



Universidade Federal de Uberlândia
Faculdade de Engenharia Elétrica
Graduação em Engenharia Biomédica

HENRIQUE ANDRADE BARBOSA

**SISTEMA DE INJEÇÃO DE POTÊNCIA ATIVA NA REDE ELÉTRICA
ATRAVÉS DE UMA BICICLETA ERGOMÉTRICA COM CONTROLE
DE BATIMENTOS CARDÍACOS**

Uberlândia
2020

HENRIQUE ANDRADE BARBOSA

**SISTEMA DE INJEÇÃO DE POTÊNCIA ATIVA NA REDE ELÉTRICA
ATRAVÉS DE UMA BICICLETA ERGOMÉTRICA COM CONTROLE
DE BATIMENTOS CARDÍACOS**

Trabalho apresentado como requisito parcial de avaliação na disciplina Trabalho de Conclusão de Curso de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Gustavo Brito de Lima (Orientador)

Bacharel Vitor Fonseca Barbosa (Coorientador)

Prof. Dr. Luiz Carlos Gomes de Freitas (Examinador - UFU)

Uberlândia
2020

“O sucesso nasce do querer, da determinação e persistência em se chegar a um objetivo. Mesmo não atingindo o alvo, quem busca e vence obstáculos, no mínimo fará coisas admiráveis.”

(José de Alencar)

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente, aos meus pais, Wagner e Valdete, e ao meu irmão, Lucas, por todo amor que me deram, por todo apoio, educação e, principalmente, pelos valores que tenho. Sem eles eu não conseguiria chegar onde cheguei. Eles me fizeram ser uma pessoa honesta, de bom coração e nunca desistir dos objetivos. A graduação em engenharia fez com que eu pudesse por à prova todos os ensinamentos que me deram e é com grande orgulho que estou me formando.

À Camila, minha namorada, que esteve comigo durante a graduação, que presenciou minhas dificuldades e minhas decepções no curso. Ela me deu apoio e carinho nesses momentos tão difíceis, me fez sorrir e acreditar na minha capacidade para vencer as barreiras.

Ao Luiz Carlos, vendo meu esforço na monitoria de eletrônica, não só me deu a oportunidade de fazer parte da equipe NUPEP, mas também de realizar a iniciação científica na área da Eletrônica de Potência e, além disso, acreditou em meu potencial. Mesmo não sendo uma área que a biomédica estuda, essas experiências foram fundamentais para o direcionamento do meu curso, pois abriu muitas oportunidades para mim.

Ao meu orientador Gustavo, que mesmo não me conhecendo, quando fui apresentado pelo professor Luiz, aceitou ser meu orientador e me colocar para ser seu aluno com bolsa em uma pesquisa que eu considerava obscura. Além disso, agradeço por me passar um grande conhecimento em eletrônica, por me autorizar assistir as aulas de experimental, as quais me fizeram aprender muito, por me dar apoio na faculdade e por ter confiança em mim. Para mim, ele não foi só um orientador nesses três anos, mas um grande amigo que me motivou na faculdade.

Ao meu coorientador Vitor Barbosa, que esteve comigo desde o início da iniciação científica. Sem o apoio dele, esse projeto não chegaria até aqui. Vitor, obrigado por ser paciente comigo, por sanar as minhas dúvidas e me acompanhar no projeto.

Ao meu grupo de Instrumentação Biomédica 1 e 2, Ruben, Paulo Eduardo e Bianca, que me mostraram que trabalho em grupo não significa dor de cabeça, e sim que é possível ter uma equipe que seja tão boa e eficiente como nós fomos. Pude aprender como trabalhar em equipe e aproveitar o que cada um tem de melhor para alcançarmos nossos objetivos. Vou levar esse exemplo de equipe para a vida.

A todos meus amigos da faculdade que estiveram mais próximos e puderam me ajudar a formar, que estiveram comigo nos piores momentos, que foram companheiros e se importaram uns

com os outros, que não foram individualistas, que nunca desistiram dos seus sonhos. Convivi, ao longo do curso, com um grupo pequeno, mas, mesmo assim, juntos nos fortalecemos para continuarmos a lutar pelo nosso objetivo, o diploma do curso de Engenharia Biomédica.

RESUMO

Com o crescente aumento no consumo de energia no mundo, graças aos seus benefícios e ao rápido esgotamento das fontes de energias não renováveis, como o petróleo, os países estão buscando estratégias para obter a energia através de fontes renováveis, sendo as mais comuns a eólica, hidráulica, solar e nuclear. Uma outra alternativa de criação de energia é através da retirada da energia de uma pessoa quando ela está realizando exercícios de ciclismo em uma bicicleta ergométrica, por meio da conversão do movimento mecânico do pedal em energia elétrica que será injetada na rede elétrica. Uma vez que a realização de exercícios físicos é importante, este projeto irá monitorar a frequência cardíaca do usuário, para que ele se enquadre em uma das zonas de frequência cardíaca a fim obter um melhor aproveitamento do exercício. Para chegar ao resultado esperado, utilizou-se o controle de corrente de um *boost* quadrático juntamente com lógica fuzzy e controlador PI, para que o sistema desenvolvido faça com que a pessoa tenha um maior controle sobre seu o batimento cardíaco.

Palavras-Chave: *Boost* quadrático; Controlador PI; Esforço físico; Processamento digital de sinais; Sustentabilidade; Zona de frequência cardíaca.

ABSTRACT

With the increasing increase in energy consumption in the world, thanks to its benefits and the rapid depletion of non-renewable energy sources, such as oil, countries are seeking to obtain energy from renewable sources, the most common being wind, hydraulic, solar and nuclear. Another alternative for creating energy is by removing energy from a person when they are performing cycling exercises on an exercise bike, by converting the mechanical movement of the electric motor pedal movement that will be injected into the power grid. Since physical exercise is important, this project can monitor the user's heart rate, so that it fits into one of the heart rate zones and obtain a better use of the exercise. To obtain the expected result, use or impulse current control of a quadratic impulse, using diffuse logic and the PI driver, so that the developed system gives the person more control over their heartbeat.

Keywords: Quadratic boost; PI controller; physical exertion; sustainability; digital signal processing; heartrate zone.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Esquema dos treinamentos.....	18
Figura 2: Diagrama do projeto.....	19
Figura 3: Pulse Sensor e representação do funcionamento.....	20
Figura 4: Composição do sinal recebido pelo sensor de batimento.....	21
Figura 5 : Sinal recebido pelo fotorreceptor.....	22
Figura 6 : Sinal batimento lido.....	23
Figura 7: Bicicleta utilizada para o projeto.....	25
Figura 8: Indicação das polias, correias e pedivelas da bicicleta.....	26
Figura 9: Representação, por meio de desenho, da Figura 8.....	26
Figura 10: Relação das grandezas mecânicas com as elétricas no projeto.....	27
Figura 11: Representação das forças atuantes quando pedala.....	28
Figura 12: Demonstração da força resultante ao longo da pedalada.....	29
Figura 13: sinal obtido ao pedalar sem grande esforço.....	30
Figura 14: sinal obtido ao pedalar com grande esforço.....	31
Figura 15: Comportamento do ganho do <i>boost</i>	32
Figura 16: Comportamento da Eficiência do <i>boost</i>	33
Figura 17: Comparação do ganho estático do <i>boost</i>	33
Figura 18: Esquemático de boost com dois estágios cascadeados.....	34
Figura 19: Esquemático do boost quadrático.....	34
Figura 20: Microcontrolador launchpad F28379D.....	38
Figura 21: Sensores de aquisição de sinal.....	39
Figura 22: Fonte de alimentação.....	40
Figura 23: Representação das ligações dos sensores.....	40
Figura 24: Formação do sinal PWM.....	42
Figura 25: Resultado obtido com razão cíclica de 0,8.....	42
Figura 26: Representação do MOSFET.....	43
Figura 27: Representação das ligações feitas no projeto.....	44
Figura 28: Relação das grandezas mecânicas, elétricas e biológicas.....	45
Figura 29: Diagrama de blocos do controle do sistema.....	47
Figura 30: Esquemático do Boost quadrático em <i>software</i>	48
Figura 31: Layout do boost quadrático.....	49
Figura 32: <i>Boost</i> quadrático montado.....	50
Figura 33: Esquemático do loop breaker.....	50
Figura 34: Loop breaker montado.....	51
Figura 35: Representação das ligações com a implementação do loopbreaker.....	51
Figura 36: Simulação em malha aberta do boost com razão cíclica de 0,3.....	54
Figura 37: Resultado obtido em malha aberta do boost com razão cíclica de 0,3.....	54
Figura 38: Simulação em malha aberta do <i>boost</i> com razão cíclica de 0,4.....	55
Figura 39: Resultado obtido em malha aberta do boost com razão cíclica de 0,4.....	56
Figura 40: Simulação de quando é imposta uma potência desejada no <i>boost</i>	57
Figura 41: Resultado quando é imposta a potência de 50Watts no <i>boost</i>	57
Figura 42: Simulação do controlador PI quando é imposta uma nova referência.....	58
Figura 43: Resultado obtido do controlador PI quando imposta uma referência.....	59
Figura 44: Resultado obtido quando o controlador PI deve manter a referencia.....	60
Figura 45: Posicionamento do dedo quando o sensor é colocado em superfície.....	61
Figura 46: Sinal obtido sem ter a utilização de filtros digitais.....	61
Figura 47: Sinal obtido com a utilização de filtros digitais.....	62
Figura 48: Posicionamento do dedo quando o sensor é grudado.....	62

Figura 49: Sinal obtido sem ter a utilização de filtros digitais.	63
Figura 50: Sinal obtido com a utilização de filtros digitais.	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Relação da Zona de Frequência Cardíaca com o batimento cardíaco.....	15
Tabela 2: Parâmetros de projeto.	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

FEELT – Faculdade de Engenharia Elétrica

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

e-mail – eletronic mail

PI – Proporcional integral

FCMax – Frequencia cardiaca maxima

CA ou AC – corrente alternada

CC ou DC – corrente continua

FFT – Transformada rápida de Fourier

BPM – Batimento por minuto

DSP – Processamento digital de sinal

PWM – Modulação por largura de pulso

A – Ampère

V – Volts

W - Watt

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 DESENVOLVIMENTO	16
2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.2 METODOLOGIA.....	19
2.2.1 ESTRUTURA.....	19
2.2.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	19
2.2.3 FORÇA MOTRIZ.....	25
2.2.4 TENSÃO GERADA PELA BICICLETA	27
2.2.5 CONVERSOR BOOST QUADRÁTICO	31
2.2.6 INVERSOR	37
2.2.7 CONTROLE.....	37
2.2.8 INTERPRETAÇÃO DOS BATIMENTOS	38
2.2.10 AQUISIÇÃO DE SINAL.....	39
2.2.11 CONTROLE DO <i>BOOST</i> PELA CHAVE	41
2.2.12 LIGAÇÃO DO PROJETO.....	44
2.2.13 FUNCIONAMENTO DO CONTROLE	45
2.2.14 LÓGICA FUZZY.....	46
2.2.15 IMPLEMENTAÇÃO DA LÓGICA FUZZY	47
2.2.16 DIAGRAMA DE CONTROLE	47
2.2.17 CONSTRUÇÃO DO <i>BOOST</i> QUADRÁTICO.....	48
2.3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	53
2.3.1 <i>BOOST</i> QUADRÁTICO.....	53
2.3.2 LEITURA DA FREQUÊNCIA CARDÍACA.....	60
3 CONCLUSÕES.....	65
4 REFERÊNCIAS	66
ANEXO 1:.....	69
ANEXO 2:.....	70

1 INTRODUÇÃO

A energia é um dos principais pilares para o desenvolvimento humano, pois é evidente a sua importância para a qualidade de vida, para o progresso econômico e até para a organização das nações. A energia faz com que a sociedade moderna seja, cada vez mais, dependente do seu fornecimento por permitir a realização de trabalho, produtividade, desenvolvimento, conforto e praticidade (LEÃO, 2009).

No final do século 19, o petróleo e seus derivados começaram a ter grande importância na economia e ser o substituto do carvão mineral, tornando-se a energia predominante graças ao aumento das indústrias automobilísticas. Com o crescimento do desenvolvimento dessa época até a década de 70, houve o declínio acentuado nas reservas mundiais de petróleo, ocasionando duas crises do petróleo na década.

As crises do petróleo fez com que o preço do barril chegasse ao preço 1000% com relação ao preço convencional da época, isso fez com que os países tomassem estratégias diferentes para que pudessem superar as próximas possíveis crises e não dependessem tanto do petróleo. Uma das medidas, que deveriam ser tomadas, seria a substituição por outras fontes de energia, no caso do Brasil foi a hidráulica e a do álcool (CUNHA; PRATES, 2005).

A metade das reservas de petróleo disponíveis no planeta foi consumida, uma vez que é uma energia não renovável (fonte limitada). Caso continuasse com o aumento do consumo, haveria o esgotamento das reservas em 50 anos (LUCON; JOSÉ, 2006). A exploração do petróleo ocasiona impactos no meio ambiente, desastres naturais como o rompimento de oleodutos, variação na qualidade das águas, do ar e do solo na região (MARTINS *et al.*, 2015).

Tendo em vista que há uma mudança nas estratégias energéticas nos países ao redor do mundo para que não fiquem mais dependentes de recursos não-renováveis e, assim, não passem por crises energéticas, além de ocasionar impactos ambientais que afetam todos nós, é preciso pensar em novas formas de produção energéticas. Uma delas seria utilizar o esforço físico de uma pessoa quando ela faz um exercício de bicicleta.

Uma das opções de exercícios mais utilizadas pelos usuários em atividade física é o ciclismo *indoor* graças à facilidade de executar, por ter o controle da carga aplicada, e também por ser usado em ambiente restritos, serem mais seguros, pois a pessoa não ficará exposta na rua, se compararmos com a bicicleta convencional. Convém ressaltar que inúmeras pesquisas relatam os

benefícios do exercício, bem como a melhoria da aptidão aeróbica, redução da gordura corporal e da probabilidade de riscos de doenças cardiovasculares (MELLO *et al.*, 2003).

Em academias, existem bicicletas ergométricas disponíveis para os usuários, sendo utilizadas em treinos (para melhorar o sistema cardiovascular) e em aulas de *spinning*. Entretanto, apesar da grande utilização não é aproveitada a energia que o usuário está impondo para realizar a ação de pedalar. Isso faz com que uma energia, que poderia ser gerada e utilizada, seja desperdiçada.

O desconhecimento dos profissionais e dos alunos de alguns parâmetros fisiológicos essenciais, como a frequência cardíaca e consumo de oxigênio, faz com que a prática da atividade física seja perigosa. O desconhecimento do parâmetro impede o correto controle da carga aplicada, ocasionando o sobretreinamento [carga excessiva, podendo provocar exaustão e dano] ou treinamento insuficiente [carga insuficiente para provocar efeitos de condicionamento] (MELLO *et al.*, 2003).

De acordo com Noceti, Xavier, Giustina (2000) o indivíduo consegue realizar na bicicleta estacionária, com esforço leve, 50 Watts, enquanto que em um esforço vigoroso consegue 200Watts. Para que a realização do ciclismo tenha um bom aproveitamento, deve-se realizar essa atividade física durante 30 a 45 minutos para se ter alterações cardiovasculares significativas (POLLOCK *et al.*, 1998), isso faz com que uma boa quantidade de energia do exercício possa ser extraída.

O *site* da Polar diz que quando um indivíduo está realizando algum tipo de exercício físico, o ritmo cardíaco é alterado de acordo com o esforço realizado, fazendo com que se tenha benefícios e sensações diferentes de acordo com a frequência cardíaca. O monitoramento do ritmo cardíaco é bastante utilizado em treinos de atletas para se obter um desempenho melhor, tendo 5 (cinco) intervalos de chamados de Zonas de Frequência Cardíaca, sendo que cada uma delas possui características distintas como mostrado, a seguir, na Tabela 1.

A Frequência Cardíaca Máxima (FCMáx) é o valor máximo que o coração do indivíduo poderá contrair em um determinado tempo, variando de acordo com o usuário. Na literatura especializada, pode-se encontrar várias equações, desde equações só para o homem ou só para a mulher, até para ambos os sexos, mas uma variável comum a todos, é a idade do indivíduo: quanto mais velha for a pessoa, menor vai ser sua FCMáx.

Tabela 1 - Relação da Zona de Frequência Cardíaca com o batimento cardíaco

Zona de Frequência cardíaca	Intensidade
Atividade Moderada	50-60% da FCMáx
Controle de peso	60-70% da FCMáx
Aeróbica	70-80% da FCMáx
Limiar Anaeróbico	80-90% da FCMáx
Esforço Maximo	90-100% da FCMáx

Fonte: Guia fitness

A importância de energias renováveis e o benefício de se realizar atividades físicas serviu de inspiração para a realização deste projeto. Assim sendo, este projeto tem como objetivo converter a energia muscular, através de uma bicicleta ergométrica, em potência ativa injetada na rede elétrica, e monitorar a frequência cardíaca do indivíduo para que se enquadre em uma das zonas desejadas.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Revisão bibliográfica

Lopes, em 2014, fez um projeto com um motor acoplado em uma bicicleta para gerar energia com pequenas cargas, como dispositivo móvel, tendo o intermediário entre o motor e a bateria, um regulador de tensão 7812 para estabilizar em 12V. Além disso, o sistema contava com um *display* para informar ao usuário a distância percorrida e velocidade, para que ele pudesse ser incentivado a pedalar e a manter um ritmo constante para a geração de energia.

No mesmo ano, Costa *et al* (2014) utilizou bicicletas ergométricas de academia para ter aproveitamento da energia gerada em aulas de *spinning* e, assim, armazená-la em baterias de 12V, passando por um inversor para entregar um tensão alternada de 110V, 50Hz, podendo ter a potência máxima de 300 Watts. Nos resultados obtidos, os pesquisadores tiveram uma média de 9kW por voluntário em 5 minutos, mostrando que com várias pessoas pedalando, pode-se ter grande quantidade de energia.

No ano de 2015, Isabella *et al* fizeram, com base na mesma ideia de geração de energia, esse experimento com matérias recicláveis, utilizando a bicicleta ergométrica de uma academia para fins não comerciais. A comunicação entre o gerador acoplado na bicicleta e a bateria foi um alternador de automotivo e através da bateria um *smartphone* era carregado.

Com vários projetos de bicicleta apresentados e mostrando que era possível realizar a geração de energia, em 2016, Neto, Macagnan e Neto (2016) analisaram a relação entre a geração, através da energia mecânica da bicicleta, com um gerador de ímã permanente, aplicado em uma célula de carga. A partir dos resultados, eles mostraram que o rendimento de transferência de energia é significativo e viável de se realizar em práticas do cotidiano.

Os projetos mencionados possuem o foco em gerar energia para cargas pequenas e potências baixas ou para armazenamento em baterias de 12V, fazendo com que a aplicação dessa energia seja apenas componentes eletrônicos. Além disso, esses projetos não possuem controle da corrente que será imposta no restante do circuito e dependem inteiramente da velocidade que o usuário fará para se ter a energia.

O objetivo do projeto de Dias (2016) foi construir o gerador de energia para ser conectado na rede elétrica, para que essa energia pudesse ser vendida para a distribuidora de energia local, gerando um desconto mensal na conta de energia. Para tanto, foi utilizado eletrônica de potência para que pudesse dar o ganho de tensão graças ao conversor *boost*, depois passar por um inversor e injetar na rede elétrica a potência produzida por meio da bicicleta.

Em 2019, Muller (2019) desenvolveu um protótipo que monitora a frequência cardíaca da pessoa, e com a lógica *Fuzzy* conseguiu aconselhar a melhor rotação para que a pessoa não sofresse nenhuma lesão. Além disso, esse é um sistema de microgeração de energia, tendo na saída 3 lâmpadas de 100W que farão o papel da carga no pedal. Assim, quanto mais lâmpada for ligada no circuito, mais desgastantes será a atividade por ter que demandar uma potência maior na saída.

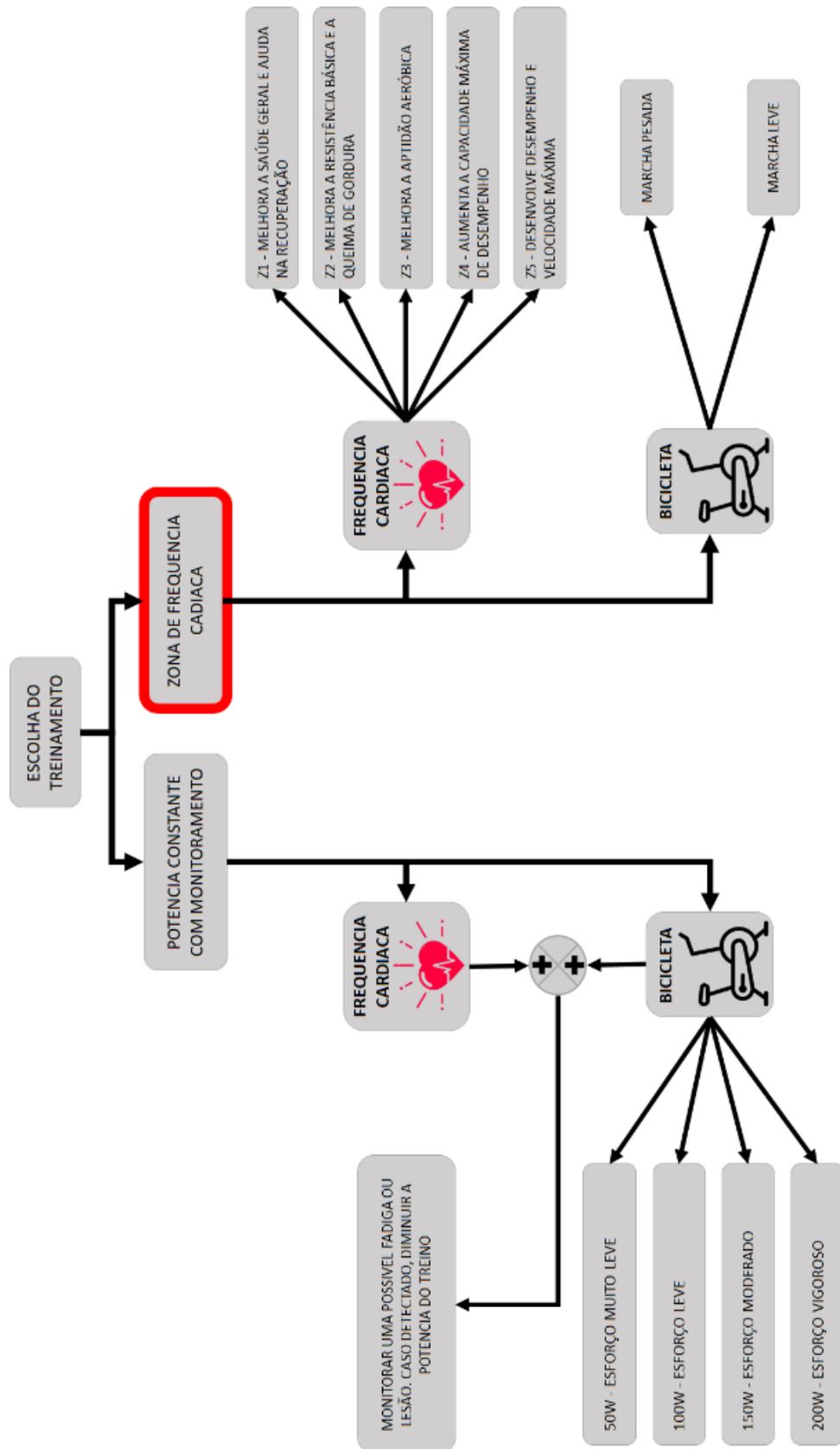
Diferentemente da maioria das pesquisas citadas, este projeto possui o foco no treinamento que será realizado e visa o monitoramento cardíaco para uma maior *performance*, ou benefício da pessoa, e a produção de energia para a rede. No que diz respeito ao treinamento, ele foi pensado em 2 (dois) possíveis treinos, que o usuário pode desenvolver com o sistema, de acordo com a Figura 1, a seguir.

No primeiro treino, de potência constante com monitoramento, será escolhida a potência que o usuário deseja, sendo que quanto maior a potência, maior será o esforço realizado. Por meio das informações retiradas da bicicleta e somadas com a frequência cardíaca, o sistema detectará se há a possibilidade de fadiga ou lesão para que, assim, seja diminuída a potência selecionada.

No segundo treino, de zona de frequência cardíaca, será escolhida a zona de frequência que o usuário deseja. Convém esclarecer que cada zona possui seus benefícios, e a bicicleta terá que impor mais ou menos esforço para o usuário, para que a frequência cardíaca possa estar na região de interesse.

Este projeto focalizará o treinamento de zonas de frequência cardíaca (destacado em vermelho).

Figura 1: Esquema dos treinamentos



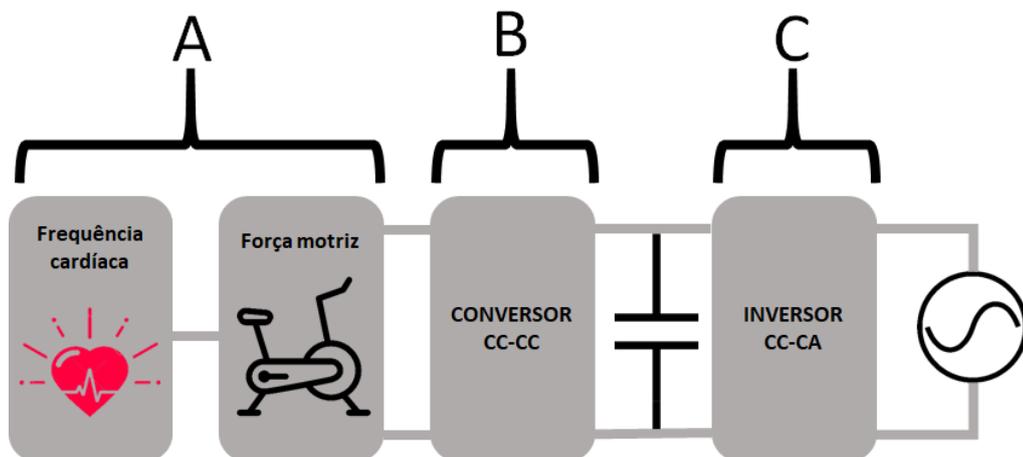
Fonte: Autor

2.2 Metodologia

2.2.1 Estrutura

A estrutura responsável para transformar a energia muscular em elétrica é composta por 3 (três) etapas como mostrado na Figura 2, sendo que a etapa A tem a função de realizar a aquisição da frequência cardíaca e extração da energia por meio da bicicleta; a etapa B, de receber a energia extraída e elevar a uma tensão apropriada para o inversor; a etapa C, de transformar a tensão em nível CA para injetar na rede.

Figura 2: Diagrama do projeto



Fonte: Autor

A seguir, descrevermos cada um dos blocos do diagrama: Frequência cardíaca; Força motriz; Conversor CC-CC; Inversor CC-CA.

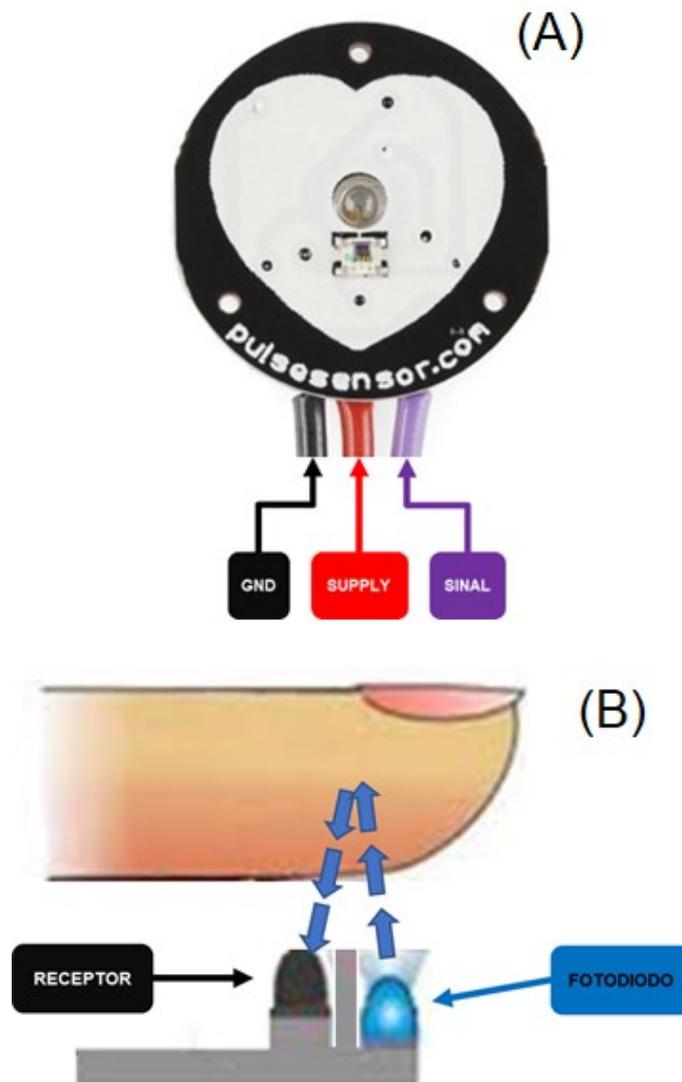
2.2.2 Frequência cardíaca

Para medir a frequência cardíaca do usuário, foi escolhido um sensor que pudesse ser pequeno e leve para que o usuário não tivesse desconforto ao utilizá-lo. Convém esclarecer que o foco deste projeto não é a visualização do formato da onda de um eletrocardiograma. Por causa disso, foi descartada a utilização de um eletrocardiógrafo para o monitoramento, pois é preciso conectar eletrodos no peito do usuário e, ao longo do exercício, pelo fato dele começar a suar, os eletrodos poderiam descolar, incomodar e dificultar a prática, além disso o usuário estaria

conectado, no mínimo, em três cabos no corpo e a preparação para começar a prática do exercício seria muito demorada. Os eletrodos precisam ficar em uma posição determinada, por isso é necessário limpar o local com álcool, o que faz com que seja inviável a utilização dos eletrodos, visto que demanda conhecimento prévio do usuário.

Para isso, foi escolhido o *Pulse sensor Amped* (Figura 3a), por ter a possibilidade de ser colocado no dedo ou na orelha, por ser leve e sua utilização não ser complicada. O sensor faz a leitura por meio óptico com a técnica de pletismografia através do método fotoelétrico e é construído para operar no modo reflexivo, que é a emissão de uma luz; a quantidade de luz é captada pelo receptor que não foi absorvida pelos tecidos (Figura 3b).

Figura 3: (A) Pulse Sensor (B) Representação do funcionamento da pletismografia.

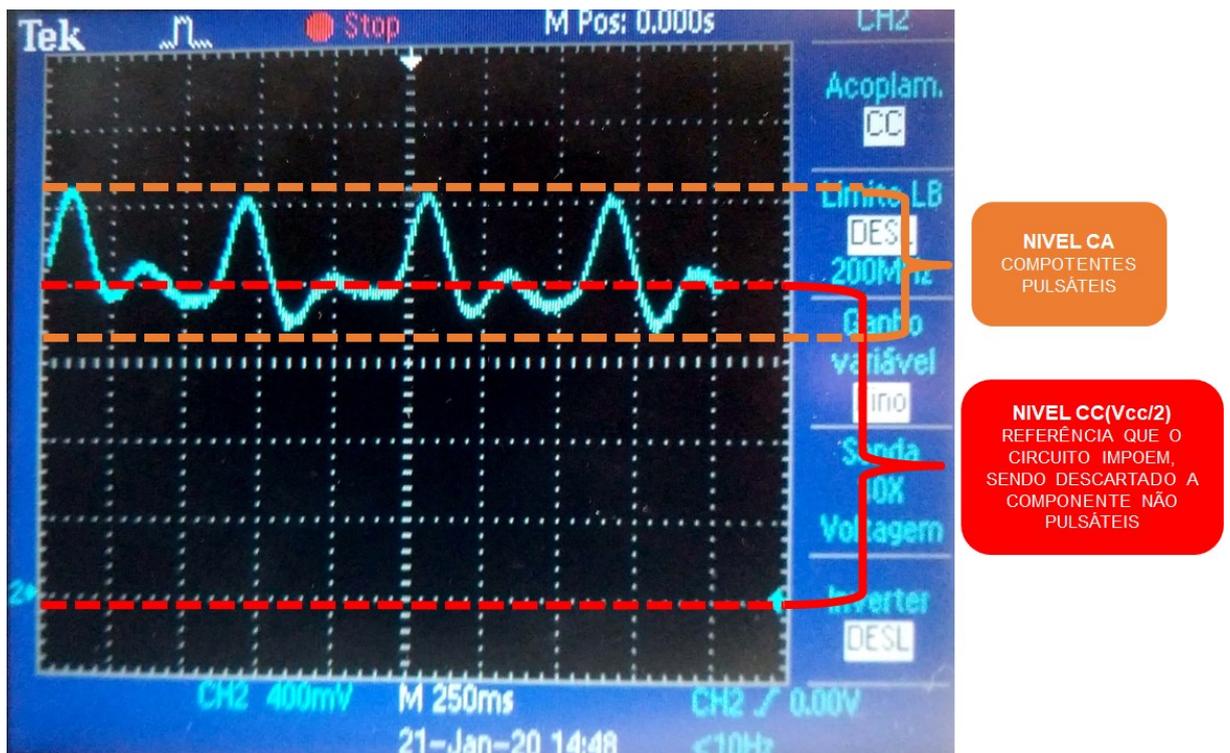


Fonte: Autor

O sensor possui um fotodiodo, que emitirá uma onda de baixa frequência, podendo ser vermelha ou infravermelha. Esse sensor será incidido no dedo ou na orelha do indivíduo e, por reflexão, voltará e será captado pelo fotorreceptor.

De acordo com Bronzino (2006), o sinal da pletismografia é gerado pela alteração do volume arterial causado pela contração cardíaca, sendo analisado a variação da absorbância (consiste na análise de quanto uma substância absorveu uma determinada frequência do feixe de luz comparando o que foi emitido com que foi recebido). O nível CC do sinal são os componentes não pulsáteis (sangue venoso, tecidos) que são descartadas na análise final, e o nível CA que é a expansão e relaxamento do vaso arterial gerados pelo sangue, fazendo com que se tenha mais concentração de substância, e causando uma maior absorbância e um sinal recebido menor pelo fotorreceptor. A componente CA pode ser vista na Figura 4.

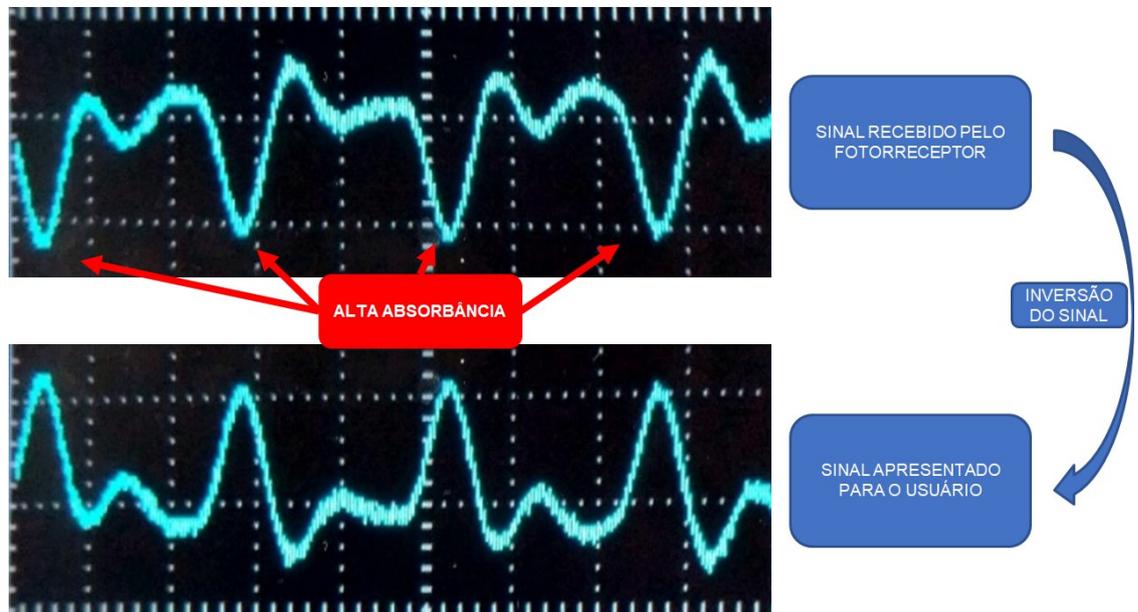
Figura 4: Composição do sinal recebido pelo sensor de batimento. Possuindo nível DC e nível CA.



Fonte: Autor

A substância com um valor alto de absorbância (quando há o acúmulo de sangue pela pressão) faz com que o sinal que chega no receptor seja menor por causa que grande parte do sinal é absorvido pelo tecido. Quando a substância estiver com o valor menor de absorbância (quando possui menos pressão), terá o sinal maior chegando no receptor. A Figura 5 mostra o sinal que é recebido pelo fotorreceptor e, após fazer a inversão, o sinal que é mostrado para o usuário.

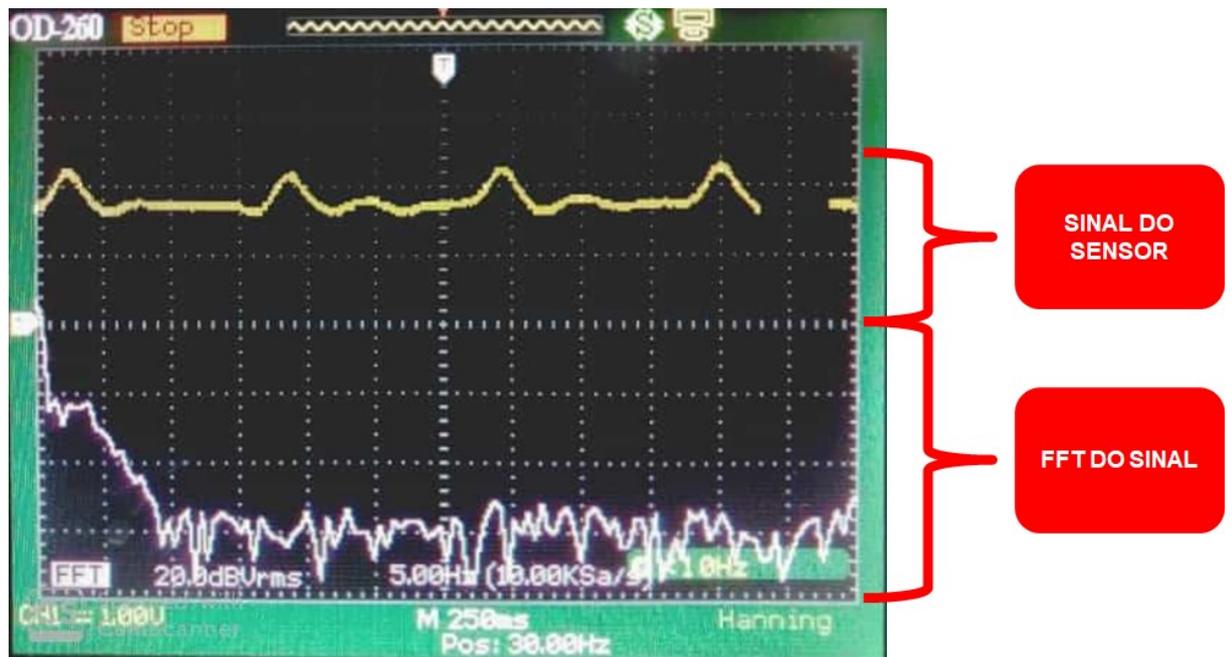
Figura 5 : Sinal recebido pelo fotorreceptor e o sinal apresentado para o usuário.



Fonte: Autor

Após análise do comportamento do sensor, foi visto que existe um *offset* imposto pelo circuito interno, para já se adequar à leitura do microcontrolador em torno de $V_{cc}/2$, e foi realizado o FFT do sinal (Figura 6). Analisando o FFT, observou-se que o sinal de interesse é de até 5Hz, fazendo com que possam ser realizados filtros para retirar altas frequências para que o sinal esteja mais limpo e fácil de ser interpretado. A alimentação do sensor é de 3-5.5V e a corrente de alimentação é de, no máximo 4mA, isso faz com que seja apropriado para os microcontroladores e não necessite de fontes externas para o funcionamento.

Figura 6 : Sinal batimento lido(amarelo) e a transformada de fourier (roxo).



Fonte: Autor

Antes de implementar o circuito analógico, foi feita a construção de filtros digitais na programação do DSP, tendo o passa alta de segunda ordem em 0.01Hz, para eliminar o *offset*, e o passa baixa de primeira ordem em 10Hz, para eliminar ruídos de alta frequência. Na criação do filtros, utilizou-se o PSIM, para obter as constantes da equação dos filtros, e a fórmula do domínio Z. Além disso, essa fórmula foi transcrita no código.

Para transcrever no código, foram feitos os seguintes passos matemáticos para o filtro de passa baixa de primeira ordem:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{B_0 + B_1 * Z^{-1}}{1 + A_1 * Z^{-1}} \quad (1)$$

Fazendo a multiplicação cruzada, tem-se :

$$V_{out} * (1 + A_1 * Z^{-1}) = V_{in} * (B_0 + B_1 * Z^{-1}) \quad (2)$$

Ao realizar a multiplicação e substituído os valores de 'z', tem-se:

$$V_{out} + V_{out\ 1\ anterior}A_1 = V_{in}B_0 + V_{in\ 1\ anterior}B_1 \quad (3)$$

Isolando o V_{out} , tem-se:

$$V_{out} = (V_{in}B_0) + (V_{in\ 1\ anterior}B_1) - (V_{out\ 1\ anterior} * A_1) \quad (4)$$

Quando é posto $V_{in\ 1\ anterior}$, significa que essa variável é primeiro valor anterior no tempo que corresponde ao valor de entrada. A equação 4 é colocada no código do DSP e os valores das variáveis B_1 e A_1 são obtidas através do PSIM que ao colocar a frequência de aquisição, ganho do sinal do filtro (no caso 1) e o fator Q, será mostrado na tela os valores correspondentes para o filtro.

Para o filtro de segunda ordem, é feito o mesmo processo com a seguinte fórmula:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{B_0 + B_1 * Z^{-1} + B_2Z^{-2}}{1 + A_1 * Z^{-1}A_2Z^{-2}} \quad (5)$$

Percebe-se que quanto mais polos colocar no filtro, mais complexa será a equação para deduzir, mais contas para serem feitas e mais variáveis para que o microcontrolador tenha que armazenar, fazendo com que o dispositivo necessite de uma melhor *performance* para ser capaz de realizar o filtro para se ter o sinal desejado, além de realizar os outros comandos da linha de código antes que comece o próximo ciclo.

Ao colocar os dois filtros digitais, o sinal vindo do *Pulse sensor Amped* teve uma melhora na visualização, ocasionando o descarte da criação do circuito analógico, fazendo com que o projeto não tivesse mais variáveis de erro com placa de circuito. Nos resultados da pesquisa, será feita a comparação do sinal sem filtro e com filtro, comparando a melhora no sinal adquirido.

Basicamente, esse sensor é a análise da quantidade de picos por um determinado tempo, que faz com que seja contada a quantidade de pulsos em um intervalo de tempo via *software* para se ter a frequência cardíaca.

2.2.3 Força motriz

Será utilizada uma bicicleta ergométrica fixa, Figura 7, para que se possa extrair a energia que o usuário fornecerá através do esforço no ato de pedalar e, assim, introduzir a rede elétrica. No eixo da bicicleta, será colocado um gerador CC de ímã permanente para que quando o usuário estiver pedalandando o gerador tenha a rotação, promovendo uma diferença de potencial nos seus terminais. O gerador irá transformar energia mecânica (que a bicicleta gera) em energia elétrica que será tratada antes de injetar na rede.

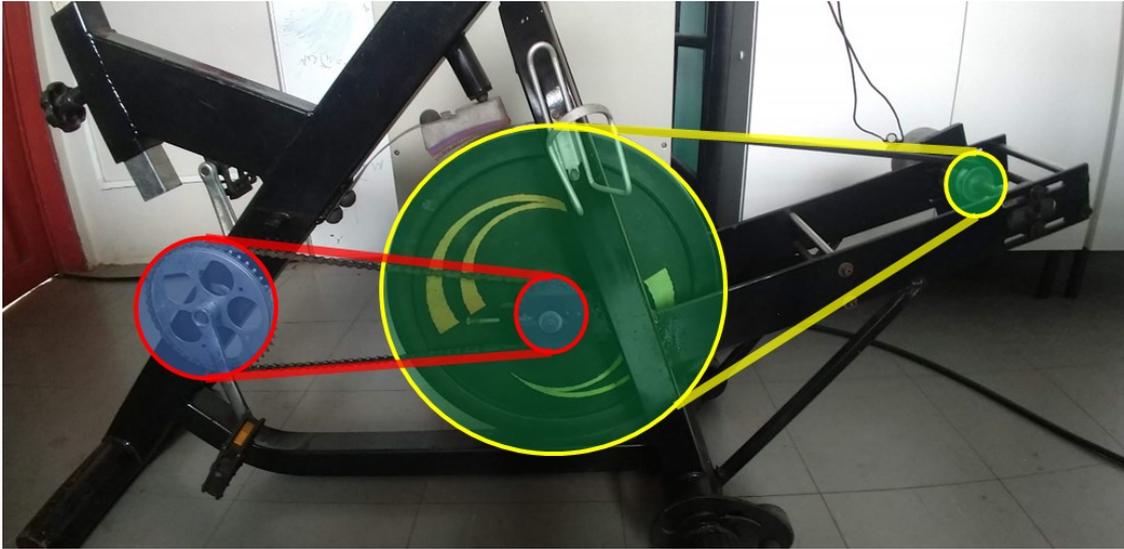
Figura 7: Bicicleta utilizada para o projeto.



Fonte: Autor

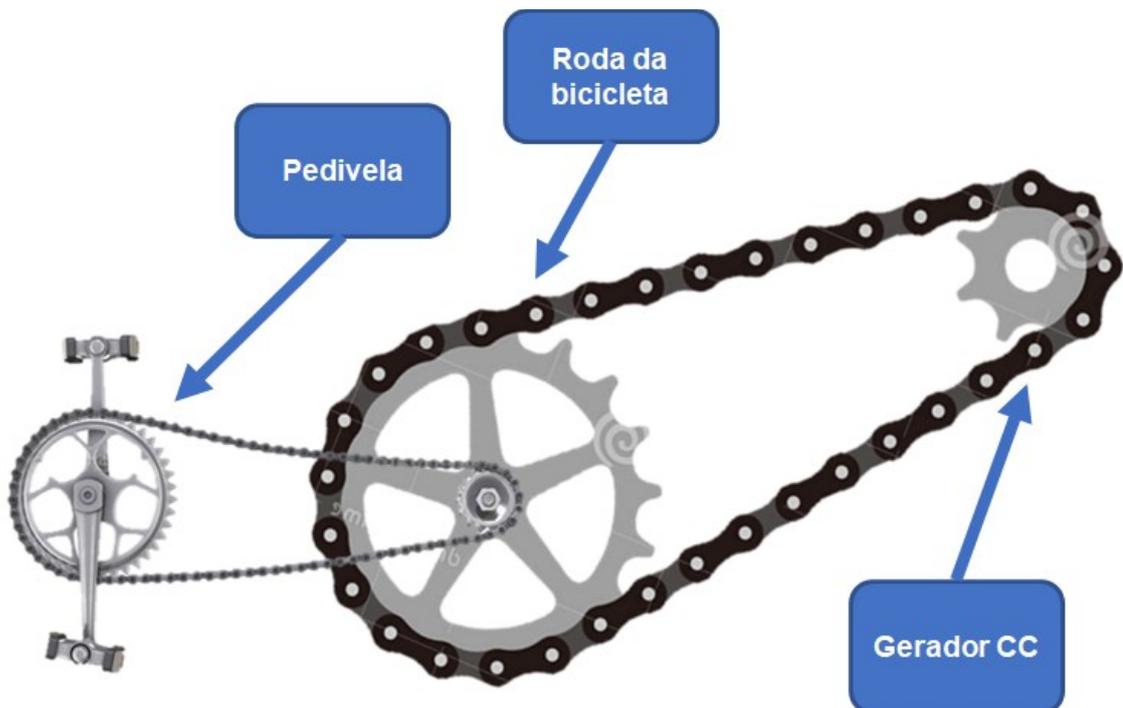
A construção do dispositivo será por meio da ligação de uma correia da pedivela com a roda da bicicleta e dela ao o eixo do gerador, como mostrado na Figura 8.

Figura 8: Indicação das polias, correias e pedivelas da bicicleta.



Fonte: Autor

Figura 9: Representação, por meio de desenho, da Figura 8.

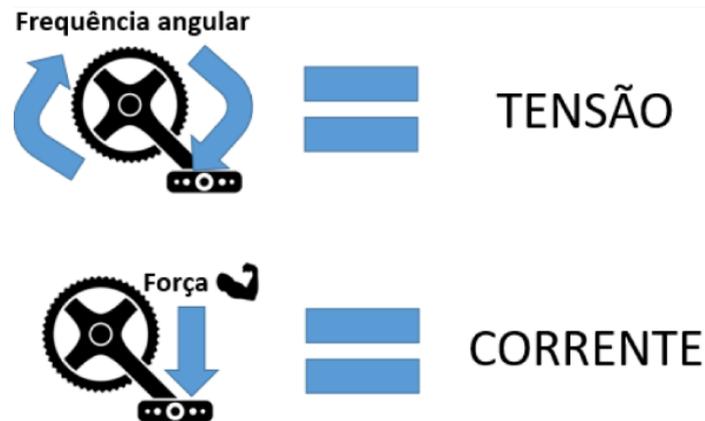


Fonte: Autor

Existe a relação da bicicleta com a energia elétrica produzida, sendo que a frequência angular do pedal (o quão rápido é a rotação) é proporcional à tensão produzida, enquanto que a

força necessária para realizar a rotação será proporcional à corrente fornecida para o sistema na extremidade. Essas duas grandezas elétricas são fundamentais para o desenvolvimento do circuito. A Figura 10 resume essa relação.

Figura 10: Relação das grandezas mecânicas com as elétricas no projeto.



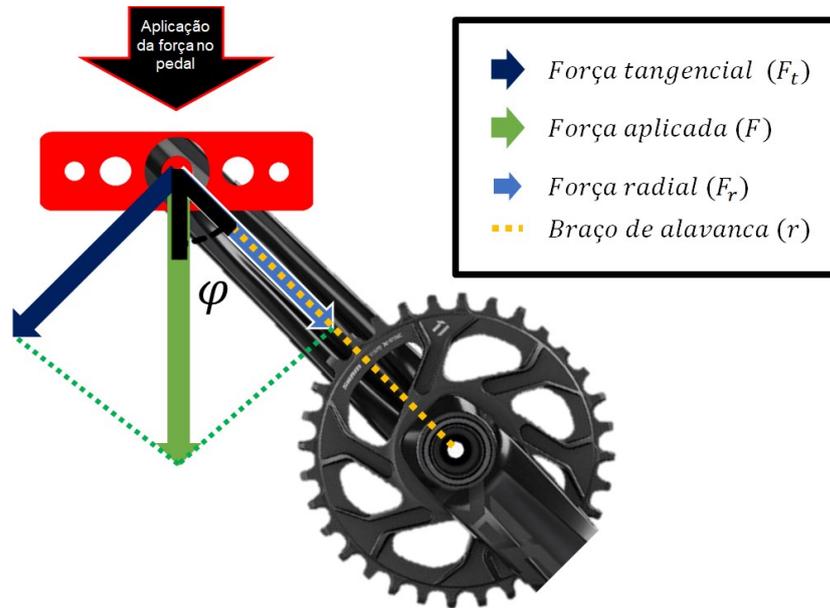
Fonte: Autor

O gerador CC, de acordo com a ficha técnica (Anexo 1) fornecida pelo fabricante, possui a tensão nominal de 24 volts e potência nominal de 210 watts e, por meio de cálculo, a corrente nominal é 8,75 Amperes. Para obedecer aos requisitos de funcionamento do gerador, foi adotado uma relação de polia para que a rotação que usuário realiza no pedal tivesse um ganho de 9 vezes na rotação do gerador, como descrito no projeto de pesquisa de Dias (2016).

2.2.4 Tensão gerada pela bicicleta

Para sabermos como será o sinal produzido pela bicicleta, devemos aplicar as noções de torque da física e relacioná-las ao pedal. De acordo com Halliday, Resnick, Walker (2012), devemos decompor a força que está sendo exercida no local da aplicação (pedal) por duas outras forças, a radial e a tangencial, como mostrado na Figura 11. A força radial possui a sua direção na reta que passa ao ponto central, fazendo com que ela não produza rotação, enquanto a tangencial é perpendicular ao braço de alavanca (r), sendo a componente responsável pela rotação do pedivela.

Figura 11: Representação das forças atuantes quando pedala.



Fonte: Autor

Para se definir a grandeza de torque, é utilizada a seguinte equação:

$$\tau = r * (\text{sen}\varphi * F) \quad (6)$$

Percebe-se que para se ter um maior torque, é preciso que a força que a pessoa estiver exercendo esteja em 90° do braço de alavanca para que toda a força seja a tangencial:

$$\tau = r * (\text{sen}(90^\circ) * F) \quad (7)$$

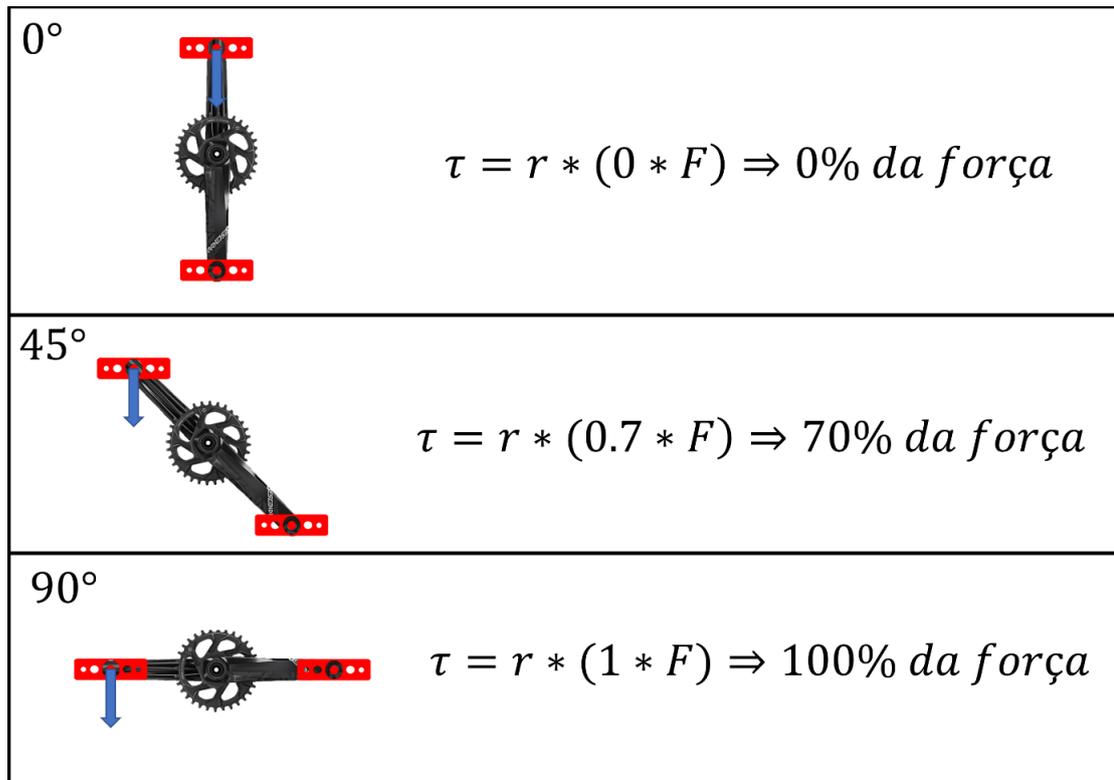
$$\tau = r * (1 * F) \quad (8)$$

$$\tau = r * F \quad (9)$$

Portanto, mesmo que a pessoa esteja aplicando sempre a mesma força nos pedais, o torque será diferente, fazendo com que a energia transferida para o gerador CC, seja diferente.

Pode-se analisar 3 (três) casos quando se está pedalando, quando o braço de alavanca do pedivela está a 0° , 45° e 90° em relação ao braço de alavanca. A partir disso, poderá ter uma noção do que será o comportamento do sinal, de acordo com a Figura 12.

Figura 12: Demonstração da força resultante ao longo da pedalada.



Fonte: Autor

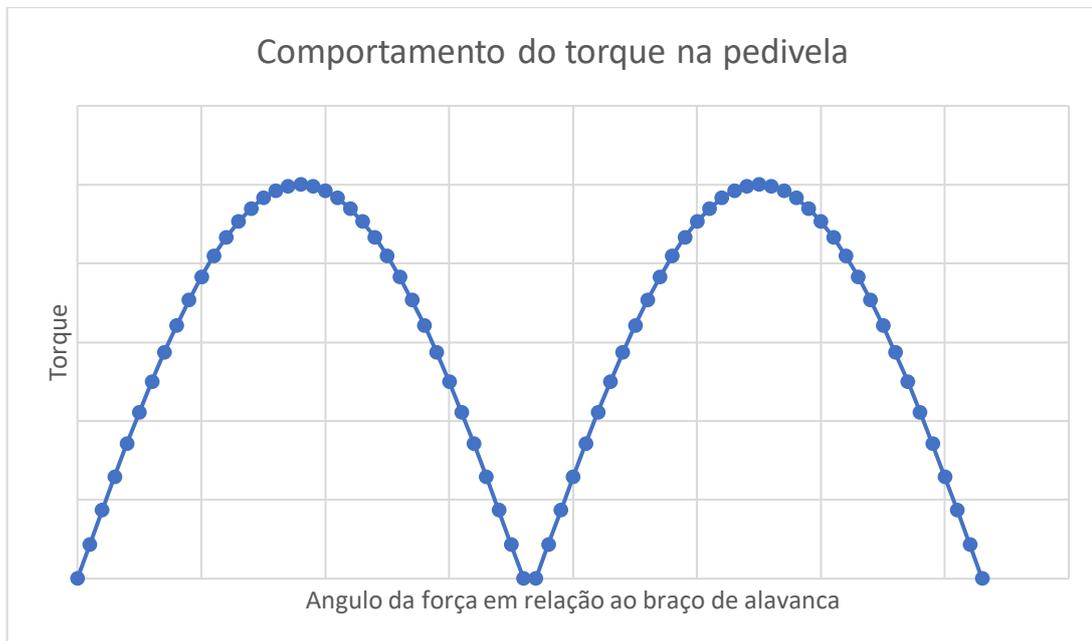
O pedal da direita no desenho não possui força, pois o pé do usuário teria que estar puxando para que pudesse ajudar no movimento. Pelos valores, é notado que o valor do torque variar entre 0 e 100%, enquanto estiver pedalando, e esses valores serão cíclicos, visto que a pedivela está em rotação.

No momento que o pedivela estiver perpendicular ao chão, não deveria ter mais movimento por “não ter” força resultante, mas, por causa da inercia do movimento que estava sendo feito, isso fará com que haja um nível DC em que o torque estará variando.

Cada pedal estará fazendo força na metade do seu ciclo, sendo que, quando não estiver fazendo força, o outro estará compensando. Sabendo disso, o Gráfico 1 representará o que será esperado quando estiver sendo realizado a pedalagem de acordo com a equação 10:

$$\tau = 1 * (\text{sen}\varphi * 100) \quad (10)$$

Gráfico 1: Comportamento do torque ao longo da pedalada.

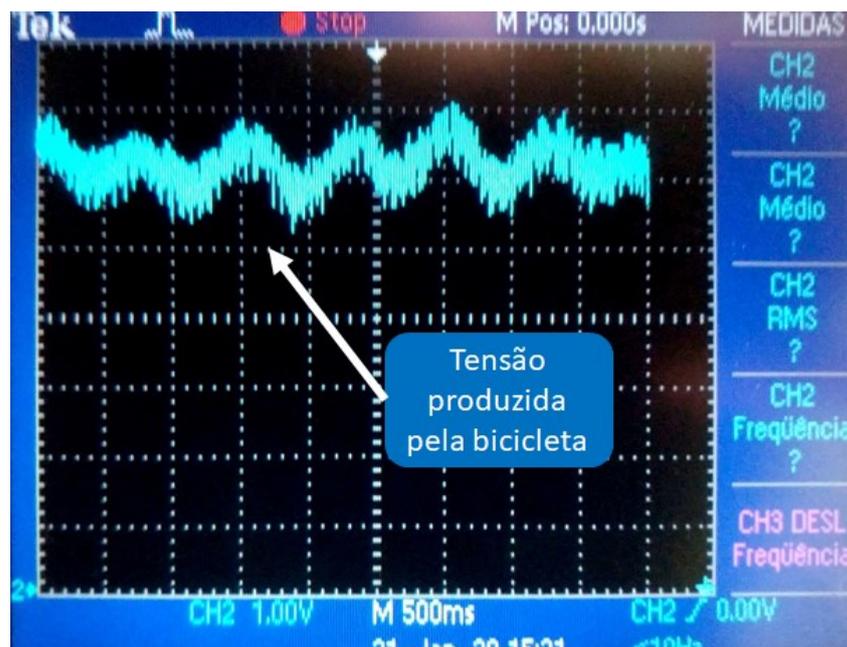


Fonte: Autor

O comportamento do torque lembra bastante uma senoide, mas quando atinge 180° em um dos pedais, o outro pedal é 0° , isso faz com que comece novamente a crescer o torque, podendo ser comparado a um sinal com onda retificada.

A Figura 13 demonstra o comportamento na prática quando se está pedalando no protótipo:

Figura 13: Foto do sinal obtido ao pedalar sem realizar grande esforço por 4,5 segundos.



Fonte: Autor

No exemplo acima, o sinal está com um nível CC em 6V, variando de acordo com cada pedalada que o usuário realiza. O ruído de alta frequência, provavelmente, é por causa da aquisição do sinal através da ponteira do osciloscópio.

A Figura 14 mostra o usuário pedalando mais rápido, ocasionando uma frequência maior que o primeiro exemplo. O valor DC ficou em torno de 14V.

Figura 14: Foto do sinal obtido ao pedalar com grande esforço por 9 segundos.



Fonte: Autor

2.2.5 Conversor boost quadrático

A tensão média gerada pela bicicleta possui um valor de 15 Volts e, para que possa transformar a tensão CC em tensão CA adequada para a rede, deve-se ter um nível CC elevado (Ex.:100V) para que na próxima etapa possa converter em CA, o que faz com que seja necessário dar um ganho elevado no sinal vindo da bicicleta. Para tanto, foi pensando no conversor *boost* quadrático pelo fato dele possuir o ganho ao quadrado comparado com o conversor boost clássico, Figura 19.

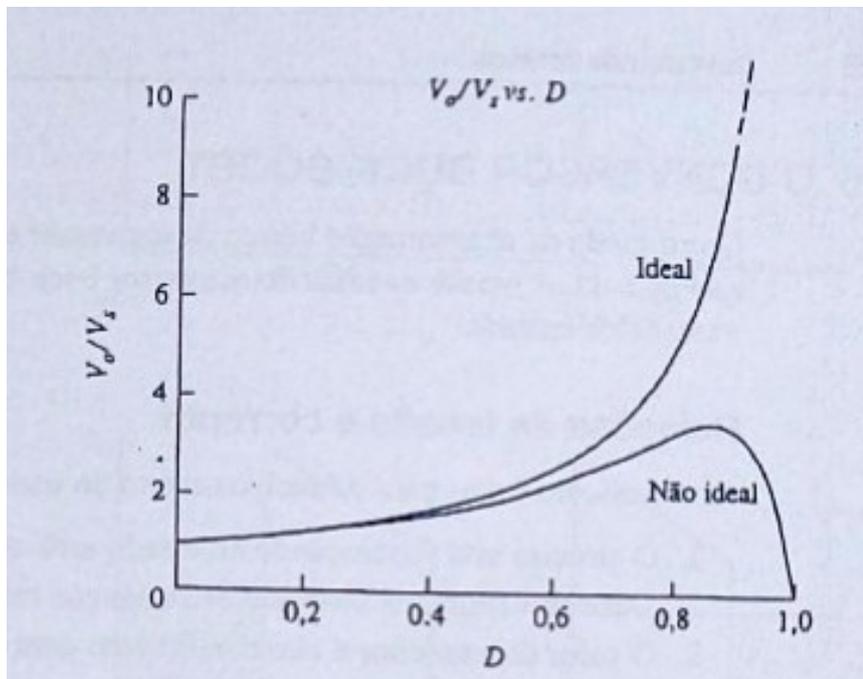
Percebe-se na Figura 17 que, para se ter um ganho de 6 (seis) vezes no sinal de entrada, o *boost* quadrático precisa ter uma razão cíclica de aproximadamente de 0,5 enquanto no clássico de 0,8. Contudo, a Figura 17 retrata uma situação ideal de operação, tendo uma eficiência de 100% do sistema, isso significa que não há perdas. Por outro lado, a resistência do indutor faz com

que haja perdas e, assim, não pode considerar que o ganho seja alto quando se aproxima da razão cíclica de 1, pois, com o aumento de trabalho, a eficiência do conversor diminui (W. HART, 2012).

Como mostrado na Figura 16, a eficiência do *boost* clássico cai extremamente em torno da razão cíclica 0,8, fazendo com que não se consiga elevar a tensão de entrada, como no caso “Ideal”, tendo um ganho de, no máximo, 3,6 vezes, ao analisar a Figura 15, no caso “Não Ideal”.

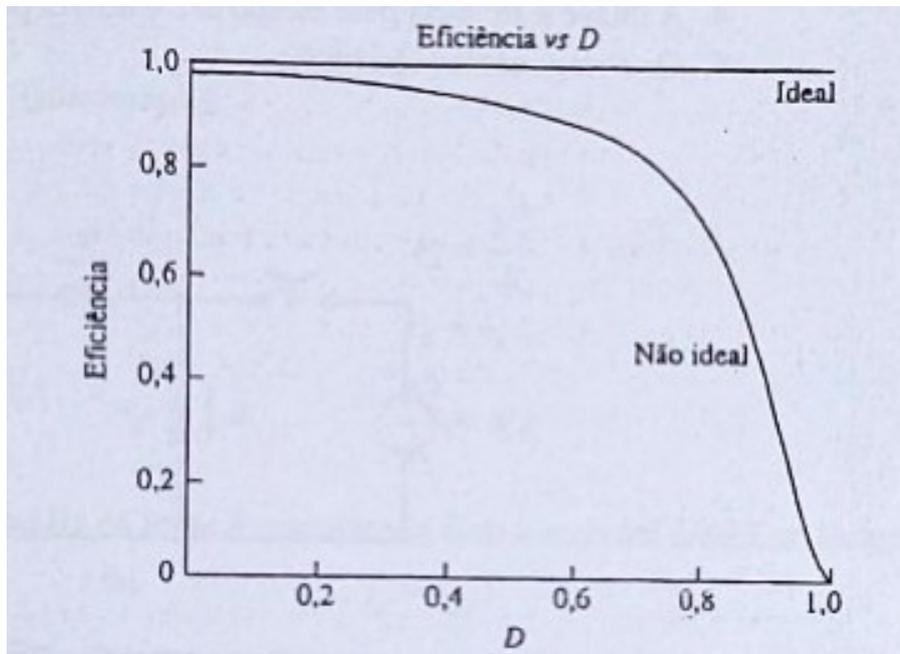
A taxa de trabalho é preocupante, pois, para a eficiência do projeto, em torno de 0,8, uma vez que o *boost* quadrático consegue ter o mesmo ganho com a razão cíclica menor, é mais viável a utilização do mesmo para minimizar perdas e ter um menor desgaste dos componentes.

Figura 15: Comportamento do ganho do *boost* com o aumento da razão cíclica sendo comparado no caso Ideal e Não Ideal.



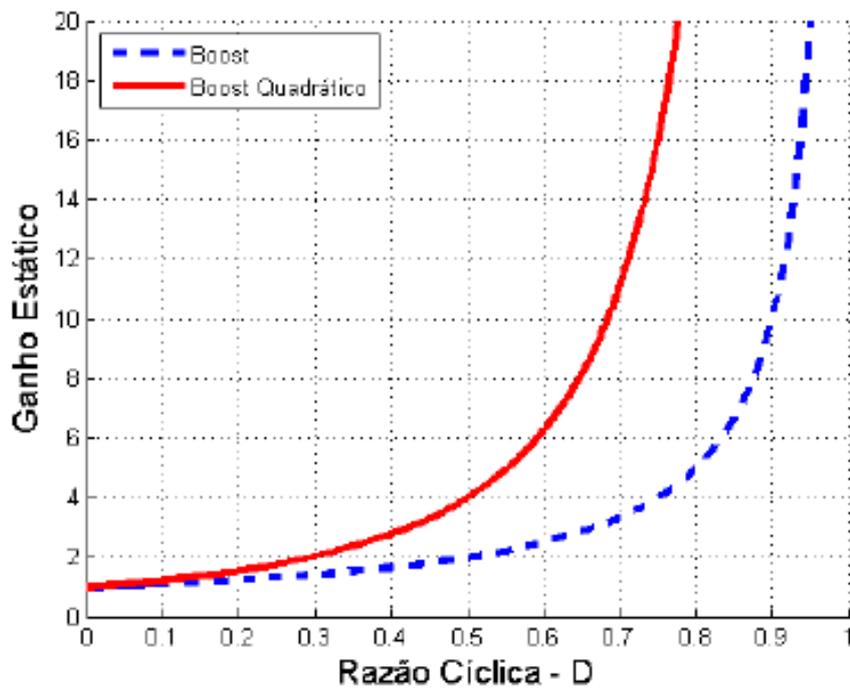
Fonte: Daniel Hart (Eletrônica de potência, p. 221)

Figura 16: Comportamento da Eficiência do *boost* com o aumento da razão cíclica sendo comparado no caso Ideal e Não Ideal.



Fonte: Daniel Hart (Eletrônica de potência, p. 221)

Figura 17: Comparação do ganho estático do *boost* convencional e do *boost* quadrático.

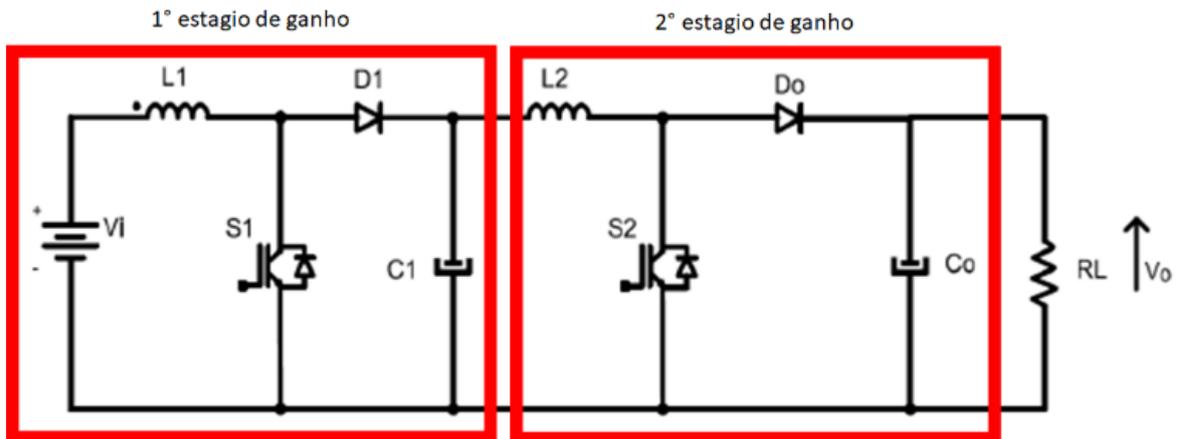


Fonte: Vilefort (2016)

Nesse circuito, tem-se a junção de 2 (dois) conversores *boost*, Figura 18, com o ganho cascadeado, fazendo com que o ganho do primeiro estágio seja multiplicado pelo mesmo valor no

segundo estágio e, assim, tendo o ganho mais elevado comparado com os outros conversores. Apesar do benefício de se obter um alto ganho, haverá mais perdas consequente do maior número de componentes do circuito.

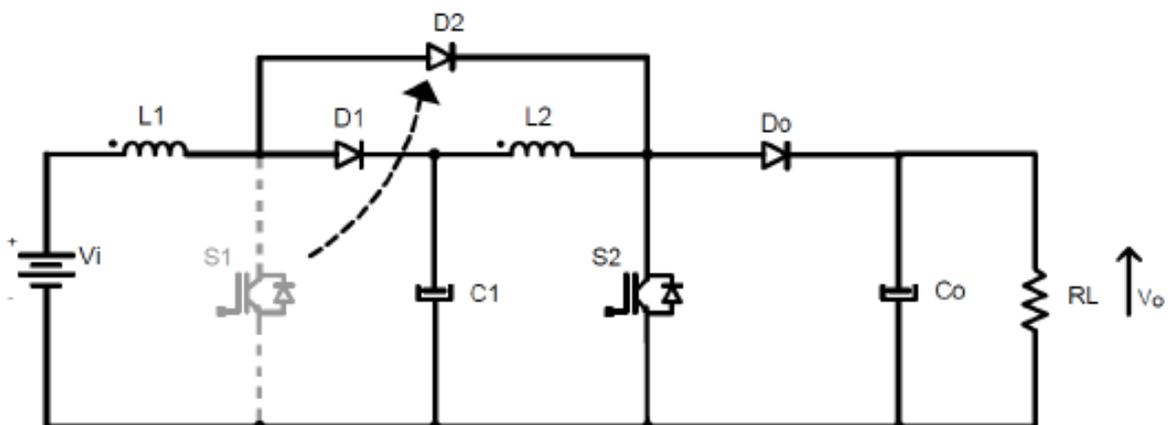
Figura 18: Esquemático de boost com dois estágios cascateados.



Fonte: Vilefort (2016) [editado]

Como mostrado na Figura 18, o circuito apresenta duas chaves (S1 e S2) a serem controladas para se obter o resultado desejado. Para facilitar o controle do circuito, a chave S1 é substituída por um diodo, como mostrado na Figura 19, o que possibilita alcançar o mesmo resultado, tendo que controlar somente uma chave.

Figura 19: Esquemático do boost quadrático.



Fonte: Vilefort (2016)

Com base nas duas etapas de operação, como apresentado em Vilefort (2016), chega-se na seguinte expressão da razão cíclica do sistema:

$$G = \frac{1}{(1 - D)^2} \quad (11)$$

Para se realizar os cálculos dos componentes do circuito, foi adotado os seguintes parâmetros, de acordo com a Tabela 2:

Tabela 2: Parâmetros de projeto.

Tensão de entrada de 15 V (Tensão média de saída da bicicleta ergométrica).
Corrente máxima de entrada de 5A .
Ripple de corrente de entrada de 1 A.
Tensão de saída de 100 V.
Ripple de tensão de saída de 1 V.
Corrente máxima de saída de 2.1A.
Trabalhar em modo contínuo de condução.
Potência de projeto de 75W.
Razão cíclica máxima de 0.8 (limitador).
Frequência de chaveamento de 25 kHz.

A partir desses parâmetros, é possível utilizá-los nas seguintes equações de projeto para a escolha dos componentes do projeto:

$$L_1 = \frac{V_{in} * D}{\Delta i_{L1} * f_s} \quad (12)$$

$$L_2 = \frac{V_{in} * D}{(1 - D) * \Delta i_{L2} * f_s} \quad (13)$$

$$C_1 = \frac{I_{in} * D * (1 - D)}{\Delta v_{C1} * f_s} \quad (14)$$

$$C_2 = \frac{I_{out} * D}{\Delta v_{C2} * f_s} \quad (15)$$

Sendo que:

Δi_{L1} = variação de corrente no indutor L1

Δi_{L2} = variação de corrente no indutor L2

Δv_{C1} = variação de tensão no capacitor C1

Δv_{C2} = variação de tensão no capacitor C2

f_s = frequência de chaveamento da chave S

Para o indutor 1, tem-se:

$$L_1 = \frac{V_{in} * D}{\Delta i_{L1} * f_s} = \frac{15 * 0,7}{1 * 25k} = 0,420mH \rightarrow 0,350mH \quad (16)$$

Para o indutor 2, tem-se:

$$L_2 = \frac{V_{in} * D}{(1 - D) * \Delta i_{L2} * f_s} = \frac{15 * 0,7}{(1 - 0,7) * 0,25 * 25k} = 5,6mH \rightarrow 5,36mH \quad (17)$$

Para o capacitor 1, tem-se:

$$C_1 = \frac{I_{in} * D * (1 - D)}{\Delta v_{C1} * f_s} = \frac{5 * 0,7 * (1 - 0,7)}{0,2 * 25k} = 210\mu F \rightarrow 220\mu F \quad (18)$$

Para o capacitor 2, tem-se:

$$C_2 = \frac{I_{out} * D}{\Delta v_{C2} * f_s} = \frac{2,1 * 0,7}{0,02 * 25k} = 2940\mu F \rightarrow 2200\mu F \quad (19)$$

Convém esclarecer que para os valores cálculos para os componentes foram utilizados valores próximos, os quais estavam disponíveis no laboratório, mas que não afetariam a *performance* do sistema. Os diodos utilizados foram escolhidos com uma retificação rápida, por conseguirem aguentar tensões e correntes altas.

Assim, foram escolhidos dois diodos MURF1620CTG, que suportam 16A e tensão de até 200V, e o diodo 15ETH06, que suporta 15A e tensão de até 600V. Esse diodo foi posicionado na

saída do circuito por conseguir aguentar mais tensão, além de que, o sinal da saída possuirá uma tensão alta comparada com a entrada.

Para realizar o chaveamento, foi utilizado um *mosfet*, que precisa suportar uma corrente alta por se comportar como um curto circuito quando estiver chaveando, por causa disso foi escolhido o IRFP4768 que suporta a corrente de 93A, tensão de 250V, além de ter uma rápida troca de estado.

2.2.6 Inversor

Com a tensão maior na saída do conversor *boost* comparada com a entrada, o inversor de frequência isolado desempenhará a função de elevar a tensão, além de injetar a corrente na rede elétrica. Será utilizado um conversor *full bridge* juntamente com transformador, operando em alta frequência para facilitar a injeção de corrente. O capacitor entre o *inversor* e o conversor *boost* possui o intuito de desacoplar as potências CC e CA.

Neste caso, o inversor ainda não foi implementado no projeto final devido à complexidade do projeto como todo.

2.2.7 Controle

Para que se possa controlar o comportamento da planta mostrada, é preciso que se tenha um microcontrolador que receba informações por meio de circuitos auxiliares de aquisição de corrente e de tensão, de sensor do batimento, além de poder alterar o chaveamento no *boost*. Por necessitar controlar em alta frequência o conversor e ter que realizar os comandos da planta em tempo real, é necessário que o microcontrolador tenha que ter uma grande velocidade de *clock* para ser capaz de ler as informações, interpretá-las e realizar a ação o mais rápido possível.

Para isso, foi utilizado o microcontrolador f28379D da Texas Instruments para poder atender a demanda do projeto, tendo o clock de 200Mhz e a resolução da porta analógica de 12-16bits. No projeto, foi utilizado a versão *launchpad*, como mostrado na Figura 20, pelo fato de estar em fase de teste. Essa versão torna mais fácil a manipulação dele para fazer as correções.

Figura 20: Microcontrolador launchpad F28379D.



Fonte: Texas Instruments

2.2.8 Interpretação dos batimentos

Com o sinal de saída do sensor de frequência cardíaca, será lido por uma porta analógica e por meio de um comparador com histerese feito via *software*. Isso fará com que quando passar de um limiar, será contado como 1 batimento e só poderá contar novamente quando o sinal voltar à referência. A frequência de batimento cardíaco não precisa estar se atualizando rapidamente, pois pode ocorrer um ruído e fazer com que a interpretação seja equivocada.

No documento de dissertação do autor serão apresentados os detalhes do algoritmo de interpretação dos batimentos.

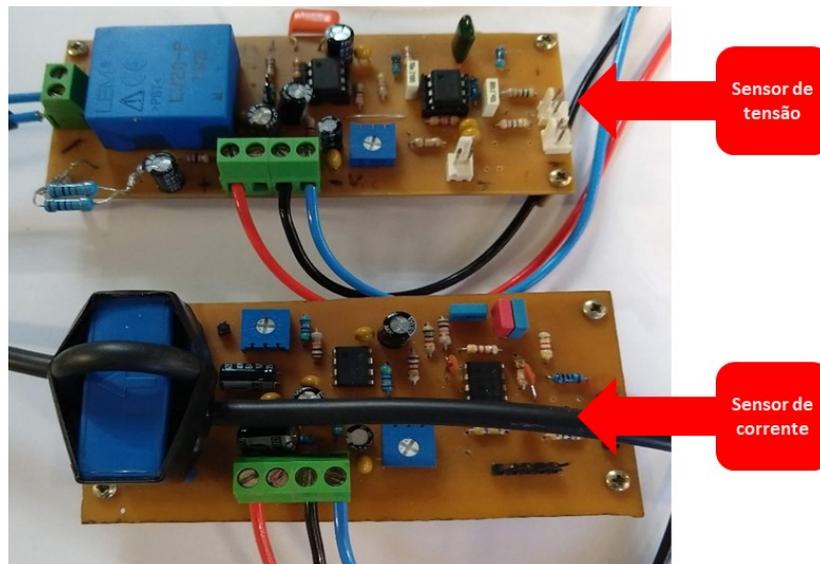
Para a comprovação do funcionamento da leitura da quantidade de batimentos, será verificado três resultados de métodos diferentes. O primeiro será feito manualmente, colocando o dedo no pescoço para sentir cada pulsação por 15 segundos, com o valor medido indiretamente será multiplicado por 4 (quatro) para se ter o valor BPM; no segundo, será utilizado um *smartwatch* de esporte para medir a frequência; e no terceiro, para a verificação dos resultados, será feito com o método que será proposto neste projeto.

Os três resultados serão comparados entre si, para verificar se os valores foram parecidos, apesar de sabermos que o valor do método manual é mais impreciso.

2.2.10 Aquisição de sinal

Para que se pudesse ter um *feedback* da tensão e da corrente que está sendo gerada pela bicicleta para possibilitar também o cálculo da potência instantânea do usuário, foi realizada a confecção de dois circuitos de aquisição de sinal, veja na Figura 21:

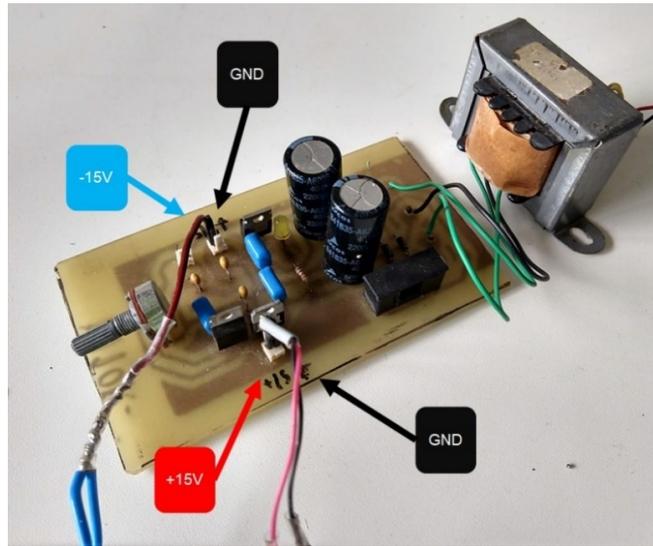
Figura 21: Sensores de aquisição de sinal.



Fonte: Vitor Barbosa

Para que os sensores funcionem, é preciso que se tenha um alimentação de $\pm 15V$. Na figura acima, o cabo vermelho é 15V, o cabo preto, referência (0V), e o cabo azul é -15V. Para isso, foi utilizada uma fonte de tensão, de acordo com a Figura 22.

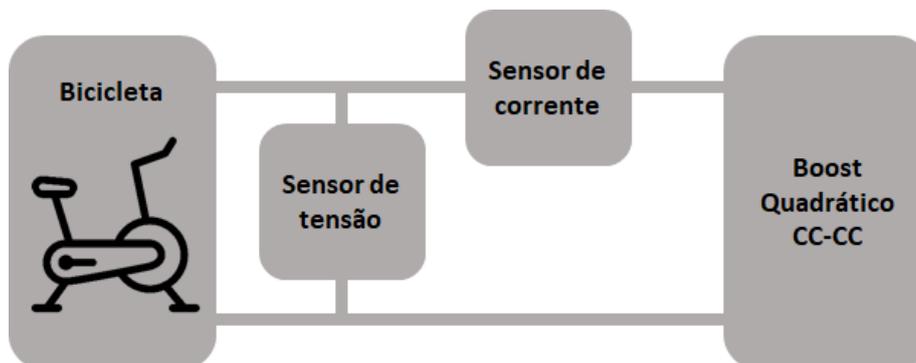
Figura 22: Fonte de alimentação.



Fonte: Autor

O sensor de tensão foi colocado em paralelo com a bicicleta, enquanto o sensor de corrente foi colocado em série com a bicicleta e o *boost* quadrático, como ilustrado na Figura 23. A partir disso, será possível ter o conhecimento da tensão que a bicicleta está produzindo e a corrente que a bicicleta está sendo extraída para o indutor da entrada do boost.

Figura 23: Representação das ligações dos sensores com a bicicleta e o conversor.



Fonte: Autor

Os sinais da saída dos circuitos de aquisição serão representados por meio de um valor de tensão apropriado para a leitura do DSP; a corrente também será representada por uma tensão, pois não é possível trabalhar com corrente em processamento de sinal. Por causa da planta principal trabalhar com tensões acima de 3.3V, que é a tensão máxima suportada pelo DSP, deve-se ter esse circuito para se adequar a uma tensão baixa, além disso não se pode ter sinal negativo entrando no microcontrolador, fazendo com que seja preciso ter o sinal CC, representando o 0V.

Para calibrar os circuitos de aquisição é preciso conectar em uma fonte de tensão e, com o auxílio de um multímetro, analisar o valor do sinal imposto no circuito de aquisição. A partir disso, é zerado o valor na fonte de tensão e é colocado o nível CC do circuito de aquisição, por meio de um potenciômetro nele, em um valor mais apropriado, normalmente no $V_{cc}/2$, pois no DSP seria em 1,62V, mas como não terá valores negativos, foi posto em 800mV. Após calibrado o nível CC, a escala de proporção do sensor é ajustada para o valor real. Isso é feito pelo potenciômetro para que o valor máximo a ser analisado não seja maior que 3.3V. Assim, ele é ajustado manualmente para que o valor máximo esperado fique em torno de 2.5V, para que em caso de um ruído imprevisto não tenha a tensão suficiente para queimar o DSP.

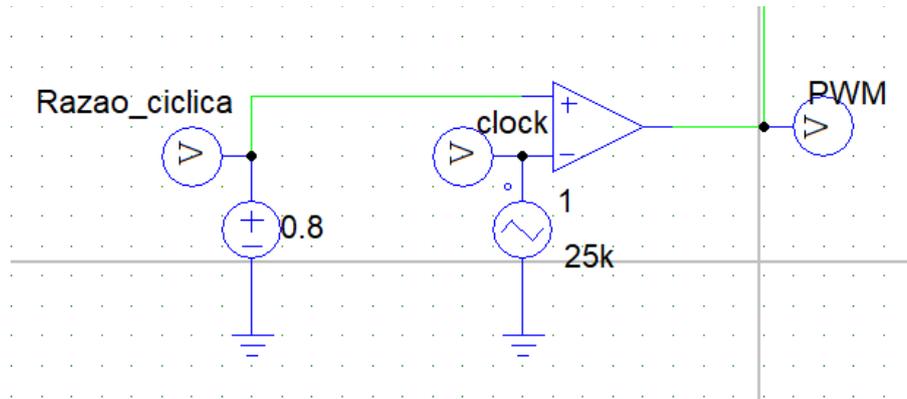
Para o circuito de aquisição de corrente, é feito um filtro digital de 1° ordem passa baixa em 500Hz para minimizar ruídos causados por alta frequência no microcontrolador. Para isso, foi utilizada a Equação 4.

2.2.11 Controle do *boost* pela chave

O *boost*, para o seu funcionamento, necessita que o MOSFET, representado como uma chave, seja aberto e fechado periodicamente em alta frequência. Para isso, é utilizado o DSP que realizará um PWM na frequência de 25KHz e, escolhendo o valor da razão cíclica, o micro controlador consegue entregar a fração de tempo no período no estado ativo.

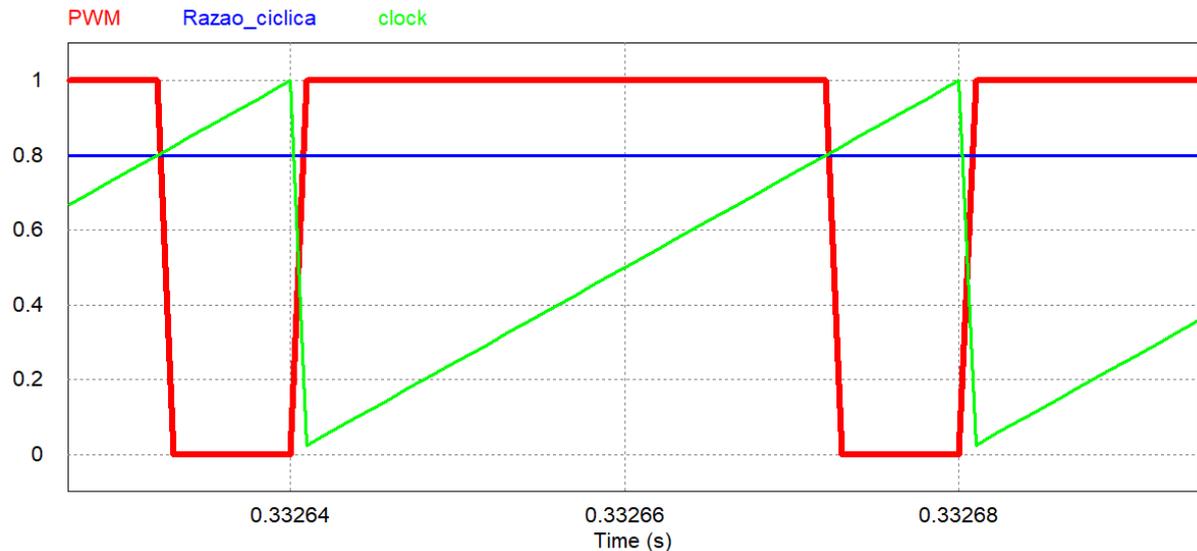
Internamente, o DSP realiza uma comparação de uma onda dente de serra com amplitude de 0 a 1V e com um sinal CC, que é o valor da razão cíclica, que foi escolhida a partir do controlador PI. O resultado desse comparador é ter uma onda quadrada na porta PWM do DSP. Para ilustrar como é gerado a onda quadrada, as Figuras 24 e 25 mostram uma razão cíclica imposta de 0,8 com a onda dente de serra com 25KHz. Percebe-se que, quando os dois sinais são comparados, forma uma onda quadrada na saída, tendo 80% do período no estado ativo.

Figura 24: Comparação do sinal de 0,8 com uma onda dente de serra de 25KHz para formar o PWM.



Fonte: Autor

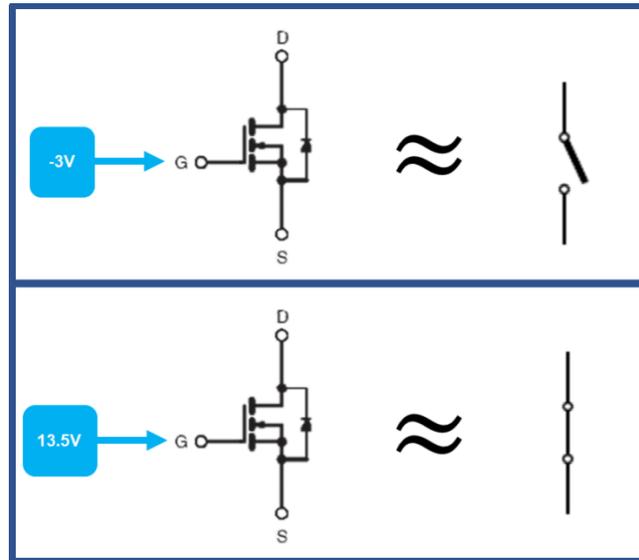
Figura 25: Resultado obtido com razão cíclica de 0,8. Vermelho sendo sinal de saída, verde a onda dente de serra e azul o sinal de 0,8V.



Fonte: Autor

Apesar de ter o resultado da onda quadrada que o DSP deseja, é preciso que o PWM tenha a tensão necessária para que o MOSFET entre em saturação ou entre como circuito aberto, para isso é utilizado *Gate Drive*, com o objetivo de adequar a tensão para funcionar corretamente, tendo a tensão por volta de 13,5V no estado ativo (MOSFET SATURADO) e -3V para estado inativo (MOSFET ABERTO), na porta GATE, que estará ligada no MOSFET.

Figura 26: Representação do MOSFET, sendo comparado com uma chave aberta ou fechada.



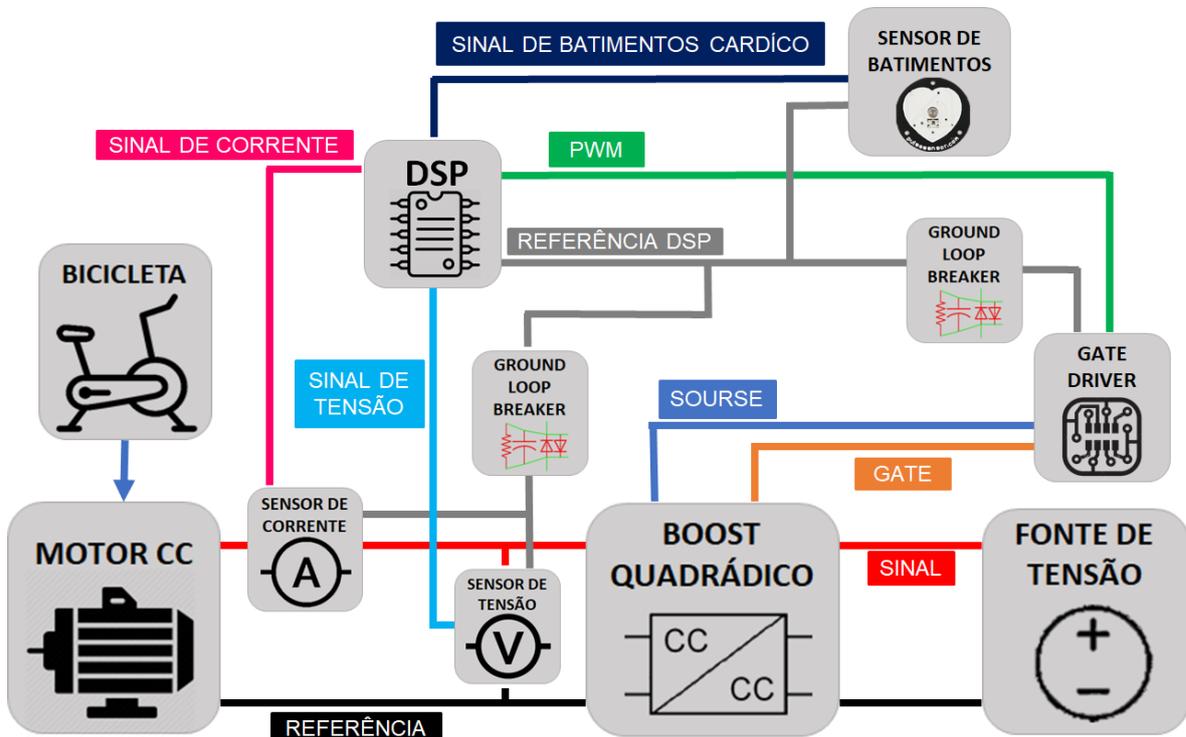
Fonte: Autor

Quanto maior for a razão cíclica imposta pelo DSP, mais tempo o indutor de entrada terá para se carregar, fazendo com que mais corrente de entrada seja drenada, tendo um ganho maior na saída.

2.2.12 Ligação do projeto

Após a apresentação dos componentes do projeto e do funcionamento das partes, será mostrado como as ligações ficaram, através de uma representação por blocos, entre a bicicleta, *boost* quadrático, sensor de batimento, sensor de tensão e corrente, *gate driver*, fonte de alimentação e a fonte, simulando o inversor, de acordo com a Figura 27:

Figura 27: Representação das ligações feitas no projeto.



Fonte: Autor

A bicicleta estará ligada ao motor CC por meio de polias; do motor sairá 2 fios, sendo o positivo (sinal) e o negativo (referência) para o *boost* quadrático. No meio dessa ligação, estará os sensores de corrente e de tensão para obter as informações (sinal de tensão; sinal de corrente) para o DSP; a ligação da referência com o microcontrolador terá o *ground loop breaker*, objetivando minimizar ruídos.

O DSP estará mandando um sinal (PWM) para o *gate driver* com a referência conectada em outro *ground loop breaker*, e o *gate driver* terá 2 fios (SOURCE; GATE), indo ao *boost* para realizar o controle de chaveamento. Do *boost* quadrático, a tensão que entrou pelo lado esquerdo do desenho terá um ganho na saída para o inversor que será representado pela fonte de tensão.

O sensor de batimentos estará ligado ao DSP para mandar o sinal e não será conectado ao *ground loop* por não possuir ruído que seja prejudicial para a comunicação.

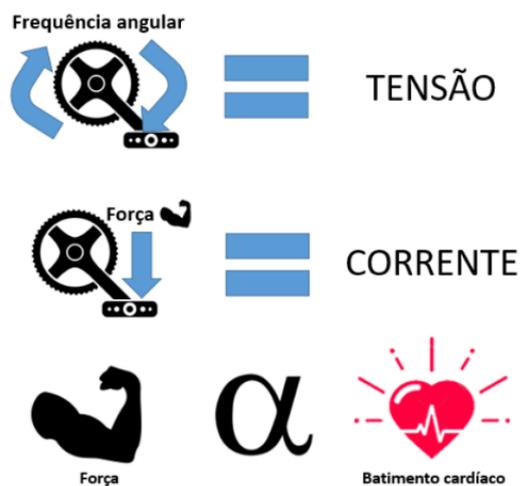
2.2.13 Funcionamento do controle

Com as variáveis sendo monitoradas, será feito o controle da zona de frequência cardíaca que o usuário escolher no treino. Para tanto, é preciso monitorar não só o esforço que ele está realizando, mas também a frequência do seu batimento cardíaco.

Quando o indivíduo estiver pedalando rigorosamente, o tecido da perna irá requerer um aumento de fluxo sanguíneo, tendo a necessidade de suprimento de oxigênio, nutrientes para a remoção de dióxido de carbono e de hidrogênio e da manutenção da concentração de íons, além do transporte de hormônios. Esses fatores estão relacionados com o aumento do metabolismo celular, o que provoca um aumento da pressão sanguínea e, conseqüentemente, da frequência cardíaca (GUYTON; HALL, 2006).

O esforço realizado estará diretamente relacionado à frequência cardíaca da pessoa. Portanto, a corrente que o sistema demandar fará com que o esforço seja alterado, como consequência, haverá uma alteração no batimento. A Figura 28 mostra a relação das grandezas medidas. Veja:

Figura 28: Relação das grandezas mecânicas, elétricas e biológicas.



Fonte: Autor

A presença do indutor na entrada do *boost* faz com que haja a possibilidade de controle de corrente eficaz através da alteração da razão cíclica de chaveamento do circuito. O controle sobre

a corrente, que será extraída pela bicicleta, faz com que se tenha uma relação direta com a força que o usuário estará realizando.

Para que haja um poder no comportamento da potência, que estará sendo desenvolvida pelo usuário, é preciso adotar uma técnica de controle na corrente pelo fato do conversor possibilitar.

O controlador PI consegue ser aplicado na maioria dos sistemas de controle, podendo ser ajustados em campo; quando o modelo matemático da planta não é conhecido, ele se torna mais atrativo para a utilização nesses casos (OGATA, 2010). Pelo fato do desconhecimento do modelo matemático do sistema a ser implementado e por ser de fácil ajuste para a realização das simulações, esse tipo de controlador foi incorporado ao projeto.

O controlador PI será utilizado para a mudança da razão cíclica do chaveamento, para que haja uma alteração na corrente de entrada. Como o usuário estará pedalando em uma frequência angular, que não sofrerá tanta alteração, pode-se considerar que a tensão será a mesma, fazendo com que corrente e potência sejam proporcionais.

2.2.14 Lógica Fuzzy

A desvantagem do controlador PI é impossibilitar que haja uma zona de referência, pois quando colocado um valor de referência, o sistema tente chegar mais rápido possível e ficar em um mesmo valor. No sistema proposto, o batimento cardíaco não possui um tempo de resposta como os sistemas elétricos, o que faz com que se tenha uma necessidade de um controle mais lento e que possa aceitar uma zona de referência ao invés de um único valor.

Caso haja somente o controlador PI, o usuário, que estaria em uma frequência cardíaca de início, quando colocado uma nova frequência de referência, instantaneamente, a corrente iria subir para que seja realizado mais esforço, mas como é preciso que o usuário tenha o tempo de reação (lento, comparado com componentes elétricos) para pedalar mais forte e, posteriormente o batimento aumentar, a bicicleta iria ficar em uma marcha tão pesada, em tão pouco tempo, para o usuário, que não seria possível pedalar para suprir a corrente demandada.

Para isso, foi utilizado a lógica *fuzzy*, pois possibilita a criação de uma região de referência, tendo um tempo de transição mais devagar para acompanhar o ritmo humano, além disso não seria tão desgastante comparado com controlador PI. No caso, a lógica *fuzzy* vai moldar a potência de referência de acordo com o ritmo cardíaco, para que, assim, o controlador PI seja utilizado.

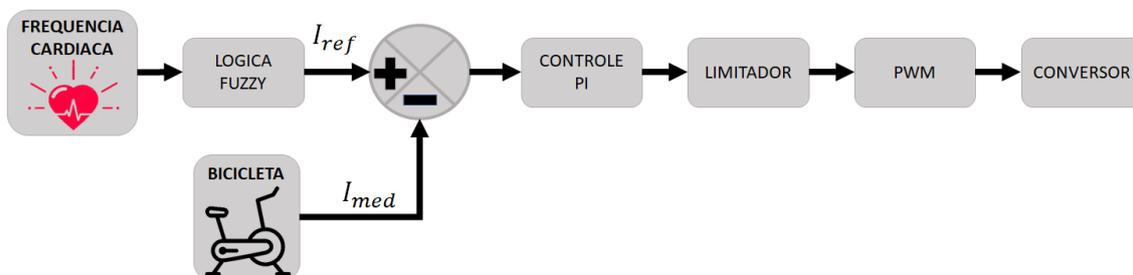
2.2.15 Implementação da lógica Fuzzy

Para realizar a implementação da lógica Fuzzy no sistema, foi preciso construir uma função para cada zona de referência, totalizando em 5 (cinco) diferentes funções. Cada uma delas, deve ter 3 (três) retas com coeficientes angulares e lineares diferentes, ou seja, uma reta para quando o batimento cardíaco estiver abaixo da zona de referência, outra para quando estiver na zona de referência, fazendo com que se tenha uma reta com inclinação para baixo e, por fim, uma que seria quando o batimento superasse a zona desejada.

Quando a pessoa escolhe qual zona de referência pretende treinar, o sistema calcula as equações e deixa salvo para que seja feita essa conversão entre batimentos para corrente de referência. Isso faz com que o microcontrolador não precise, em todo ciclo, calcular novamente os coeficientes angulares e lineares para depois achar o valor correspondente, o que fará com que não tenha gaste tempo com contas.

2.2.16 Diagrama de controle

Figura 29: Diagrama de blocos do controle do sistema.



Fonte: Autor

A lógica de controle do sistema pode ser simplificada de acordo com a Figura 29, tendo a aquisição da frequência cardíaca instantânea, passando pela lógica *fuzzy*, para que o batimento cardíaco lido seja vinculado a uma corrente correspondente de referência. Na corrente de referência será feita uma diferencial com a corrente instantânea retirada da bicicleta para se obter o erro.

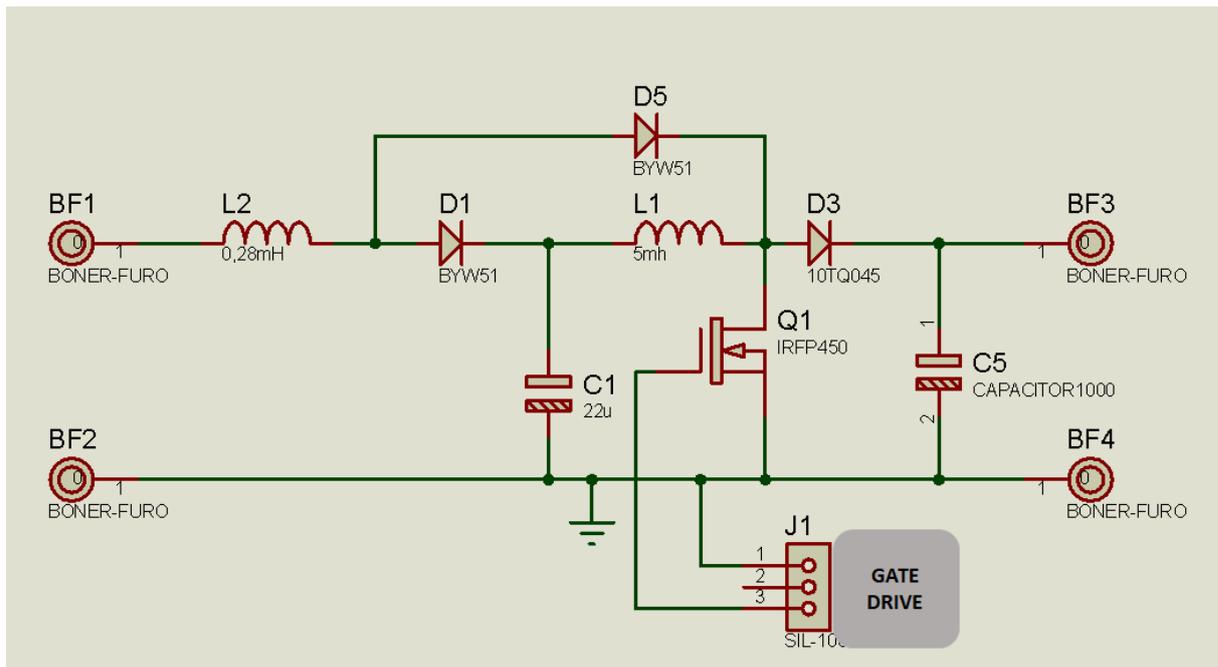
O erro obtido pela diferença da referência com o valor medido é passado pelo controlador PI que fará o cálculo, possuindo o limite entre 0 a 0.7, imposto pelo limitador (por via de segurança). Esse valor obtido causa a modificação da razão cíclica do PWM, impactando diretamente no conversor *boost*.

Assim, de acordo com a frequência cardíaca, será imposta a corrente de referência, implicando em uma nova corrente de drenagem na bicicleta, fazendo com que o esforço seja alterado.

2.2.17 Construção do *boost* quadrático

Para a construção do *boost* quadrático, foi realizado o esquemático e o *layout* do *boost* quadrático através do programa Proteus, como mostrado nas Figuras 30 e 31. Após a realização do *layout*, foi impresso, com cor monocromática, as trilhas em um papel fotográfico para que possa ser transferida para uma placa de cobre.

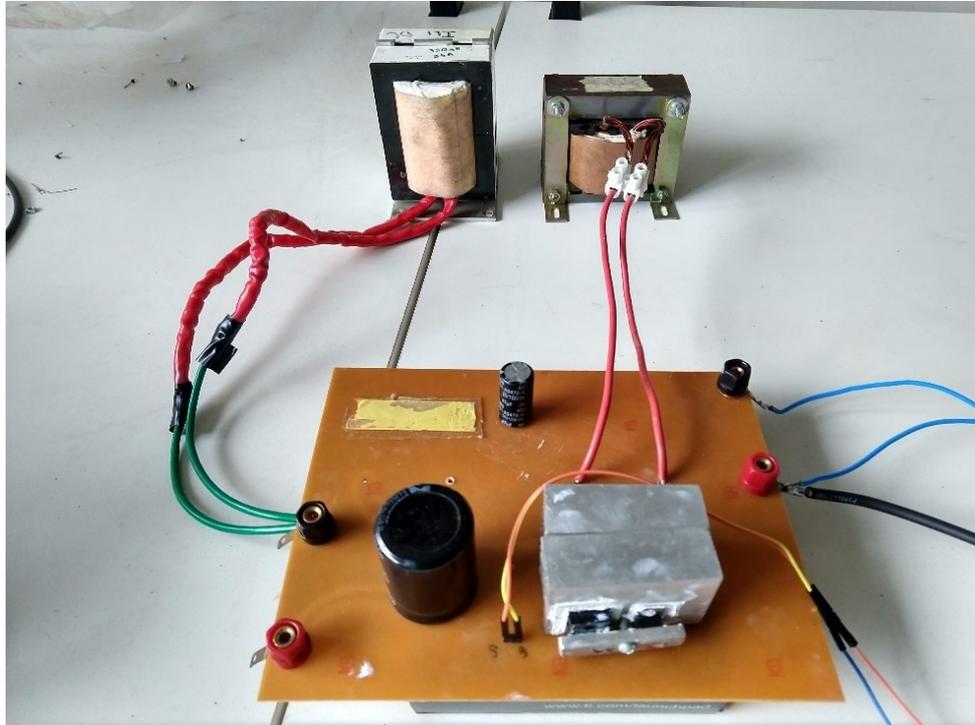
Figura 30: Esquemático do Boost quadrático em *software*.



Fonte: Autor

O resultado da confecção do *boost* foi de acordo com a Figura 32.

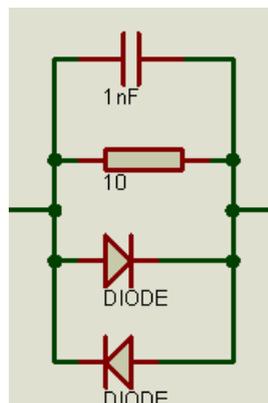
Figura 32: Boost quadrático montado.



Fonte: Autor

Após a construção do *boost*, foi realizada a confecção do circuito *ground loop breaker* (Figuras 33 e 34), para que a alta frequência do chaveamento não ocasionasse ruído para o computador que o DSP está conectado e, conseqüentemente, perder a comunicação, impossibilitando a leitura das variáveis via Serial. Esse circuito foi colocado no retorno da referência para o DSP dos circuitos conectados, sendo o *gate drive* e os sensores.

Figura 33: Esquemático do loop breaker.



Fonte: Autor

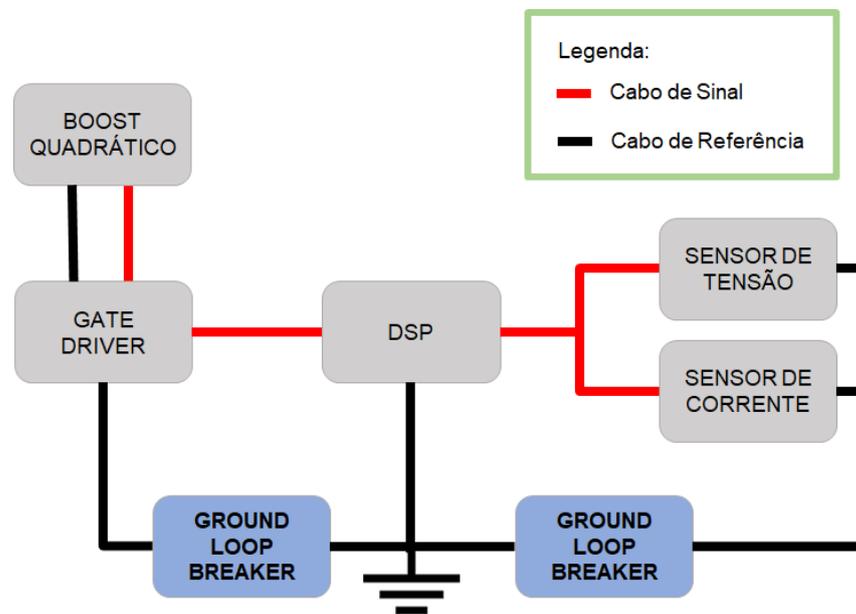
Figura 34: Loop breaker montado.



Fonte: Autor

O *loop breaker* não é colocado no *boost* quadrático, pois a comunicação do *boost* é via *gate drive*. Essa conexão ficou de acordo com a representação da Figura 35:

Figura 35: Representação das ligações de sinal e referência no circuito com a implementação do loopbreaker.



Fonte: Autor

Para o funcionamento do *boost* e para que se possa realizar os testes, é preciso conectar os sensores de tensão e a corrente juntamente com a fonte, e o *gate drive* e o DSP, para realizar o controle. Feito isso, será colocada a fonte de tensão na entrada, substituindo a bicicleta, para que se tenha uma tensão constante e que se consiga suprir a demanda de corrente quando for realizar os testes com uma razão cíclica maior.

Para o primeiro teste, será feito o teste em malha aberta, significando que manualmente será imposto uma razão cíclica no *boost* via DSP e comparando se a tensão de saída e a corrente de entrada correspondem ao que é esperado teoricamente, assim comprovará que o boost está funcionando corretamente.

Para o segundo teste, será colocado em malha fechada, para testar se o controlador PI consegue alterar a corrente imposta para que fique igual a corrente de referência ao ajustar o chaveamento do MOSFET, conseqüentemente, alterando a razão cíclica do boost.

Para o terceiro teste, será testado. Caso for escolhido uma potência de referência para que o usuário faça o exercício, o sistema conseguirá manter a potência, alterando a corrente de entrada do circuito. Para que sistema tenha essa corrente de referência, o código terá que dividir a potência desejada pela tensão lida no sensor de entrada, tendo o resultado igual à corrente que deseja para manter a potência constante. O cálculo feito é de acordo com a seguinte equação 23:

$$I_{referencia} = \frac{P_{desejada}}{V_{entrada}} \quad (23)$$

Percebe-se que a potência é constante e que a corrente de referência irá depender do quão rápido a pessoa estiver pedalando, sendo a corrente de referência inversamente à tensão da bicicleta, isso implica que se a pessoa estiver pedalando rápido, o esforço que a bicicleta irá impor será pequeno. Neste teste, será colocado a tensão de entrada constante, sendo assim, terá um único valor de corrente de referência.

Por fim, no quarto teste do *boost*, será simulando as variações de tensão de entrada ocasionadas pelo pedalar mais rápido ou devagar do usuário, sendo que essas variações serão feitas manualmente ao longo do tempo. Pelo fato da tensão de entrada variar, a corrente de referência terá que variar para que se mantenha a potência como uma constante.

Para todos os testes, será confrontado com as simulações para saber estão funcionando como o esperado.

2.3 Resultados e discussão

Pela complexidade do projeto, os testes foram realizados individualmente para que se tivesse a certeza que todas as partes estavam funcionando corretamente. Esses testes foram divididos em duas partes: do conversor, da leitura de quantos batimento cardíacos por minuto.

2.3.1 Boost Quadrático

Teste 1: Foi realizado o teste em duas razões cíclicas diferentes para a comprovação do funcionamento do *boost*, sendo que para a primeira situação o valor escolhido foi de 0.3, com uma tensão de entrada de 20V. De acordo com a equação 24, o ganho do sinal esperado deve ser:

$$G = \frac{1}{(1 - D)^2} = \frac{1}{(1 - 0,3)^2} = \frac{1}{0,49} = 2.04 \quad (24)$$

Pode-se considerar que o ganho do sinal é a relação da saída com a entrada, então:

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (25)$$

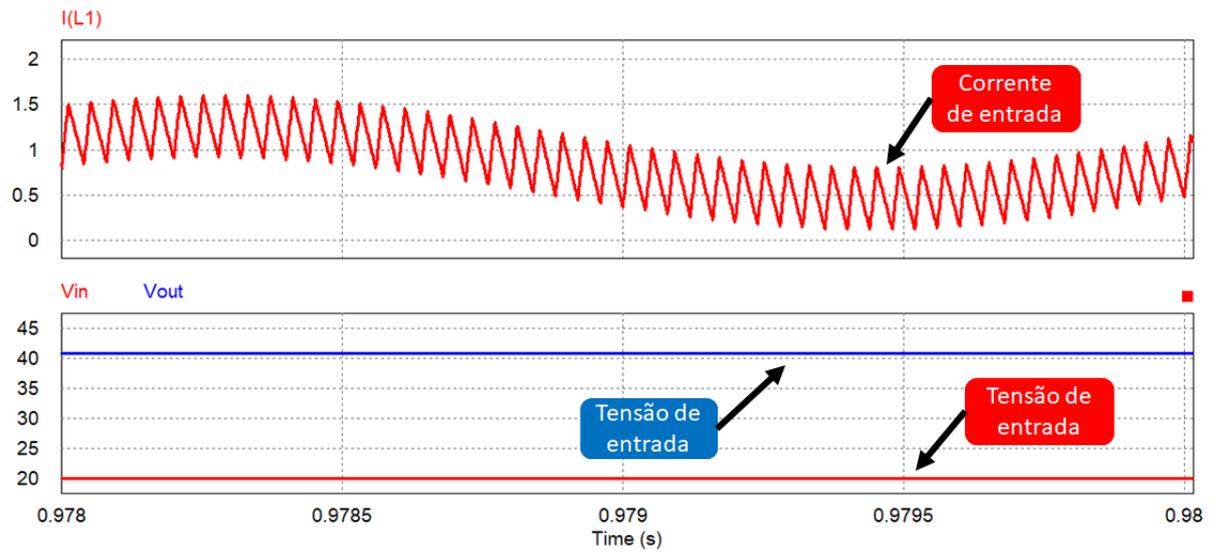
$$V_{out} = V_{in} * G \quad (26)$$

$$V_{out} = 20V * 2.04 \quad (27)$$

$$V_{out} = 40.81V \quad (28)$$

Com a realização da simulação do PSIM (Figura 36) obteve o resultado da tensão de saída ser 41V e a corrente de entrada, variando de 0,1A a 1,6A , tendo uma média de 0,85A e tendo um sinal de baixa frequência comparada com a onda triangular.

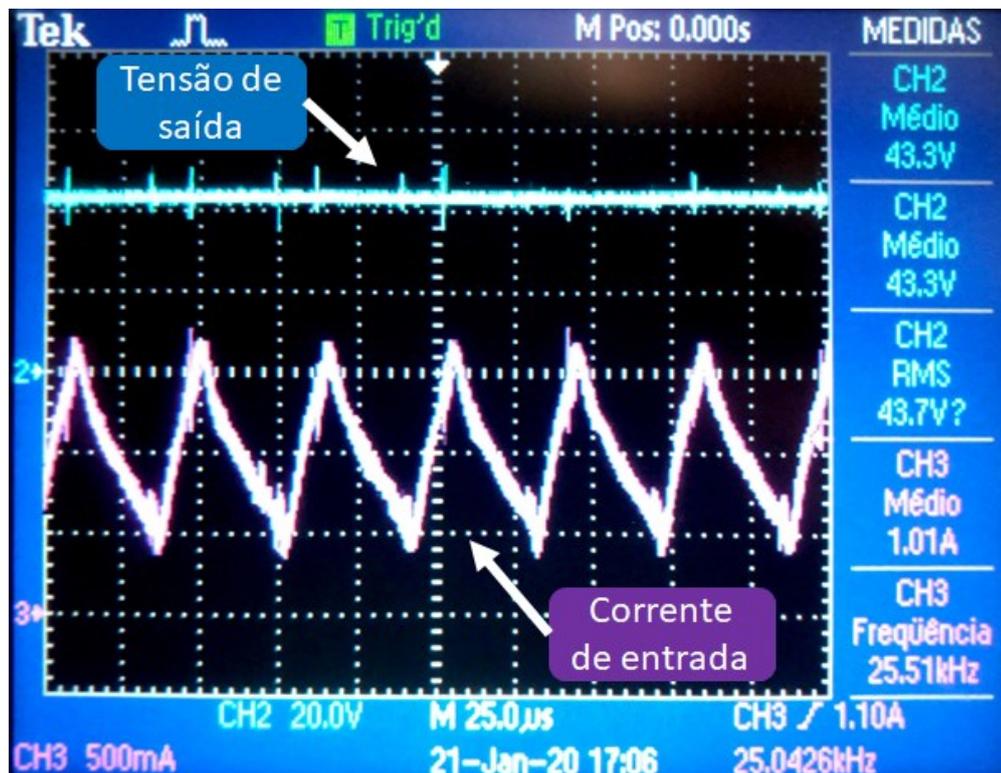
Figura 36: Simulação em malha aberta do boost quadrático com razão cíclica de 0,3.



Fonte: Autor

Ao realizar a prática, Figura 37, obteve-se uma tensão de 43V, com a corrente de entrada de 1A. Comparando com a simulação, a tensão teve um erro de 4% e a corrente de 15%, mas tendo o formato do sinal esperado.

Figura 37: Resultado obtido em malha aberta do boost quadrático com razão cíclica de 0,3.



Fonte: Autor

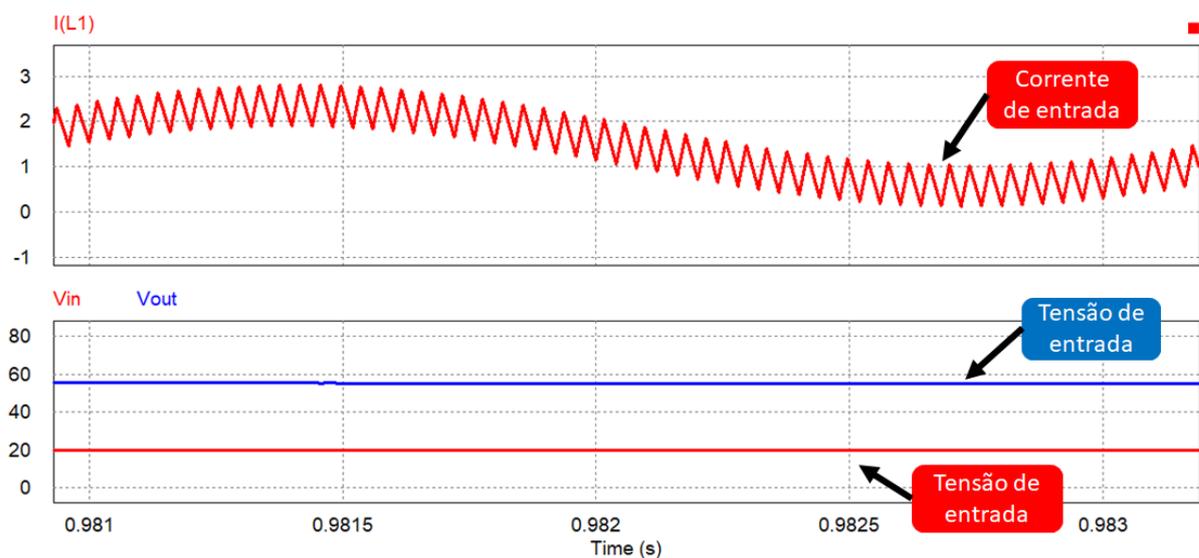
Para a segunda parte do teste, impôs a razão cíclica de 0,4, mantendo a tensão de entrada em 20V. A tensão esperada na saída será:

$$V_{out} = V_{in} * \frac{1}{(1 - D)^2} \quad (29)$$

$$V_{out} = 20V * 2,77 = 55,4V \quad (30)$$

De acordo com a simulação, Figura 38, a tensão de saída é de 58V e a corrente de entrada, variando entre 0A a 2,9A, tendo a média de 1,45A.

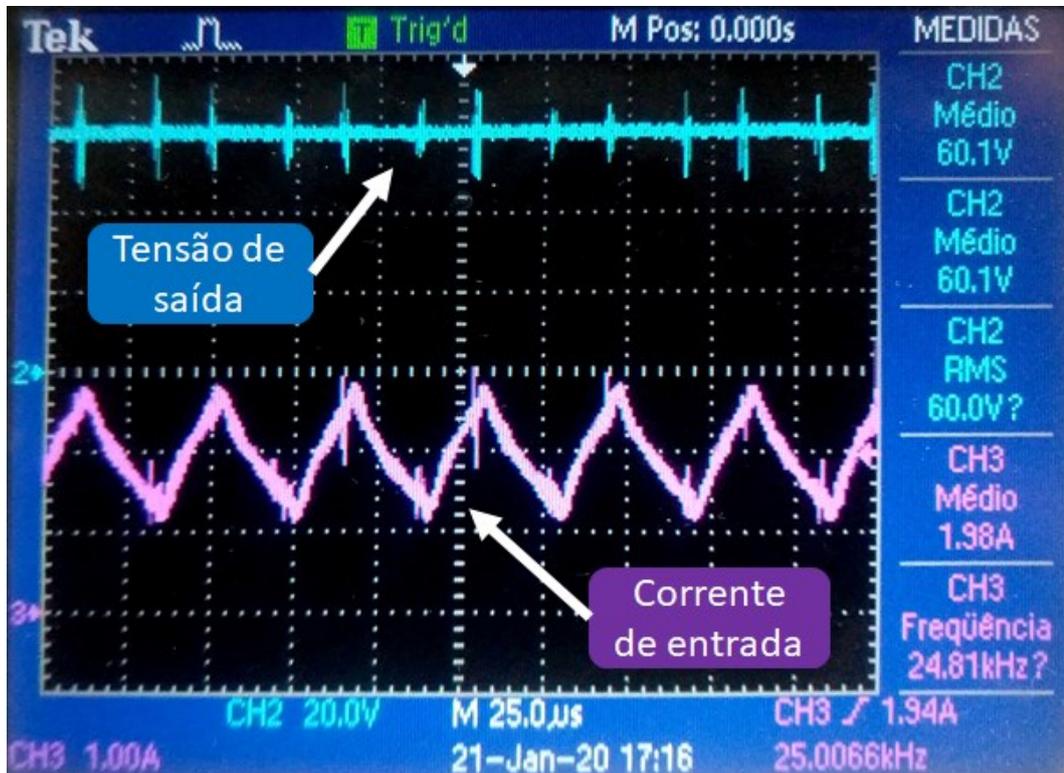
Figura 38: Simulação em malha aberta do *boost* quadrático com razão cíclica de 0,4.



Fonte: Autor

Ao realizar a prática, Figura 39, obteve-se tensão de saída de 60V e a corrente de entrada média de 1,98A. Ao comparar a simulação, obteve-se um erro de 4% na tensão e a corrente de 36%. A diferença entre os resultados pode ser causada pela idealização dos componentes na simulação, mas como os resultados apresentaram próximos, pode-se afirmar que o *boost* está funcionando.

Figura 39: Resultado obtido em malha aberta do boost quadrático com razão cíclica de 0,4.



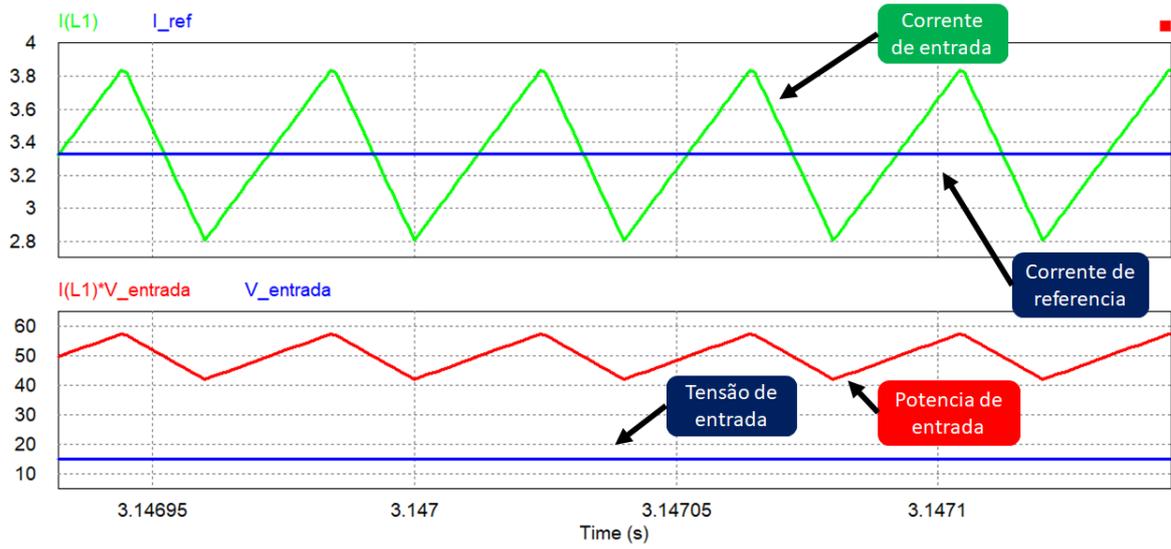
Fonte: Autor

Teste 2: Ao simular essa situação, colocando 15V, obteve-se os valores de acordo com a Figura 40. No primeiro gráfico, a corrente de referência em vermelho, e em azul, a corrente de entrada. No segundo gráfico, tem-se a potência em azul e a tensão de entrada em verde.

Colocando a potência desejada, o circuito obteve a resposta de acordo com a Figura 41, sendo o amarelo a corrente de entrada; o azul, tensão de entrada; vermelho, a potência; e verde, a razão cíclica. Cada sinal possui uma escala diferente para se adequar à tela, tendo o mesmo tempo de 40µs por divisão no eixo X.

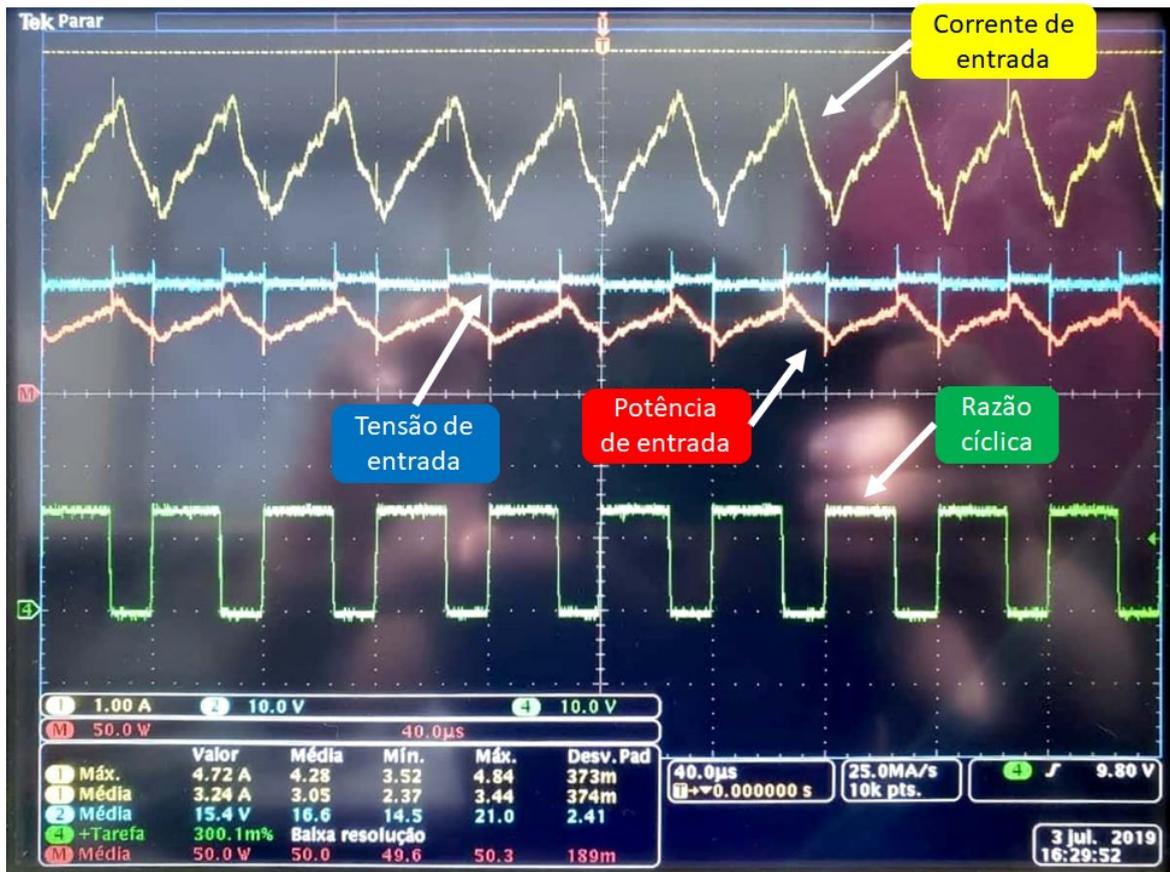
O resultado na prática foi uma corrente de 3,24A na entrada para que o valor médio da potência fosse de 50 Watts. Obteve-se o valor igual ao que foi simulado, confirmando a teoria.

Figura 40: Simulação de quando é imposta uma potência desejada (50Watts) no boost quadrático.



Fonte: Autor

Figura 41: Resultado quando é imposta a potência de 50Watts no boost quadrático.

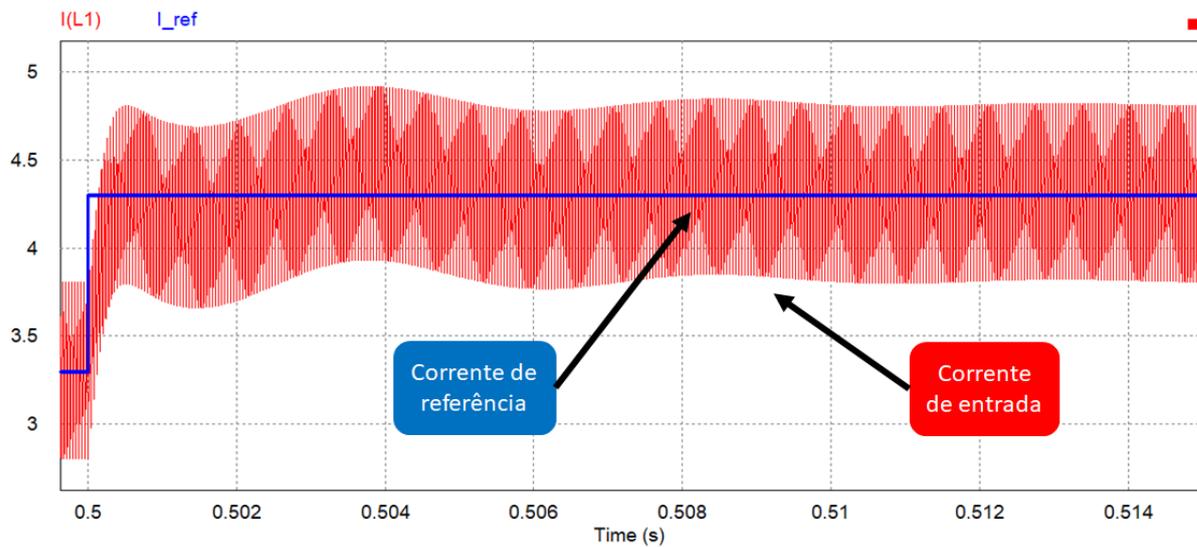


Fonte: Autor

Teste 3: foi realizada uma situação de transitório para saber como o controlador PI se comportaria. Para tanto, foi colocado a potência de referência em 35 watts, mudando a potência para 50 watts, via micro controlador. Na simulação, foi obtido o resultado da Figura 42, tendo um tempo de estabilização de 10ms.

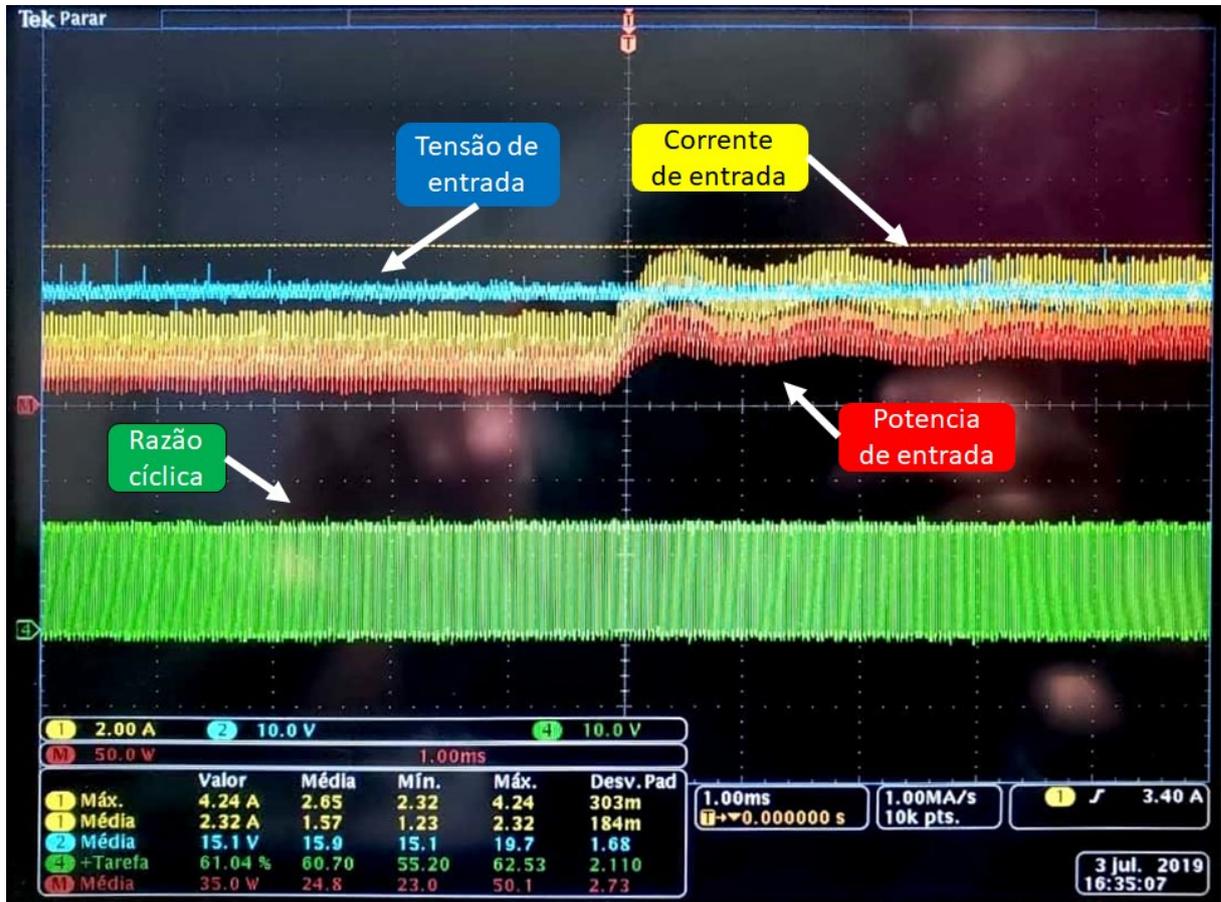
Na prática, foi obtido o resultado da Figura 43, com o tempo gasto aproximado de 4ms. O resultado foi diferente ao simulado, mas com uma melhor resposta.

Figura 42: Simulação do controlador PI quando é imposta uma nova referência.



Fonte: Autor

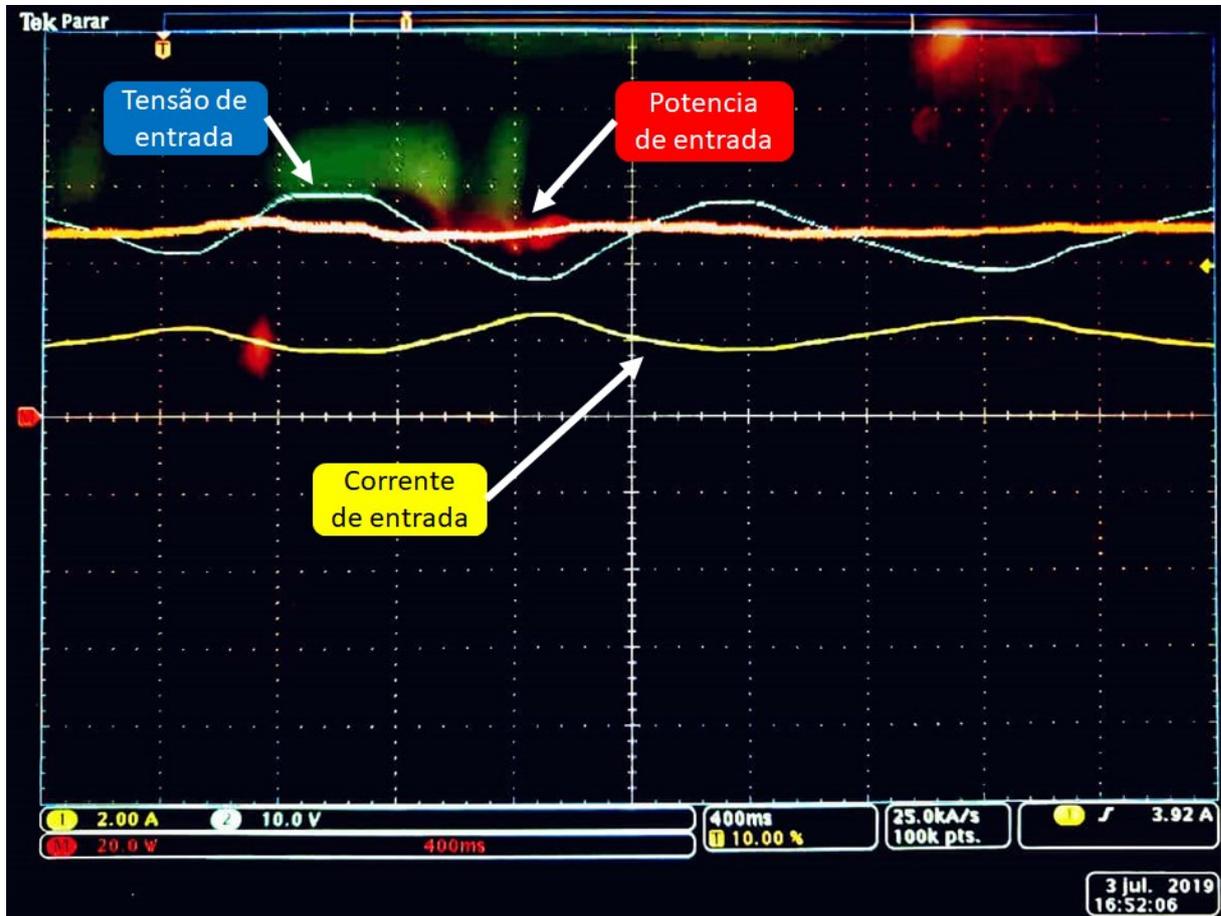
Figura 43: Resultado obtido do controlador PI quando é imposta uma nova referência.



Fonte: Autor

Teste 4: Neste teste, foi verificado se quando a tensão de entrada oscilasse, se o sistema conseguia entregar aos 50 watts por meio da alteração da corrente. O resultado do experimento está na Figura 44. Nessa figura, pode-se observar que se consegue diminuir a corrente quando a tensão subir e aumentar a corrente quando a tensão cair. Essa alteração da corrente faz com que se consiga manter a potência em torno dos 50 watts.

Figura 44: Resultado obtido quando o controlador PI deve manter a referência de 50Watts quando a tensão de entrada varia.



Fonte: Autor

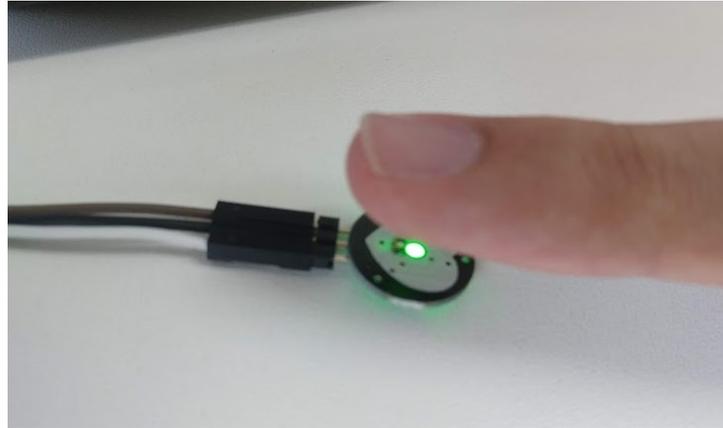
2.3.2 Leitura da frequência cardíaca

Ao realizar os testes, percebeu-se que o filtro passa alta não estava se comportando como desejado. Uma vez que a razão dele é , unicamente, a eliminação do nível CC, ele foi substituído por uma fórmula, em que é feita a subtração manual do nível CC, tendo, assim, um resultado satisfatório.

Foram realizadas duas situações para saber a melhor posição do sensor para a captação do sinal: na primeira, quando o sensor está em uma superfície e a pessoa coloca o dedo nele; na segunda situação, o sensor fica preso no dedo por meio de uma fita.

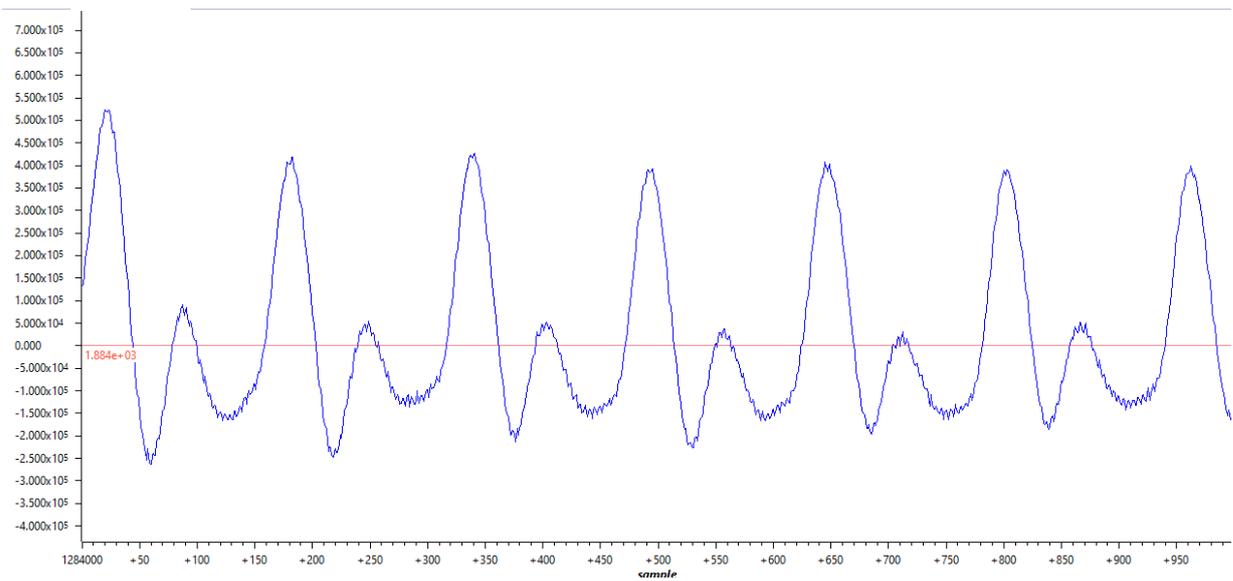
Teste 1: Foi posicionado o sensor em uma superfície, Figura 45, e foi captado o sinal sem filtro passa baixa, Figura 46, e com o filtro passa baixa, Figura 47:

Figura 45: Posicionamento do dedo do usuário para a medição do sinal cardíaco quando o sensor é colocado em superfície.



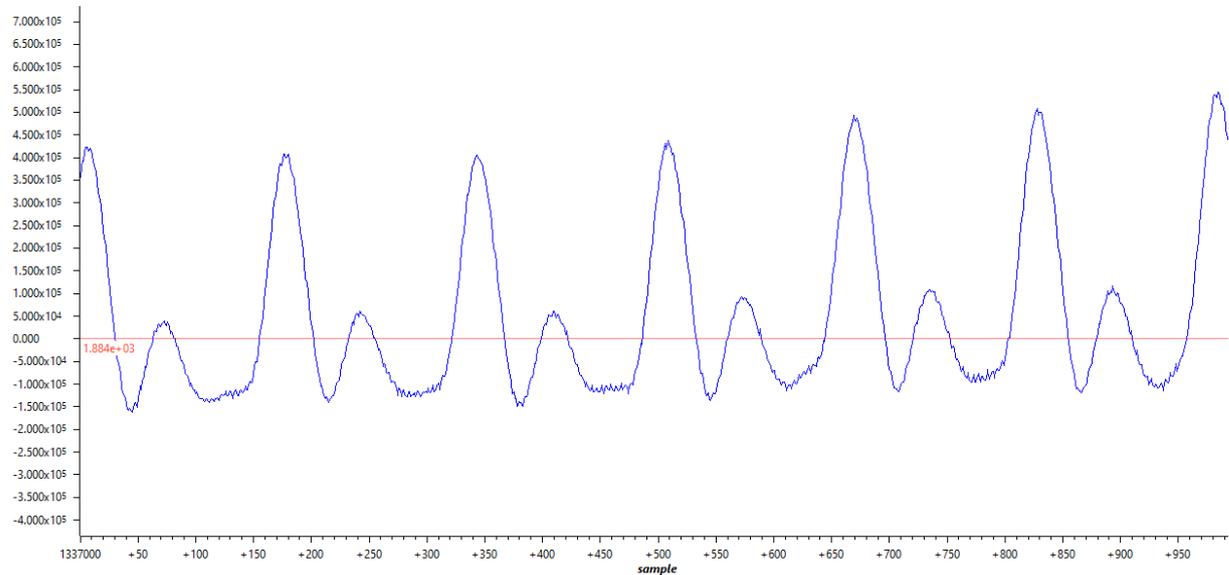
Fonte: Autor

Figura 46: Sinal obtido sem ter a utilização de filtros digitais.



Fonte: Autor

Figura 47: Sinal obtido com a utilização de filtros digitais.



Fonte: Autor

Pode-se perceber uma amenização do ruído causado pela fonte de alimentação dos sensores de corrente e tensão, e uma achatada nos vales das ondas do sinal.

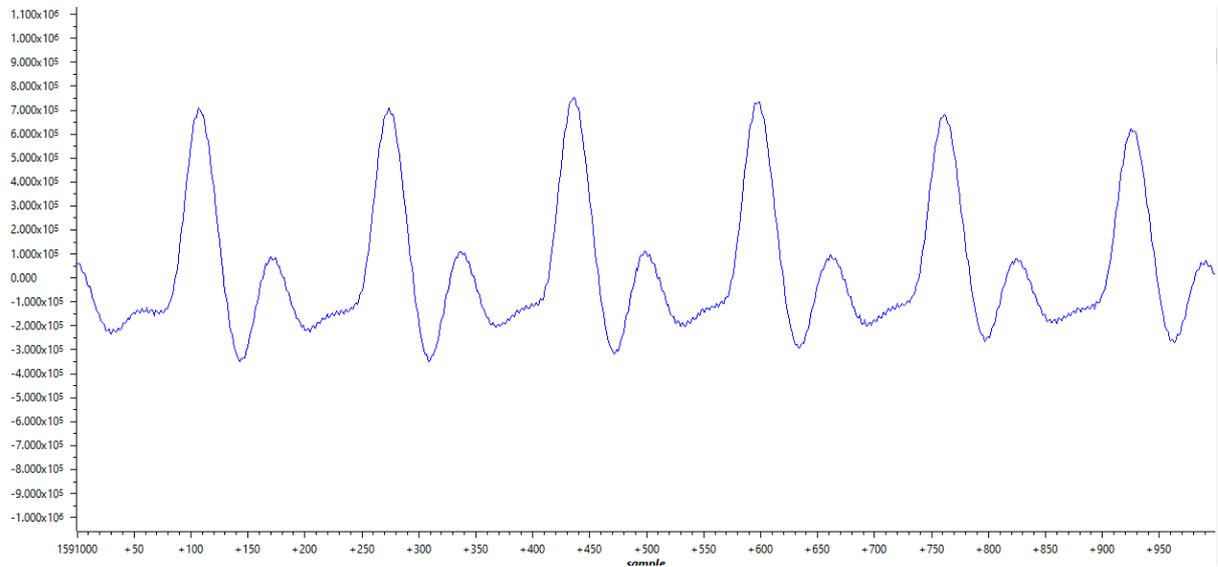
Teste 2: O sensor foi fixado no dedo do usuário através de uma fita isolante, Figura 48, possibilitando que o usuário pudesse ter mais movimento durante o exercício. Realizou-se duas medidas, a primeira, sem o filtro, e a segunda, com o filtro. Os resultados podem ser vistos nas Figuras 49 e 50:

Figura 48: Posicionamento do dedo do usuário para a medição do sinal cardíaco quando o sensor é grudado.



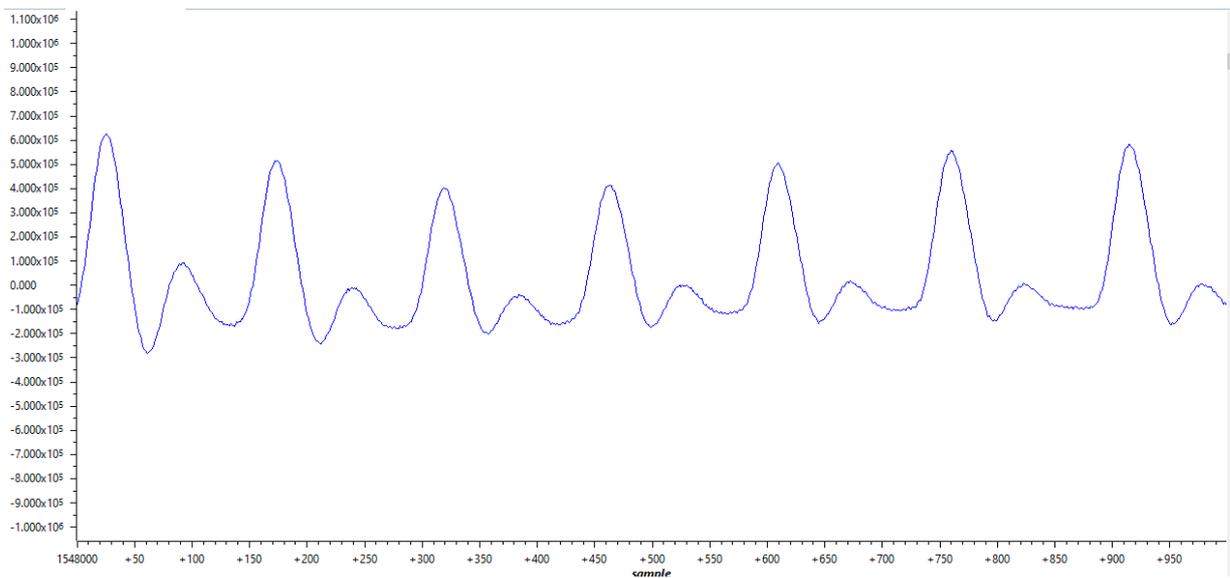
Fonte: Autor

Figura 49: Sinal obtido sem ter a utilização de filtros digitais.



Fonte: Autor

Figura 50: Sinal obtido com a utilização de filtros digitais.



Fonte: Autor

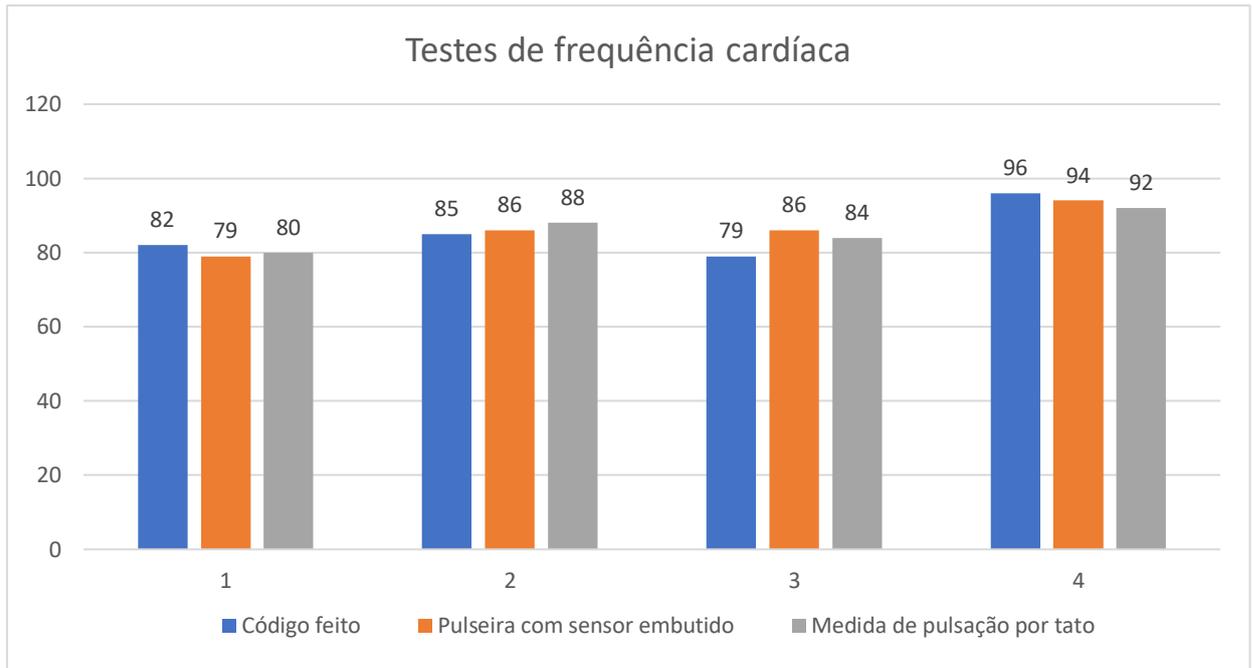
Os dois resultados com a fita foram satisfatórios, sendo que o resultado com filtro é melhor por minimizar ruídos. A partir dos testes, pode-se concluir que a utilização de fita deixa o sinal com menos ruídos.

Após a realização dos testes dos sinais, foi realizado o teste para verificar se o código conseguiria fazer a leitura e interpretar a frequência cardíaca do usuário. Os valores obtidos com

outros dois métodos foram comparados: o do método com relógio esportivo, e o do método de contar por tato.

Realizou-se 4 (quatro) medições em intervalos de 2 minutos entre eles e os valores que cada método apresentou foram anotados. O Gráfico 2 mostra os resultados obtidos:

Gráfico 2: Resultados obtidos ao realizar os quatro testes.



Fonte: Autor

A partir dos resultados, foi possível identificar que o código feito consegue entregar resultados próximos dos outros modos métodos, comprovando que esse código consegue realizar a medição.

3 Conclusões

Com os resultados positivos apresentados, o projeto já pode prosseguir realizando os testes com os componentes se comunicando entre si. O problema da perda de comunicação com o DSP, pode ser resolvido com a introdução de um visor LCD, para mostrar as informações do usuário, conseqüentemente, não será mais preciso depender do computador para o sistema funcionar.

Para pesquisas futuras, neste projeto, poderá ser implementado o circuito inversor e ligá-lo à rede elétrica, além disso novos tipos de treinamentos poderão ser realizados, e mais sensores poderão ser colocados para mensurar sinais biológicos.

O projeto é de grande relevância para a área, uma vez que as pesquisas feitas anteriormente, no Brasil, estão relacionadas apenas ao uso de bicicletas, para alimentar pequenas cargas como, por exemplo, uma bateria de celular, enquanto que este projeto além de ter o foco na saúde da pessoa, consegue injetar potência na rede elétrica.

4 REFERÊNCIAS

BRONZINO, J. D. **The biomedical engineering handbook - Medical Devices and Systems**. CRC Press, 2006.

COSTA, I. P. et al. **SISTEMA DE TRANSFORMAÇÃO DE ENERGIA CINÉTICA EM ENERGIA ELÉTRICA POR MEIO DE UMA BICICLETA ERGOMÉTRICA COM AQUISIÇÃO DE SINAIS E DADOS**. X CONGRESSO NACIONAL DE EXCELÊNCIA EM GESTÃO, brushless DC, 2014.

CUNHA, R.; PRATES, C. P. T. **O papel das fontes renováveis de energia no desenvolvimento do setor energético e barreiras à sua penetração no mercado**. BNDES Setorial, n. 21, p. 5–30, 2005.

DIAS, L. R. **SISTEMA DE INJEÇÃO DE POTÊNCIA ATIVA NA REDE ELÉTRICA ATRAVÉS DE UMA BICICLETA ERGOMÉTRICA**, Universidade Federal do Triângulo Mineiro, 2016.

GITHUB, **Pulse sensor amped arduino**. Disponível em: <https://github.com/WorldFamousElectronics/PulseSensor_Amped_Arduino>. Acesso em: 25 jan. 2020.

GUIA FITNESS, **Zonas Alvo de Frequência Cardíaca Treino**. Disponível em: <<http://www.guia-fitness.com/frequencia-cardiaca-treino.html>>. Acesso em: 25 jan. 2020.

GUYTON, A.; HALL, J. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed., Elsevier, 2006.

HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. **Fundamentos de Física**. LTC, 2012.

HART, D. W. **Eletronica de Potência análise e projetos de circuitos**. AMGH, 2011.

ISABELLA, J. et al. **Produção e captação de energia elétrica limpa através de**

adaptação de bicicletas ergométricas. Revista Brasileira de Gestão Ambiental e Sustentabilidade, p. 37–42, 2015.

J. B. Vieira Jr., **Eletrônica de Potência**, Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, (s.d.).

KASVI, **Espectrofotometria: análise concentração soluções.** Disponível em: <<https://kasvi.com.br/espectrofotometria-analise-concentracao-solucoes/>>. Acesso em: 25 jan. 2020.

LEÃO, R. GTD, Geração, Transmissão e Distribuição de Energia Elétrica. Universidade Federal do Ceará (UFC), 2009.

LOPES, R. B. A. **Sistema de geração de energia para pequenas cargas.** Centro Universitário de Brasília, p. 1–72, 2014.

LUCON, O.; JOSÉ, G. **Energias renováveis: um futuro sustentável.** Revista USP, v. 72, p. 6 - 15, 2006.

MARTINS, S. S. DA S. et al. **Produção de Petróleo e Impactos Ambientais: Algumas Considerações.** Holos, v. 6, p. 54, 2015.

MELLO, D. et al. **Alterações fisiológicas no ciclismo indoor.** Fitness & Performance Journal, v. 2, n. 1, p. 30–40, 2003.

MULLER, L. V. **SISTEMA DE MONITORAMENTO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA VIA LÓGICA FUZZY EM BICICLETA ERGOMÉTRICA COM MICROGERAÇÃO DE ENERGIA,** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2019.

NETO, R. N.; MACAGNAN, A. L.; NETO, J. A. R. **Determinação da eficiência energética da tração humana na geração de energia elétrica através de uma bicicleta ergométrica.** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2016.

NOCETI, G.; XAVIER, A.; GIUSTINA, M. D. **Promovendo o uso da bicicleta para uma vida mais saudável.** Revista CINERGIS, 2000.

OGATA, K. **Engenharia de Controle Moderno.** Prentice Hall, 2010.

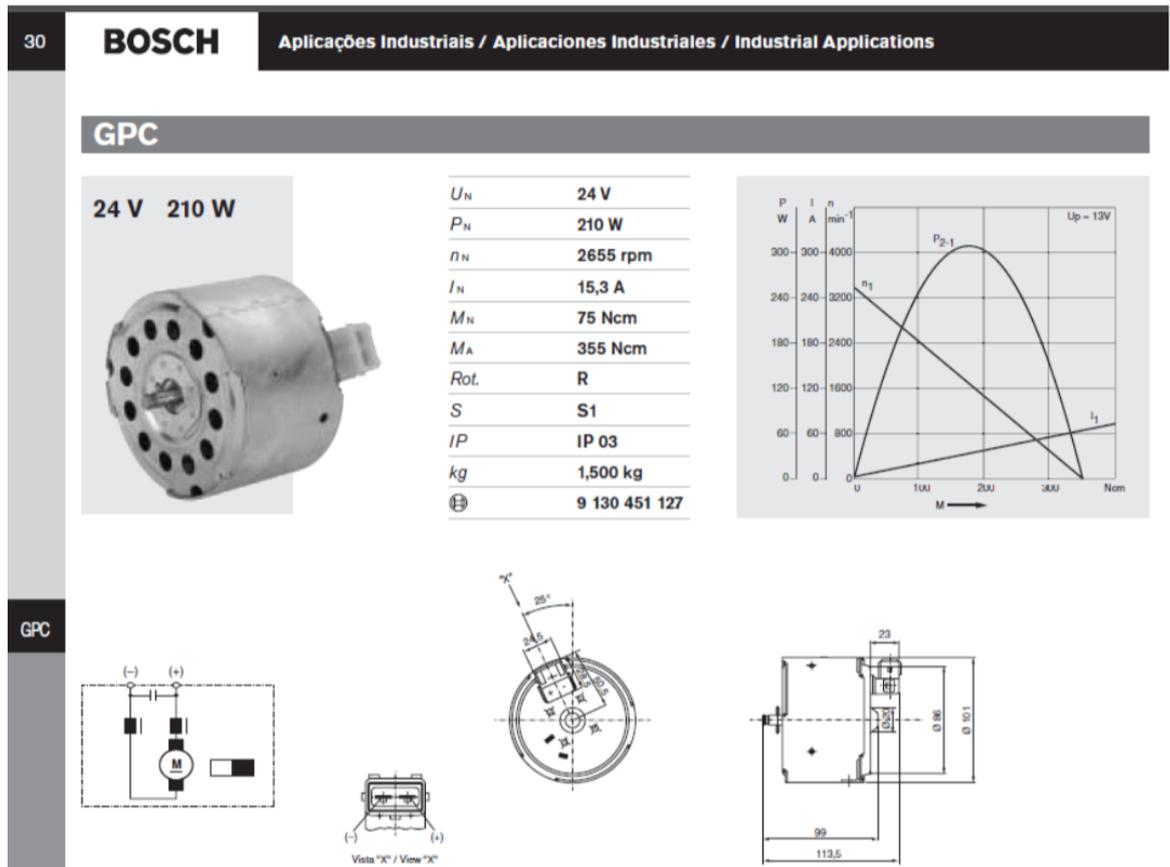
POLLOCK, M. L. et al. **The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults.** Medicine and Science in Sports and Exercise, v. 30, n. 6, p. 975–991, 1998.

PULSE SENSOR, **Open Hardware.** Disponível em: <<https://pulsesensor.com/pages/open-hardware>>. Acesso em: 25 jan. 2020.

VILEFORT, L. S. **ESTUDO COMPARATIVO DE DOIS CONVERSORES BOOST QUADRÁTICO COM COMUTAÇÃO SUAVE MONOCHAVEADOS PARA APLICAÇÃO DE RASTREAMENTO DE MÁXIMA POTÊNCIA EM SISTEMAS FOTOVOLTAICOS.** Universidade Federal de Uberlândia, 2016.

Anexo 1:

FICHA TÉCNICA DO GERADOR DE CORRENTE CONTÍNUA DA BOSCH



Anexo 2:

DATASHEET PULSE SENSOR

WORLD FAMOUS ELECTRONICS llc.

www.pulsesensor.com

PULSE SENSOR EASY TO USE HEART RATE SENSOR & KIT



General Description

The Pulse Sensor is the original low-cost optical heart rate sensor (PPG) for Arduino and other microcontrollers. It's designed and made by World Famous Electronics, who actively maintain extensive example projects and code at: www.pulsesensor.com

Features

- Includes Kit accessories for high-quality sensor readings
- Designed for Plug and Play
- Small size and embeddable into wearables
- Works with any MCU with an ADC
- Works with 3 Volts or 5 Volts
- Well-documented Arduino library

Absolute Maximum Ratings

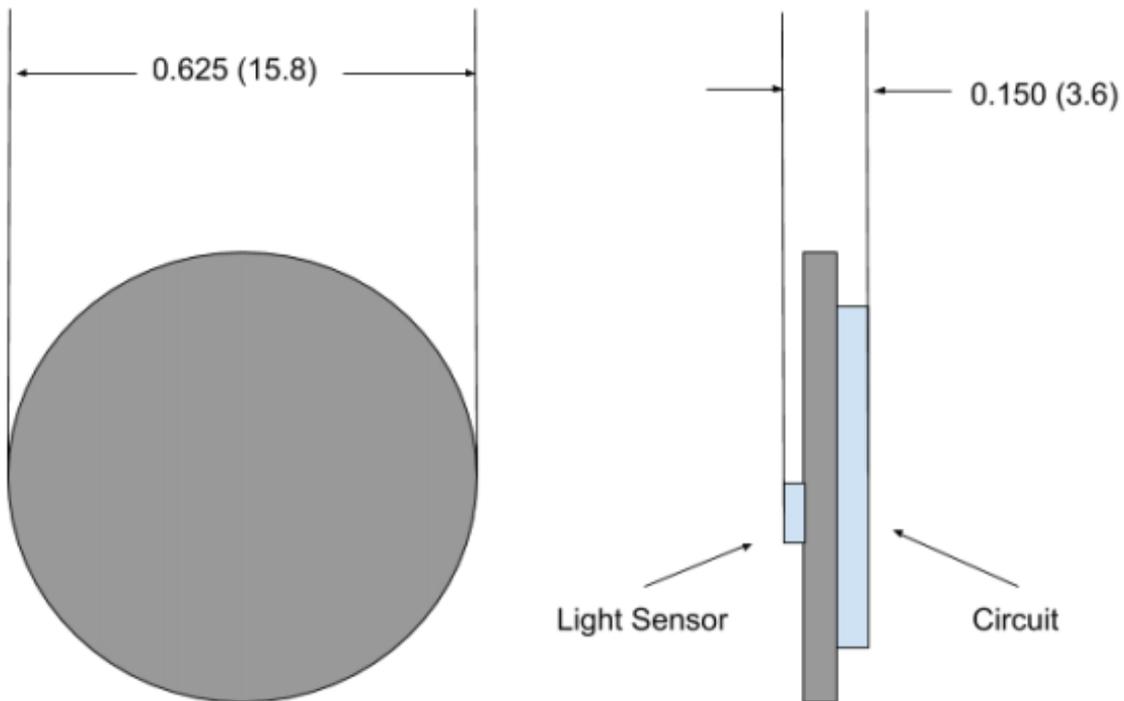
	Min	Typ	Max	Unit
Operating Temperature Range	-40		+85	°C
Input Voltage Range	3		5.5	V
Output Voltage Range	0.3	Vdd/2	Vdd	V
Supply Current	3		4	mA

Pulse Sensor Kit Contents



Pulse Sensor Optical Heart Rate Monitor

Physical Dimensions PCB inch(mm)



Cable Specs

<ul style="list-style-type: none"> • Length 610 mm (24 inches) • 26 Gauge • PVC Insulation, Ribbon Style • Male Header Termination <ul style="list-style-type: none"> ○ Black Wire = GND ○ Red Wire = Vdd ○ Purple Wire = Pulse Signal 	<p>A photograph of a ribbon cable with three wires (black, red, purple) and a male header termination.</p>
--	--

Pulse Sensor is certified as Open Source with the Open Source Hardware Association

