)>. Acesso em: 16 Novembro 2019.

DOS SANTOS, A. P. E. A. Mechanical behaviors of Flutter VRP1, Shaker, and Acapella devices. Respiratory care, v. 58, p. 298-304, 2013.

GAVA, M. V.; ORTENZI, L. Estudo analítico dos efeitos fisiológicos e da utilização do aparelho Flutter VRP 1®. *Fisioterapia em Movimento*, p. 37-48, 1998.

HAN, J.; REN, G.; HAN, C. A novel fixed-point FFT algorithm on embedded digital signal processing systems. WCC 2000-ICSP 2000. 2000 5th International Conference on Signal Processing Proceedings. 16th World Computer Congress 2000. [S.l.]: [s.n.]. 2000. p. 48-53.

HARDESTY, L. The MIT roots of Google's new software. MIT News, 2010. Disponível em: <<http://news.mit.edu/2010/android-abelson-0819>>. Acesso em: 2019 Novembro 21.

IONESCU, C. M.; DE KEYSER, R. Relations between fractional-order model parameters and lung pathology in chronic obstructive pulmonary disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 56, p. 978-987, 2008.

JAMES W. NILSSON, S. A. R. *Circuitos Elétricos*. 8. ed. [S.l.]: Pearson Prentice Hall, 2009.

MAES, H.; VANDERSTEEN, G.; IONESCU, C. Estimation of respiratory impedance at low frequencies during spontaneous breathing using the forced oscillation technique. 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. [S.l.]: [s.n.]. 2014. p. 3410-3413.

MOREIRA, G. L. E. A. Efeito da técnica de oscilação oral de alta frequência aplicada em diferentes pressões expiratórias sobre a função autonômica do coração e os parâmetros cardiorrespiratórios. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 16, p. 113-119, 2009.

MUELLER, G. E. A. Laboratory evaluation of four different devices for secretion mobilization: acapella choice, green and blue versus water bottle. *Respiratory care*, v. 59, p. 673-677, 2014.

NXP. FRDM-KL25Z: Freedom Development Platform for Kinetis® KL14, KL15, KL24, KL25 MCUs. NPX Semiconductor, 2019. Disponível em: <<https://www.nxp.com/design/development-boards/freedom-development-boards/mcu-boards/freedom-development-platform-for-kinetis-kl14-kl15-kl24-kl25-mcus:FRDM-KL25Z>>. Acesso em: 2019 Novembro 15.

OLIMEX. Product Data Sheet, 2011. Disponível em: <<https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf>>. Acesso em: 24 novembro 2019.

PATTERSON JE, H. O. K. L. B. I. E. J. B. J. Acapella. *Chronic Respiratory Disease*, v. 4, p. 67-74, 2007.

PIMMEL, R. L. E. A. Instrumentation for measuring respiratory impedance by forced oscillations. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, p. 89-93, 1977.

SEDRA, A. S. A. S. K. C. *Microelectronic Circuits*. Oxford University, n. 5, p. 1168–1169, 2004.

SILVEIRA, A. C. T. E. A. Uso da Oscilação Oral de Alta Frequência em Pacientes Ventilados Mecanicamente, um Estudo Prospectivo e Revisão de Literatura. Cadernos UniFOA, v. 2, p. 104-110, 2017.

VOLSKO, T. A.; DIFIORE, J. M.; CHATBURN, R. L. Performance comparison of two oscillating positive expiratory pressure devices: Acapella versus Flutter. Respiratory care, v. 48, p. 124-130, 2003.