



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ**  
**CENTRO DE TECNOLOGIA**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**CURSO DE GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**RAISSA MORAES DE CASTRO**

**DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FREQUÊNCIA E INTERFACE MÓVEL PARA  
EQUIPAMENTO DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA**

**FORTALEZA**

**2019**

RAISSA MORAES DE CASTRO

DESENVOLVIMENTO DE SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FREQUÊNCIA E INTERFACE MÓVEL PARA  
EQUIPAMENTO DE FISIOTERAPIA RESPIRATÓRIA

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Curso de Graduação em Engenharia Elétrica  
do Centro de Tecnologia da Universidade  
Federal do Ceará, como requisito parcial à  
obtenção do grau de bacharel em Engenharia  
Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Gonzalez  
Nogueira

FORTALEZA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação  
Universidade Federal do Ceará  
Biblioteca Universitária  
Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

---

C353d Castro, Raissa Moraes de.

Desenvolvimento de sistema de medição de frequência e interface móvel para equipamento de fisioterapia respiratória / Raissa Moraes de Castro. – 2019.  
40 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal do Ceará, Centro de Tecnologia, Curso de Engenharia Elétrica, Fortaleza, 2019.

Orientação: Prof. Dr. Fabrício Gonzalez Nogueira.

1. OOAF. 2. Técnicas de Fisioterapia Respiratória. 3. Sensor de Efeito Hall Linear. 4. Filtro. 5. TRF. I.  
Título.

CDD 621.3

---

RAISSA MORAES DE CASTRO

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao  
Curso de Graduação em Engenharia Elétrica do  
Centro de Tecnologia da Universidade Federal  
do Ceará, como requisito parcial à obtenção do  
grau de bacharel em Engenharia Elétrica

Aprovada em: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_.

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Fabrício Nogueira Gonzalez (Orientador)  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Prof. Dr. Bismark Claire Torrico  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

---

Profª. MSc. Denise Maria Sá Machado Diniz  
Faculdade Estácio de Sá

---

MSc. Marcus Davi do Nascimento Forte  
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Aos meus pais, Nágela e Eivaldo,  
À minha irmã, Clarissa,  
Ao meu namorado Mayco,  
Aos meus amigos, Matheus e Carina,  
Por sempre me darem forças.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus pais, Nágela e Erivaldo, e minha irmã, Clarissa, que sempre foram e serão a minha base, por toda a compreensão por conta da minha ausência, e mesmo quando eu não podia estar perto ou passando muito tempo junto, eles nunca deixaram de me apoiar e mostrarem seu orgulho e amor por mim, espero sempre poder retribuí-los pelo tanto que eles representam para mim.

Ao professor Fabrício, por ter cedido prontamente laboratório, espaço, instrumentos e ajuda. A professora Denise, por sua paciência e atenção em me passar todo o seu conhecimento sobre fisioterapia respiratória.

Aos meus amigos de infância Matheus e Carina, que gastaram muitas horas para me ajudar, e também por estarem presentes em muitos momentos especiais, sempre aconselhando e guiando para o caminho certo. Ao meu namorado Mayco, por me dar forças e não me deixar desistir nos momentos mais difíceis, e por sempre tentar me fazer sorrir.

Por fim, agradeço aos amigos de curso e de vida que muitas vezes indiretamente ou diretamente me ajudaram, a ter ideias, inspirações e soluções para desenvolver o meu trabalho de conclusão de curso. A mim mesmo, também, por todo o esforço, dedicação, por todo trabalho duro, paciência, por ter perdido tantas noites, não ter deixado de fazer o melhor.

Agradeço a todos, pois sei que por trás de qualquer coisa que eu faça há muitas pessoas me inspirando e me auxiliando cada uma de sua forma.

“Tudo aquilo que o homem ignora,  
não existe para ele.  
Por isso o universo de cada um,  
se resume no tamanho de seu saber”  
Albert Einstein

## RESUMO

Esta dissertação apresenta os resultados preliminares do projeto 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-Chave:** OOAF, Técnicas de Fisioterapia Respiratória, Sensor de Efeito Hall Linear, Filtro, TRF.

## **ABSTRACT**

This dissertation presents the preliminary results of the design 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.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURA 1 - MODELO <i>SHAKER</i> ® .....	18
FIGURA 2 - MODELO <i>FLUTTER VPRI</i> ® .....	18
FIGURA 3 - COMPONENTES INTERNOS DO <i>ACAPELLA</i> ® .....	19
FIGURA 4 - MODELOS DO <i>ACEPELLA</i> ® .....	20
FIGURA 5 - FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO INICIAL A SER PREENCHIDO DURANTE O TRATAMENTO .....	21
FIGURA 6 - FILTRO ATIVO DE PRIMEIRA ORDEM GENÉRICO .....	23
FIGURA 7 - FILTRO PASSA-BAIXAS DE PRIMEIRA ORDEM ATIVO .....	23
FIGURA 8 - FILTRO PASSA-ALTAS DE PRIMEIRA ORDEM ATIVO.....	24
FIGURA 9 - PLATAFORMA DE DESENVOLVIMENTO FRDM-KL25Z.....	27
FIGURA 10 - PROGRAMAÇÃO EM BLOCOS DO <i>APP INVENTOR</i> .....	28
FIGURA 11 - AMBIENTE DO <i>APP INVENTOR</i> DESTINADO A AJUSTE DA APARÊNCIA DA APLICAÇÃO .....	29
FIGURA 12 - DIAGRAMA DO PROCESSO REALIZADO .....	30
FIGURA 13 - SENSOR DE EFEITO HALL SS49E.....	31
FIGURA 14 - IMÃ E SENSOR POSICIONADOS INTERNAMENTE AO <i>ACAPELLA</i> .....	31
FIGURA 15 - PRIMEIRO CIRCUITO MONTADO .....	32
FIGURA 16 - SEGUNDO CIRCUITO MONTADO .....	34
FIGURA 17 - MÓDULO <i>BLUETOOTH HC-06</i> .....	35
FIGURA 18 - TELA DO APLICATIVO PARA INSERIR AS INFORMAÇÕES DO PACIENTE .....	36
FIGURA 19: TELA DO APLICATIVO COM TABELA QUE IRÁ MOSTRAR A FREQUÊNCIA DE CADA SOPRO .....	36
FIGURA 20 - SINAL DE ENTRADA .....	37
FIGURA 21 - SINAL APÓS PASSAR PELO FILTRO PASSA-ALTAS .....	38
FIGURA 22 - SINAL APÓS PASSAR PELO FILTRO PASSA-BAIXAS .....	38
FIGURA 23 – TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER DOS SINAIS CAPTURADOS.....	39

## **LISTA DE TABELAS**

TABELA 1 – Relação entre as forças dos sopros, frequência e amplitude por meio da análise da TRF 39

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FFT	Fast Fourier Transform
GND	Ground
OHFO	Oral High Frequency Oscillation
OOAF	Oscilação Oral de Alta Frequência
PEP	Pressão Expiratória Positiva
PGA	Programmable Gain Amplifier
SMD	Surface Mount Device
TDF	Transformada Discreta de Fourier
TRF	Transformada Rápida de Fourier
UTI	Unidade de Terapia Intensivo

## LISTA DE SIMBOLOS

®	marca registrada
$\omega_c$	frequência angular de corte
$F_c$	frequência de corte
K	ganho
$\int$	integral
$\Sigma$	somatório
V	tensão
l	comprimento
$\pi$	pi
V <sub>cc</sub>	Tensão contínua
Hz	Hertz
$\Omega$	Ohm
k	quilo
m	mili
$\mu$	micro

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	15
<b>2</b>	<b>FISIOTERAPIA RESPIRARÓRIA</b>	17
2.1	OSCILAÇÃO ORAL DE ALTA FREQUÊNCIA	17
2.2	TRATAMENTO DOS PACIENTES E PRINCIPAIS PROBLEMAS	20
<b>3</b>	<b>ANÁLISE DE SINAIS NA FREQUÊNCIA</b>	21
3.1	FILTROS	21
3.1.1	<i>Filtros ativos</i>	22
3.1.1.1	Filtros passa-baixas de primeira ordem	23
3.1.1.2	Filtros passa-alta de primeira ordem	24
3.2	TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER	25
3.3	MICROCONTROLADOR	26
3.4	MIT APP INVENTOR	27
<b>4</b>	<b>ANÁLISE DE OPERAÇÃO DA ACAPELLA® E CONSTRUÇÃO DO FREQUECÍMETRO</b>	29
4.1	SENSOR DE EFEITO HALL	30
4.2	CIRCUITOS UTILIZADOS	32
<b>5</b>	<b>INTERFACE HUMANO MÁQUINA</b>	34
5.1	MICROCONTROLADOR KL25Z	34
5.2	MÓDULO <i>BLUETOOTH</i>	35
5.3	<i>APLICATIVO</i>	35
<b>6</b>	<b>PROCESSOS DE TESTES E VALIDAÇÃO</b>	37
6.1	RESULTADOS DE SIMULAÇÃO	37
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	40
	<b>REFERÊNCIAS</b>	41

## 1 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. Ela abrange muitas técnicas para ajudar os pacientes a melhorar em capacidade respiratória, sendo uma delas o uso de osciladores orais de alta frequência (OOAF), que, combinam vibração com a pressão expiratória positiva (PEP), uma resistência quando o paciente expira, são eficazes métodos para o tratamento de doenças respiratórias (MUELLER, 2014).

O *Acapella*® é um equipamento desenvolvido pelo *DHD Healthcare*, em *Wampsville*, Nova York, possuindo três modelos principais: um azul para pacientes que não conseguem manter um fluxo expiratório superior à 15 L/min por 3 minutos; um de cor verde, para pacientes que podem manter um fluxo menor que 15 L/min por pelo menos 3 minutos sendo 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 expirado 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 eficiência 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 é a aplicação a OOAF em fisioterapia respiratória no entanto, devido à falta de *feedback* visível do equipamento para o

paciente e o profissional, o fisioterapeuta não pode confirmar que o OOAF está oscilando na frequência desejável e que a terapia não foi 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 oscilação 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.

(DE MELO e DE ANDRADE LEMES, 2002) 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 durante a execução do sopro do paciente dentro do equipamento e exibindo-o digitalmente, fornecendo retorno e ajuste do fluxo de ar para coincidir com o referido valor de periodicidade permitirão ao profissional aplicar a adequada, segura e eficaz técnica para os pacientes.

## 2 FISIOTERAPIA RESPIRARÓRIA

A fisioterapia respiratória é uma especialidade da fisioterapia que visa a prevenção e o tratamento de praticamente todas as doenças que atingem o sistema respiratório como por exemplo a asma, bronquite, insuficiência respiratória, tuberculose, enfisema, bronquietasia e pneumonia, e ela deve ser sempre realizada pelo fisioterapeuta, independentemente do local.

Exercícios respiratórios são também fundamentais para melhorar a respiração mobilizar a secreção e fornecer os músculos ventilatórios. Além disso, a fisioterapia respiratória pode ser feita também na Unidade de Terapia Intensiva (UTI), inclusive quando o paciente se encontra entubado, respirando com a ajuda de aparelhos.

### 2.1 Oscilação Oral de Alta Frequência

A Oscilação Oral de Alta Frequência (OOAF), ou *Oral High Frequency Oscillation* (OHFO), vem sendo estudada como um novo recurso fisioterapêutico, desde a década de 80, como sendo uma técnica de desobstrução brônquica. A OOAF pode ser utilizada como coadjuvante à Fisioterapia Respiratória no tratamento de doenças pulmonares que se caracterizam pelo aumento de secreção brônquica (GAVA e ORTENZI, 1998).

A técnica OOAF combinada com a pressão expiratória positiva (PEP) têm sido utilizadas para ajudar os pacientes a expelirem secreções (MOREIRA, 2009). Essas técnicas são utilizadas periodicamente em pacientes com certos quadros clínicos, como fibrose cística, bronquiectasia ou abscesso pulmonar, que fazem com que seja produzida uma grande quantidade de muco.

Os três aparelhos existentes para o tratamento OOAF são o *Flutter VRP1*®, *Acapella*® e o *Shaker*®, este último de origem nacional (VOLSKO, DIFIORE e CHATBURN, 2003). O funcionamento de todos os equipamentos obedece ao mesmo princípio de utilizar vibração associada a pressão expiratória positiva, ou seja, estes aparelhos oferecem uma vibração e uma resistência no momento da expiração do paciente. Dessa forma, a aplicação de frequências similares e tempos expiratórios maiores podem causar uma redução mais efetiva na viscoelasticidade do muco presente nos pacientes, o que torna mais fácil expeli-los.

Mecanicamente os aparelhos *Flutter VRP1*®, ilustrado na figura 1, e *Shaker*®, mostrado na figura 2, são similares, com a forma que lembra um cachimbo. Eles possuem em seu interior uma esfera metálica que tem a função de oferecer a resistência na hora que o paciente expira pela boca, através do equipamento. Assim, quando o fluxo de ar passa pela esfera, esta é

levantada e a gravidade faz com que ela volte à posição inicial, fazendo o equipamento vibrar. Por utilizar gravidade como método direto de produzir vibração, estes aparelhos só podem ser usados perpendicularmente ao chão, dificultado sua utilização em pacientes que não podem fazer o tratamento sentados ou em pé. Estes aparelhos não foram utilizados nesta pesquisa por sua construção dificultar a medição e aquisição de dados.

Figura 2 - Modelo *Shaker*



Fonte: <https://www.ncsdoBrasil.com/shaker-classic>.

Figura 1 - Modelo *Flutter VPR1*



Fonte: <https://henrotech.be/en/product/flutter-vrp1>.

Além do *Flutter VPR1*® e do *Shaker*®, existe o *Acapella*® que também funciona de forma similar aos dois primeiros, combinando a técnica OOAF com PEP (VOLSKO, DIFIORE e CHATBURN, 2003). A diferença deste equipamento está no método que é utilizado para gerar a PEP. Ao invés de utilizar uma esfera e a gravidade, o *Acapella*® utiliza uma haste móvel que possui na sua extremidade uma pequena peça metálica, e em baixo desta peça um ímã. Quando o paciente sopra através do aparelho o fluxo de ar faz com que a haste levante a extremidade em que se encontra a peça metálica, e o ímã tem a função de atrair a peça fazendo com que a haste retorne para a posição inicial, e o aparelho produza vibração. Por utilizar uma

peça magnética em vez da gravidade para produzir vibração no equipamento, a *Acapella*® não tem restrição quanto à posição de utilização, podendo ser utilizado até em pacientes aos quais sua condição só permita fazer o tratamento deitado. Na figura 3 pode-se ver o *Acapella*® desmontado e destacado para visualizar a haste interna e o ímã.

Figura 3 - Componentes internos do *Acapella*®



Fonte: COUTO, 2016

Existem atualmente no mercado quatro modelos do *Acapella*®, conforme mostra a figura 4. O *Acapella*® *Blue* produz menor amplitude de vibração em comparação com os outros modelos, ele é geralmente usado para indivíduos com uma vazão menor que 15 L/min, e por esse motivo pode ser mais útil que os outros dispositivos de PEP, já que pode ser usado em pacientes com menores fluxos expiratórios, devido a motivos como idade, tamanho, obstrução grave do fluxo aéreo ou instabilidade das vias aéreas (VOLSKO, DIFIORE e CHATBURN, 2003). Já o *Acapella*® *Green* é utilizado para vazões maiores que 15 L/min, o modelo *Choice* também é da cor verde e pode ser utilizado para vazões maiores que 15 L/min, porém pode ser desmontado e conseqüentemente ser mais facilmente higienizado. O último modelo é o *Portex*® *Acapella*® *Duet* o qual também pode ser desmontado e possui uma porta dedicada para acoplamento de nebulizadores (BRONCHIECTASIS, 2018).

Figura 4 - Modelos do *Acepella*

Fonte: <https://bronchiectasis.com.au/physiotherapy/techniques/oscillating-positive-expiratory-pressure-therapy>

## 2.2 Tratamento dos pacientes e principais problemas

O tratamento realizado com os aparelhos que utilizam a técnica de OOAF devem ser executados somente com a orientação de um fisioterapeuta. Inicialmente, é verificada a condição do paciente através da medição da pressão, verificação dos parâmetros respiratórios e sinais vitais. Após esta verificação são realizadas algumas perguntas como idade, prática de atividade física para aferir a condição do paciente, como ilustra a imagem 5. Após completado o preenchimento do formulário dá-se início a utilização do equipamento.

O tratamento consiste em 3 séries de 10 sopros cada, em que o fisioterapeuta vai auxiliando o paciente como deve ser feito o procedimento para execução de uma série. O profissional sabe qual é a frequência desejada para que o tratamento seja mais eficaz, de 13 a 15 Hz (PATTERSON JE, 2007), contudo, não possui nenhum meio que lhe propicie qual a frequência produzida pelo equipamento durante a terapia. Assim, ao longo do procedimento o profissional tem que confiar ao paciente a função de fornecer o feedback do tratamento, fazendo o questionamento sobre qual a força do sopro aplicada no equipamento faz com que o paciente sinta maior vibração na sua caixa torácica.

Figura 5 - Formulário de avaliação inicial a ser preenchido durante o tratamento

**1-DADOS PESSOAIS**

NOME: \_\_\_\_\_ IDADE: \_\_\_\_\_

GÊNERO: ( ) M ( ) F FONE: \_\_\_\_\_ CURSO: \_\_\_\_\_ SEMESTRE: \_\_\_\_\_ TURNO: \_\_\_\_\_

ESTADO CIVIL: \_\_\_\_\_ PROFISSÃO: \_\_\_\_\_ CIDADE: \_\_\_\_\_ UF: \_\_\_\_\_

PRÁTICA DE ATIVIDADE FÍSICA: ( ) S ( ) N. Se sim, qual: \_\_\_\_\_

PATOLOGIA PULMONAR PRÉVIA: ( ) S ( ) N GESTAÇÃO: ( ) S ( ) N

PESO: \_\_\_\_\_ ALTURA: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_

**2-FORMULÁRIO**

Sinais Vitais Pré- Técnica			
PA	FR	FC	SpO <sub>2</sub>
VIBRAÇÃO			
TÉCNICA			
FREQUÊNCIA			
REAL			
Voluntário:	Pesquisador:		
Local da Vibração:	Local da Vibração:		
Sinais Vitais Pós – Técnica			
PA	FR	FC	SpO <sub>2</sub>
QUESTIONÁRIO PARA O VOLUNTÁRIO			
Tonturas	( ) NÃO ( ) SIM	Plenitude:	( ) NÃO ( ) SIM
Cefaléias	( ) NÃO ( ) SIM	Desconforto:	( ) NÃO ( ) SIM Qual:
Outros:	( ) NÃO ( ) SIM	Quais:	

Fonte: Próprio autor

O tratamento baseado apenas em medidas qualitativas e subjetivas traz uma baixa precisão e eficiência moderada. Sendo assim, faz-se necessário uma medida que melhore os resultados obtidos no tratamento. A maneira apresentada nesse trabalho será por meio do uso de um frequencímetro para dar um *feedback* mais preciso e melhorar os resultados do tratamento.

### 3 ANÁLISE DE SINAIS NA FREQUÊNCIA

#### 3.1 Filtros

De acordo com (ALEXANDER e SADIKU, 2013) um filtro é um circuito projetado para deixar passar sinais com frequências desejadas e rejeitar ou atenuar outras. Eles são importantes componentes eletrônicos que exerceram, e ainda exercem, um papel bastante importante no desenvolvimento da tecnologia atual, principalmente na aquisição de processamento de sinais de áudio, vídeo e dados e em sistemas de alimentação e de telecomunicações.

Existem diversos tipos de filtros, eles são considerados passivos quando são constituídos apenas de elementos passivos, tais como resistores, capacitores e indutores, ou ativos quando são constituídos de ambos os elementos passivos e ativos, estes podendo ser transistores e amplificadores operacionais. Outro critério de classificação é quanto ao tipo de resposta do filtro, o passa-baixas, passa-altas, passa-faixa e o rejeita-faixa.

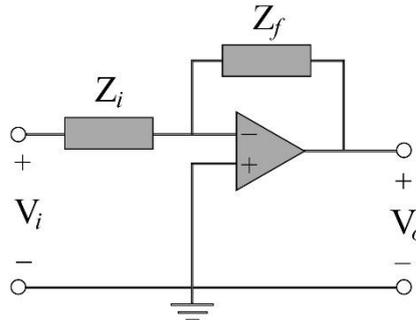
Os parâmetros geralmente utilizados para se especificar as características de seletividade de um filtro são: a banda de passagem, que define as frequências que serão selecionadas, a banda de rejeição, que define as frequências que serão descartadas, as bandas de transição entre as bandas de passagem e atenuação, a variação máxima na banda de passagem e a atenuação mínima garantida na banda de rejeição (DIAS, 1997).

### **3.1.1 Filtros ativos**

Os filtros podem ser constituídos de elementos passivos, tais como resistores, capacitores e indutores, ou com elementos passivos juntamente com ativos como os amplificadores operacionais ou transistores (JAMES W. NILSSON, 2009). Além da função comum aos filtros elétricos, os filtros ativos também são capazes de amplificar ou atenuar a tensão de entrada.

Segundo (ALEXANDER e SADIKU, 2013) existem três limitações principais dos filtros passivos, são elas: eles são incapazes de gerar ganho superior a 1 e não acrescentam energia ao circuito, comumente precisam de indutores caros e volumosos e tem um desempenho baixo para frequências baixas (abaixo de 300 Hz). Sendo assim, os filtros ativos costumam ser mais baratos e menores, o que facilita a construção de circuitos integrados, também é possível obter um ganho de amplificador e adquirir a mesma resposta obtida com os filtros passivos. Além disso, a utilização de filtros ativos no circuito traz ainda como vantagem uma maior facilidade de construir filtros mais complexos através da associação em cascata de estágios simples. Contudo, os filtros ativos são menos confiáveis e menos estáveis e o limite prático da maioria é cerca de 100 kHz. Normalmente os filtros são classificados de acordo com o número de polos (ou ordem) ou conforme seu tipo de desenho específico. A figura 6 ilustra um exemplo genérico de filtro ativo de primeira ordem, os componentes escolhidos para  $Z_i$  e  $Z_f$  determinam se o filtro será passa-altas ou passa-baixas, sendo que um deles devendo ser um capacitor ou indutor.

Figura 6 - Filtro ativo de primeira ordem genérico

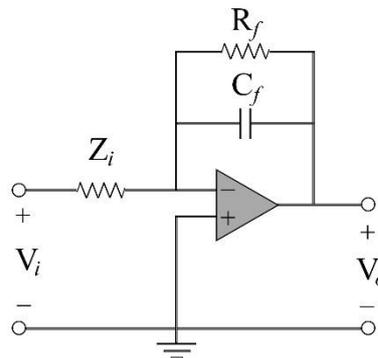


Fonte: (ALEXANDER e SADIKU, 2013)

### 3.1.1.1 Filtros passa-baixas de primeira ordem

A figura 7 mostra o circuito padrão de um filtro ativo passa-baixas. A partir desse circuito podemos calcular a função de transferência dada pela equação (1).

Figura 7 - Filtro passa-baixas de primeira ordem ativo



Fonte: (ALEXANDER e SADIKU, 2013)

$$H(\omega) = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{Z_f}{Z_i} \quad (1)$$

Da Figura 7 calculamos os valores de  $Z_i$  e  $Z_f$  nas equações (2) e (3).

$$Z_i = R_i \quad (2)$$

$$Z_f = R_f \parallel \frac{1}{j\omega C_f} = \frac{R_f / j\omega C_f}{R_f + 1/j\omega C_f} = \frac{R_f}{1 + j\omega C_f R_f} \quad (3)$$

Combinando (2) e (3) em (1), obtém-se a equação (4). Da equação (4), extrai-se o ganho  $K$ , expressado em equação (5) e frequência angular  $\omega_c$ , expressa em equação (6).

$$H(\omega) = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega C_f R_f} \quad (4)$$

$$K = -\frac{R_f}{R_i} \quad (5)$$

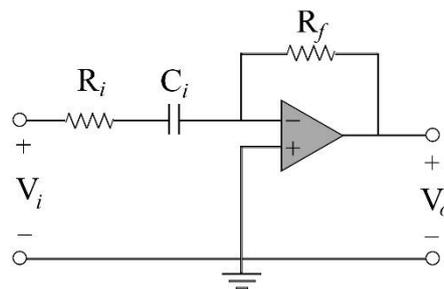
$$\omega_c = \frac{1}{R_f C_f} \quad (6)$$

Sendo assim, para frequências baixas o capacitor do circuito age como um circuito aberto e o amplificador operacional funciona como um amplificador inversor, de ganho K. Com frequências elevadas o capacitor se comporta como um curto circuito ligando a saída do amplificador a terra. A frequência angular é dada por  $\omega_c$  que é independente de  $R_i$ . Além disso, outra grande vantagem desse tipo de filtro é a possibilidade da especificação do ganho e da frequência de corte separadamente, já que são parâmetros independentes (JAMES W. NILSSON, 2009).

### 3.1.1.2 Filtros passa-alta de primeira ordem

O circuito para o filtro ativo passa-altas pode ser obtido retirando o capacitor em paralelo dos filtros passa-baixas, e colocando em série com a resistência de entrada, ilustrado na figura 8. Calculando também a função de transferência do circuito temos a equação (7).

Figura 8 - Filtro passa-altas de primeira ordem ativo



Fonte: (ALEXANDER e SADIKU, 2013)

$$H(\omega) = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{Z_f}{Z_i} \quad (7)$$

Da Figura 8 calculamos os valores de  $Z_i$  e  $Z_f$  nas equações (2) e (3).

$$Z_i = R_i + 1/j\omega C_i \quad (8)$$

$$Z_f = R_f \quad (9)$$

Combinando (2) e (3) em (1), obtém-se a equação (4). Da equação (4), extrai-se o ganho  $K$ , expressado em equação (5) e frequência angular  $\omega_c$ , expressa em equação (6).

$$H(w) = -\frac{j\omega C_i R_f}{1 + j\omega C_i R_f} \quad (10)$$

$$K = -\frac{R_f}{R_i} \quad (11)$$

$$\omega_c = \frac{1}{R_i C_i} \quad (12)$$

O filtro passa-altas se comporta de forma oposta ao filtro passa-baixas – atenuando frequências baixas e amplificando frequências altas pelo ganho  $K$ , equação (11). Do mesmo modo, garante independência entre escolha de ganho e frequência de corte.

### 3.2 Transformada Rápida de Fourier

Em 1969, Cooley e Tukey apresentaram um algoritmo eficiente para o cálculo da TDF (COOLEY, LEWIS e WELCH, 1969). Segundo (ALEXANDER e SADIKU, 2013) a transformada de Fourier é uma transformada de integrais, ela transforma uma função no domínio do tempo para o domínio da frequência. Elas permitem entender-se o conceito de um espectro de frequências para funções não periódicas e supõem que uma função não periódica seja uma função periódica de período infinito. Já a transformada rápida de Fourier (TRF) é um algoritmo de implementação da Transformada Discreta de Fourier, que analisa em intervalos de tempos discretos, e faz uso da equação (13) para sinais de tempo contínuo e da equação (14) para sinais de tempo discreto.

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (13)$$

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j2\pi \frac{kn}{N}} \quad (14)$$

Como este trabalho consiste em examinar um sinal periódico gerado pela respiração humana, é crucial quantificar as informações de frequência do sinal de entrada. Sabe-se que o cálculo de uma Transformada Discreta de Fourier (TDF) de um sinal de duração  $N$  possui complexidade computacional  $O(N^2)$ . Ocasionalmente um indesejado e extremamente longo tempo computacional para um conjunto de dados de entrada grandes. O que se torna ainda mais crítico quando trabalhando com sistemas embarcados que possuem memória e *clock* limitados.

A TRF é um algoritmo alternativo a TDF porque usa uma abordagem a abordagem dividir-e-conquistar que consiste em decompor o sinal de entrada de dados e processar a informação separadamente enquanto explora as propriedades simétricas da TDF. O algoritmo ganha velocidade reutilizando os resultados de cálculos intermediários para calcular várias saídas TDF. Este método consegue reduzir a complexidade do processo para  $O(N \log N)$  (COOLEY, LEWIS e WELCH, 1969).

O algoritmo TRF pode ser implementado em ambientes de sistemas embarcados e são amplamente usados em muitas outras aplicações, como em (HAN, REN e HAN, 2000), um algoritmo TRF de ponto fixo é implementado para ajustar sua precisão e tempo de execução de acordo com o design de uma impressora digital incorporada a processamento de sinal.

### 3.3 Microcontrolador

Para fazer o processamento do sinal de saída do sensor do circuito fez-se o uso do microcontrolador Kinetis da *NXP Semiconductor* da sub-série KL25. Esse microcontrolador é inserido em uma placa FRDM-KL25Z, uma plataforma de desenvolvimento baseada em ARM Cortex, ilustrado na figura 9. Comumente apresentada em projetos de sistemas embarcados, automação e controle de robótica, devido à sua alta velocidade de processamento, pinos I/O (do inglês In / Out, usado para denominar pinos usados para Entrada e Saída de informação) de fácil acesso. Além disso, possui operação com baixo consumo de energia e uma interface de depuração integrada chamada *OpenSDA* para programação da memória *flash* de forma simples, comunicação serial e depuração com controle de execução, através do cabo USB (NXP, 2019).

Figura 9 - Plataforma de desenvolvimento FRDM-KL25Z



Fonte: <https://www.nxp.com/design/development-boards/freedom-development-boards/mcu-boards/freedom-development-platform-for-kinetis-kl14-kl15-kl24-kl25-mcus:FRDM-KL25Z>

Segundo a desenvolvedora NPX o microcontrolador *Freedom* KL25Z é uma plataforma de desenvolvimento de custo ultrabaixo com a série *Kinetis* de microcontroladores, que são baseados nos núcleos ARM *Cortex-M0* e *Cortex-M4*. As placas são de tamanho pequeno o que a torna compatível com *Shields* e acessórios de outros microcontroladores, como o da placa Arduino®, que possui uma infinidade de produtos fabricados para serem utilizados, como sensores e atuadores. As interfaces integradas incluem um LED RGB, um acelerômetro digital de 3 eixos e um controle deslizante capacitivo. Possui um KL25Z128VLK, um dispositivo familiar KL2 com uma frequência máxima de operação de 48MHz, 128KB de flash, um controlador USB *full-speed* e periféricos analógicos e digitais. (NXP, 2019)

### 3.4 MIT App Inventor

Por questões de praticidade e simplicidade, pensou-se em fornecer as informações de frequência de sopros durante o tratamento para o profissional da fisioterapia, diretamente de seu telefone. Para realizar esta etapa foi preciso utilizar uma ferramenta para criação de aplicativos. Foi escolhido, então, o ambiente de desenvolvimento de aplicações para dispositivos móveis chamado *MIT App Inventor*.

O *MIT App Inventor* é uma aplicação de código aberto criada originalmente pela Google, e atualmente mantida pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT, do inglês *Massachusetts Institute of Technology*) (HARDESTY, 2010). Com essa ferramenta é possível criar aplicativos de maneira simplificada, o que permite que pessoas que não tenham muito ou nenhum contato com programação as utilize. Para isso, o *MIT App Inventor* utiliza uma interface gráfica que permite aos usuários arrastar e soltar objetos visuais além de se utilizar de

uma programação em blocos, ilustrado na figura 10, para criar um aplicativo que pode ser executado em dispositivos *Android*.

Figura 10 - Programação em blocos do *App Inventor*

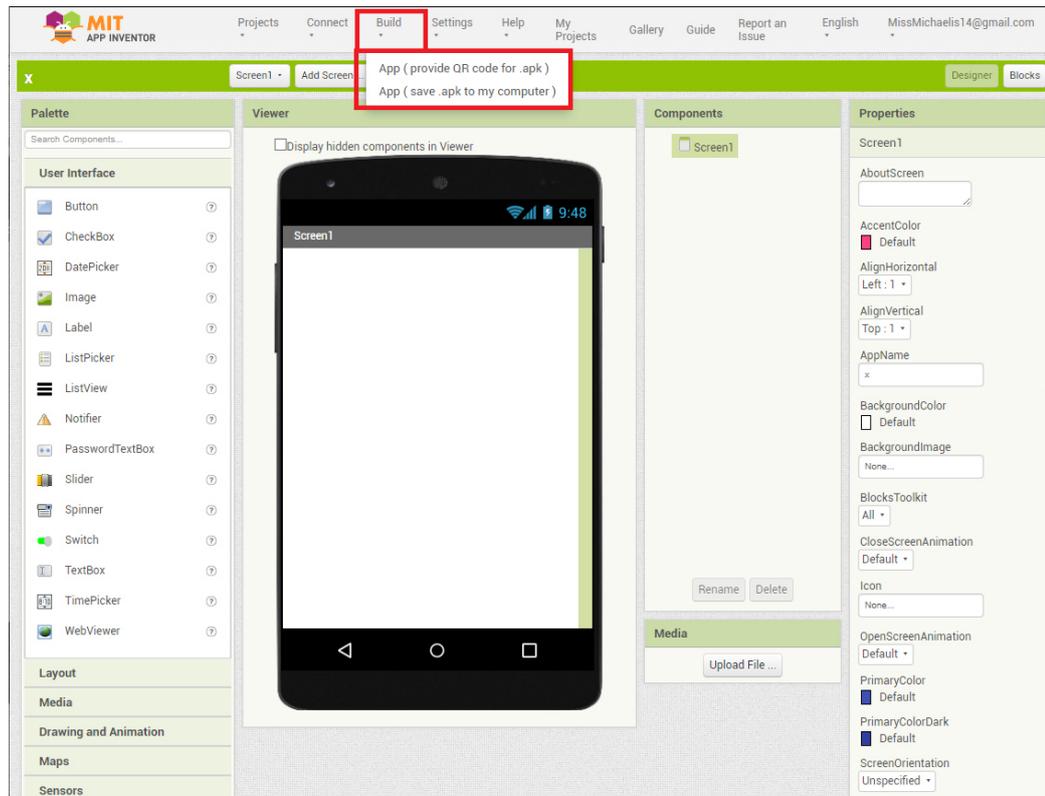


Fonte: [https://cdn-](https://cdn-learn.adafruit.com/guides/cropped_images/000/001/277/medium640/AppInvent09.PNG?1535067563)

[learn.adafruit.com/guides/cropped\\_images/000/001/277/medium640/AppInvent09.PNG?1535067563](https://cdn-learn.adafruit.com/guides/cropped_images/000/001/277/medium640/AppInvent09.PNG?1535067563)

Atualmente, o programa funciona através do navegador de *internet*, não necessitando a instalação, e consta com inúmeros recursos que vão desde elementos de interface, utilização dos sensores do telefone, conexão *bluetooth*, câmera, sons, reconhecimento de fala, recursos de mapa, interação com redes sociais, banco de dados, LEGO® MINDSTORMS® e diversos outros. A interface de programação é basicamente separada em duas telas, a tela de *Designer* figura 11, onde é possível alterar todas as propriedades dos elementos que vão aparecer na tela da aplicação e na tela de *Blocks*, onde é possível fazer a programação dos elementos que foi inserida na sua interface, mostrado na figura 10.

Figura 11 - Ambiente do App Inventor destinado a ajuste da aparência da aplicação



Fonte: <http://ai2.appinventor.mit.edu/>

A compilação do projeto é feita através de um *smartphone Android* sendo necessário que o usuário instale através da *Google Play* o aplicativo *MIT AI2 Companion* ou salvando o arquivo no formato *apk* e utilizando outros programas para iniciar o aplicativo. Na tela do *App Inventor* do projeto criado existe uma aba nomeada *Build*, destacada na imagem 11, por meio dela é possível escolher o método estabelecido para rodar o aplicativo, optando construir o aplicativo no *smartphone* o site gera um *QR code* que deve ser escaneado com a tela do celular, pelo aplicativo *MIT AI2 Companion*, e em seguida instalará o aplicativo no seu celular, já sendo possível utilizar.

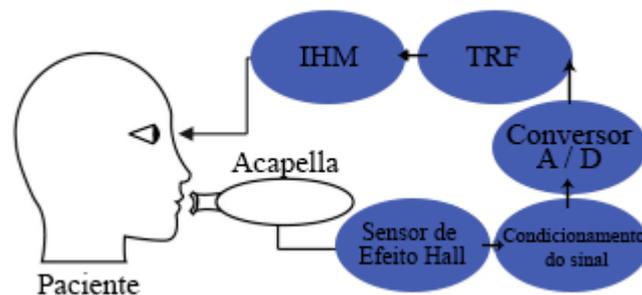
#### 4 ANÁLISE DE OPERAÇÃO DA ACAPELLA® E CONSTRUÇÃO DO FREQUECÍMETRO

O princípio de operação do *Acapella®* é baseado em Oscilação de alta frequência (OAF) gerada por a vibração de uma haste interna de acordo com o fluxo de ar expelido pelo paciente, em uma das extremidade desta haste existe um ímã que é responsável por fazer com que a haste retorne a posição inicial quando o paciente a desloca com o fluxo de ar.

Realizando experimentos com o aparelho para determinar o intervalo de variação da frequência foi capaz de obter frequências entre 0 e 50 Hz. Como a frequências desejada de operação se encontra em um valor entre 13 a 15 Hz (PATTERSON JE, 2007) é desejável que o aparelho seja capaz de se manter nesse espectro.

Pensando nisso, foi montado um desenho esquemático na figura 12, onde observa-se todas as etapas que devem ser feitas para chegar ao resultado final, que é a interface humano máquina. O sensor captará a informação de frequência desejada do aparelho, sem nenhuma alteração significativa no princípio de funcionamento deste nem no tratamento, e transformará esta informação em um sinal de tensão. Este sinal deve ser condicionado, e para isso foi montado um circuito composto por filtros, para que o sinal esteja na faixa de operação do conversor A/D. Após ser transformado em um sinal digital, é aplicado a Transformada Rápida de Fourier (TRF) que já dá informação no domínio da frequência desejada. Por fim, a informação de frequência é enviada para o celular, por meio do qual um aplicativo apresenta visualmente para o fisioterapeuta e para o paciente.

Figura 12 - Diagrama do processo realizado



Fonte: Próprio autor

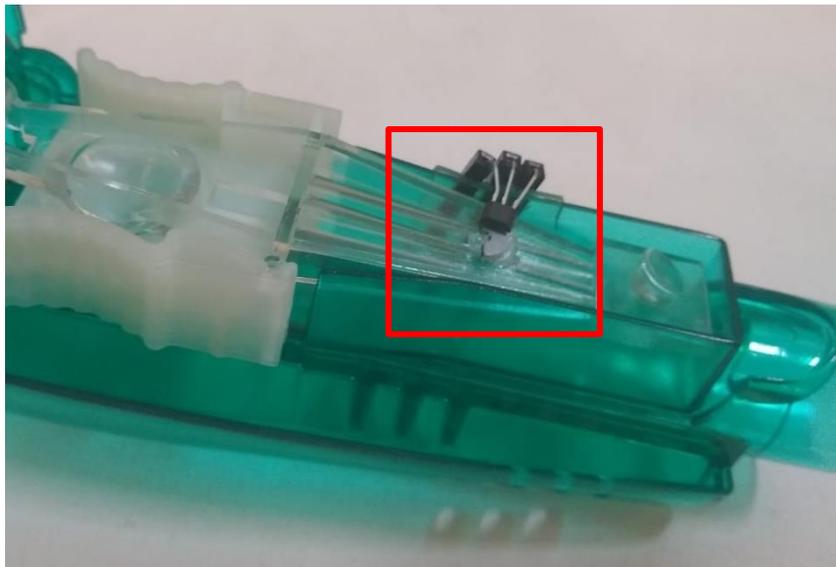
A seguir serão descritas com mais detalhes todas as etapas da figura 12.

#### 4.1 Sensor de Efeito Hall

Para quantificar a frequência gerada decorrente do fluxo de ar através da peça oscilatória, optou-se por analisá-lo usando um sensor do tipo *Efeito Hall*. A escolha deste tipo de sensor se deu pelo seu princípio de funcionamento, já que estes sensores são capazes de perceber variações no campo magnético, o que torna a rotina de leitura mais próxima do valor real da frequência emitida, uma vez que a variação do campo magnético é pouco interferida por valores externos, como sons e choques mecânicos.

Para garantir o funcionamento do sensor foi posicionado um pequeno ímã à parte interna da haste, em uma posição que a adição de peso não comprometesse de forma significativa a oscilação, como ilustrado na figura 13. O sensor utilizado para este projeto é um sensor linear de efeito *Hall* SS49E, mostrado na figura 14.

Figura 14 - Ímã e sensor posicionados internamente ao *Acapella*



Fonte: Fonte própria

Figura 13 - Sensor de Efeito Hall SS49E



Fonte: <https://assets.xtechcommerce.com/uploads/images/medium/586d11018feba17172c908c5a130bd26.jpg>

Este sistema fornece uma leitura precisa da frequência do equipamento: enquanto o equipamento gera uma vibração oscilatória através do ar que o paciente sopra, o ímã oscila na mesma frequência, com o sensor capturando as alterações do campo magnético em tempo real e traduzindo suas informações em um sinal elétrico da mesma frequência. O objetivo final deste projeto é adquirir informações no domínio da frequência e converter essas informações em um valor digital através de um conversor Analógico-Digital (A/D), algo que não pode ser

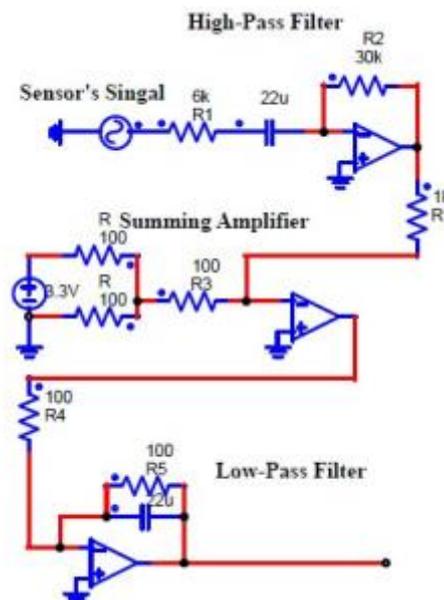
obtido com o sinal atual no domínio do tempo, já que demanda um esforço computacional e esforço matemático muito elevado.

## 4.2 Circuitos utilizados

O sinal de saída gerado pelo sensor de Efeito *Hall* tem forma de onda oscilatória com amplitude em uma faixa de 200 a 500 mV e com frequência variável entre 0 e 50 Hz, que oscila em torno de um *offset* de 2,5 V. Esse *offset* é indesejado, porque o sinal precisa ser condicionado para outra tensão de referência devido ao intervalo de tensão de entrada do conversor A/D que é de 3,3 a 0 V. Sendo assim, foram implementado no circuito filtros ativos.

O primeiro circuito modelado de filtro ativo envolveu uma combinação de um filtro passa-altas, um amplificador somador e um filtro passa-baixas, respectivamente, alimentados por uma fonte simétrica de 5V, como mostra a figura 15.

Figura 15 - Primeiro circuito montado



Fonte: Fonte própria

O sinal oscilatório passa pelo filtro passa-altas para eliminar o *offset* de Corrente Contínua (CC) e centraliza o sinal senoidal em torno da referência zero. Também, o amplificador inversor do filtro aplica um ganho que foi escolhido da seguinte maneira: estabeleceu-se um valor arbitrário de capacitância de 22  $\mu\text{F}$ , o valor de R2 será calculando a equação (15), (SEDRA, 2004) onde  $F_c$  é a frequência de corte desejada, em Hz. Para uma análise mais precisa da frequência foi estabelecido uma faixa de atuação de 10 a 30 Hz.

$$R2 = \frac{1}{C_f 2\pi F_c} \quad (15)$$

Então, para uma frequência arbitrária  $F_c$  de 1 Hz foi escolhida, com este fator a resistência  $R2$  tem um valor de 30 k $\Omega$ . O ganho  $K$  desejado para a amplificação da entrada segue da equação (16).

$$K = -\frac{R2}{R1} \quad (16)$$

Logo  $R1$  tem o valor de 6 k $\Omega$  e é conectado em série com o capacitor de 22  $\mu$ F, enquanto o resistor  $R2$  é conectado entre a entrada inversora e a saída do primeiro amplificador, resultando em sinal invertido da entrada. O sinal então passa pelo amplificador somador que será usado para gerar um novo *offset*. Para isso, um módulo de referência de tensão de 2,5 V foi conectado com o divisor de tensão com as resistências equivalentes, resultando em uma tensão de *offset* CC de aproximadamente 1,25 V, que será aplicada em uma entrada não inversora do amplificador operacional. Finalmente, o sinal atravessa um filtro passa-baixas para remover toda a estática restante, mantendo as demais características, possível grassas ao ganho 1, obtido da equação (16) utilizando as resistências  $R4$  e  $R5$ .

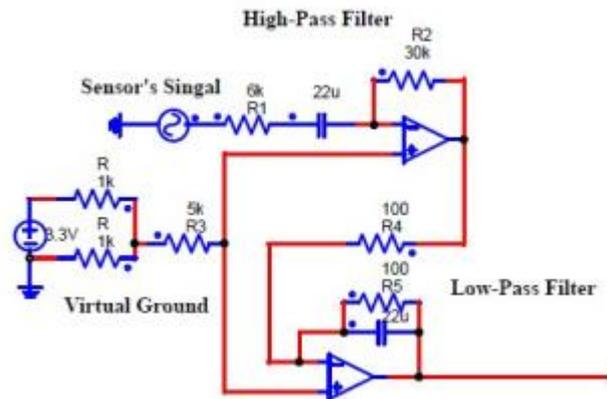
Com o circuito da figura 15 o sinal está completo e pronto para ser utilizado pelo conversor A/D, porém, para possibilitar uma versão portátil do circuito, a fonte simétrica será substituída por uma bateria, resultando no aterramento da alimentação negativa dos amplificadores operacionais. Por causa disso, um Terra Virtual foi adicionado, configurando a referência do divisor de tensão  $V_E$ , igual a equação (17), na entrada não inversora dos amplificadores (BONNIE BAKER, 2000).

$$\frac{V_{OUT}}{V_E} = -\frac{R2}{R1} \quad (17)$$

Com isso, não só o problema de alimentação foi resolvido, como também eliminou-se a necessidade de um amplificador somador, uma vez que a tensão aplicada à entrada resultou em um novo deslocamento para a oscilação.

Assim, foi montado um segundo circuito mostrado na figura 16, composto pela conexão em série dos filtros passa-altas e passa-baixas, respectivamente, resultando em quase todas as mesmas características do sinal de saída do circuito anterior.

Figura 16 - Segundo circuito montado



Fonte 1: Próprio autor

Utilizando os princípios dos circuitos modelados tornou-se possível projetar o sistema composto pelo OAAF e Filtros ativos. Os pinos de alimentação do sensor diretamente conectado aos pinos de 5 V e GND da plataforma de desenvolvimento FRDM KL25Z, enquanto a saída do sensor será conectada a uma placa de circuito impresso componentes SMD e um ganho de amplificador programável (PGA), que permite variações de ganho de acordo com a necessidade do sinal de conversão.

## 5 INTERFACE HUMANO MÁQUINA

### 5.1 Microcontrolador KL25Z

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-se uma biblioteca para fazer a Transformada Rápida de Fourier, o microcontrolador recebe uma onda de sinais, discretiza-os e transforma-os para o domínio da frequência através da TRF.

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.

## 5.2 Módulo *Bluetooth*

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. Será utilizado 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.

Figura 17 - Módulo *bluetooth* HC-06



Fonte: <https://www.vidadesilicio.com.br/hc-06-modulo-bluetooth>

Esse módulo utiliza a versão 2 do padrão *Bluetooth*, que ainda é muito utilizado em projetos 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 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.

## 5.3 *Aplicativo*

O aplicativo foi desenvolvido 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 uma ficha médica utilizada comumente para acompanhar o tratamento. No final da série de sopros o usuário ainda poderá transformar as informações adquiridas durante o tratamento em um arquivo digital e assim facilitar a disposição do material.

Para o teste foi utilizado apenas uma versão reduzida do tratamento, inicialmente somente com as perguntas sobre nome, idade e pressão arterial, 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*.

Figura 18 - Tela do aplicativo para inserir as informações do paciente

08:02 65%

Tratamento

Bluetooth

Conectar Dispositivos disponíveis

Nome

Idade  Pressão

Sopros (Hz)	1	2	3	4	5
Seq. 1	---	---	---	---	---
Seq. 2	---	---	---	---	---
Seq. 3	---	---	---	---	---

Fonte: Próprio autor

Figura 19: Tela do aplicativo com tabela que irá mostrar a frequência de cada sopro

08:01 65%

Tratamento

Bluetooth

Conectar Dispositivos disponíveis

Nome

Idade  Pressão

Sopros (Hz)	1	2	3	4	5
Seq. 1	---	---	---	---	---
Seq. 2	---	---	---	---	---
Seq. 3	---	---	---	---	---

UFC Estácio

Fonte: Próprio autor

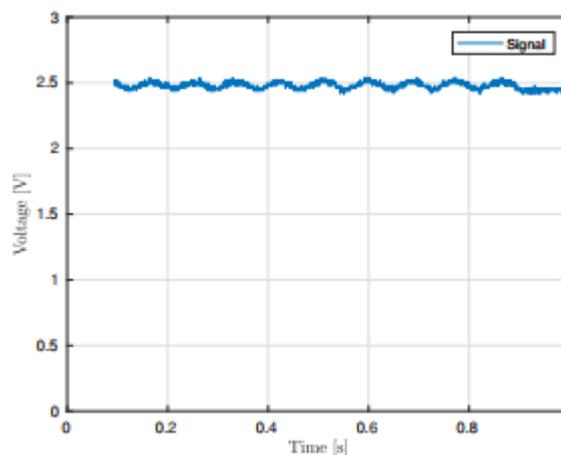
## 6 PROCESSOS DE TESTES E VALIDAÇÃO

O sinal elétrico gerado pelo OOAF é constituído 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 do sinal em simulação em comparação com o obtido através de experimentos se torna necessário para estipular o sucesso do projeto, para resolver o problema.

### 6.1 Resultados de Simulação

Inicialmente foi feita a observação se o circuito montado atendia ao objetivo proposto, medindo a forma de onda em pontos do circuito. Na Figura 20 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 devido a capacitância bruta do sensor.

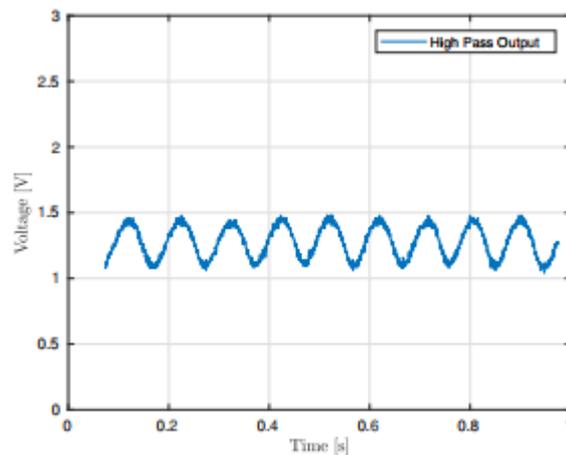
Figura 20 - Sinal de entrada



Fonte: Próprio autor

Para remover o *offset* o sinal é processado pelo filtro passa-altas. Então, 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° devido à configuração inversora do amplificador operacional e está ilustrado na figura 21.

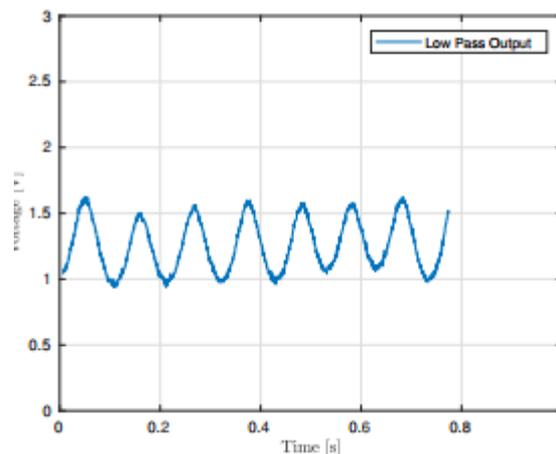
Figura 21 - Sinal após passar pelo filtro passa-altas



Fonte: Próprio autor

A figura 22 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 22 - Sinal após passar pelo filtro passa-baixas



Fonte: Próprio autor

Depois que o 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 23 podemos ver a TRF atuando em 5 diferentes forças de sopros de pacientes. O algoritmo é usado nas 128 amostras 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

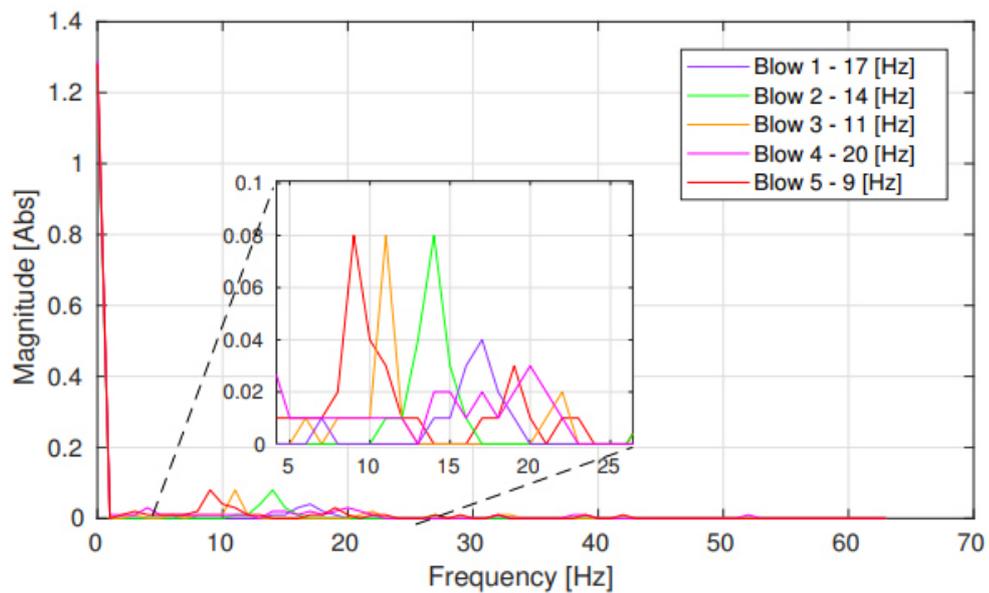
1 mostra a relação entre a frequência e a amplitude dos sopros de acordo com a força aplicada pelo paciente na hora de expelir o ar. Os valores referidos da Tabela 1 são referentes as ondas da figura 23.

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

Fonte: Próprio autor

Figura 23 – Transformada Rápida de Fourier dos sinais capturados



Fonte: Próprio autor

## 7 CONCLUSÃO

O propósito deste trabalho era tornar mais fácil e, principalmente, mais assertivo a medição da frequência emitida pelo equipamento *Acapella*® para o tratamento fisioterápico. 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 sentia subjetivamente a vibração.

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, para que este circuito ficasse anexado ao *Acapella*®.

Depois de implementado o circuito de condicionamento de sinal foi implementado 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 problema de desempenho, usabilidade e compatibilidade de versões (ANDROID, 2019).

Além disso, ainda pensando em trabalhos futuros é possível ampliar a utilização do aplicativo para todos os dispositivos, e desenvolver a aplicação móvel também para o sistema IOS de dispositivos *Apple*®. Por fim, realizar a mudança do *bluetooth* para o *wi-fi*, já que a utilização deste garante maior velocidade de informações por segundo, maior alcance e menos perda de pacotes de dados.

## 8 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 Eléctricos, 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.