



**Universidade de Brasília – UnB**  
**Faculdade UnB Gama – FGA**  
**Projeto Integrador Engenharia 2**

## **UMISS - Unidade Móvel de Identificação de Saúde e Socorro**

**Projeto UMISS**  
**Orientadores: Alex Reis, Luiz Laranjeira, Rhander Viana e**  
**Sebastièn Rondineau**

**Brasília, DF**

**2017**



Afonso Delgado, Cesar Marques, Dylan Guedes, Felipe Assis, Gustavo Cavalcante, Johnson Andrade, Lucas Castro, Lunara Martins, Mariana Andrade, Nivaldo Lopo, Rafael Amado, Tiago Assunção, Wilton Rodrigues

## **UMISS - Unidade Móvel de Identificação de Saúde e Socorro**

Relatório técnico referente à disciplina de Projeto Integrador 2, reunindo os cursos de Engenharias presentes no Campus Gama, da Universidade de Brasília.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Alex Reis, Luiz Laranjeira, Rhander Viana e Sébastien Rondineau

Brasília, DF

2017

## **UMISS - Unidade Móvel de Identificação de Saúde e Socorro**

Relatório técnico referente à disciplina de Projeto Integrador 2, reunindo os cursos de Engenharias presentes no Campus Gama, da Universidade de Brasília.

Brasília, DF

2017

# Resumo

Pacientes com capacidade motora reduzida, em certo grau, necessitam de observação contínua a fim de evitar acidentes ou outros problemas. Além disso, em alguns casos, a presença de um cuidador é necessária para ajudar na movimentação da cadeira de rodas e na captura de sinais vitais. Tecnologias nesse campo não evoluem rápido o suficiente, não resolvem estes cenários ao mesmo tempo, e, mais ainda, são custosas. Neste trabalho nós apresentamos a UMISS, uma cadeira elétrica que extrai sinais vitais, notifica eventos críticos, e se move sem intervenção de terceiros. Com a UMISS nós esperamos criar uma solução de baixo custo, que permita ao paciente cuidar de si mesmo de maneira segura.

**Palavras-chaves:** cadeira de rodas. acessível. monitoramento. sensores.

# Abstract

Handicapped people, in a certain degree, needs continuous monitoring in order to prevent accidents or other issues. Besides that, in some cases, the presence of a carer is needed to help with the wheelchair, and to track vital signals. Technologies in this field are not evolving fast enough, does not solve these scenarios at the same time, and, even more, are costly. In this work we present UMISS, an electric wheelchair that tracks vital signals, notifies critical events, and moves without third party intervention. With UMISS we expect to create a low cost solution, that allows the patient to securely take care of himself.

**Key-words:** wheelchair. accessible. monitoring. sensors

# Listas de ilustrações

Figura 1 – Sensor para medição de temperatura corporal.	11
Figura 2 – Eletrodos fabricados para medição de umidade e resistência galvânica da pele.	11
Figura 3 – Circuito para captura de umidade da pele por GSR.	11
Figura 4 – Sensor de presença do usuário na cadeira de rodas.	12
Figura 5 – Sensor ótico para captura de sinais PPG da fabricante <i>SparksFun</i>	13
Figura 6 – Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante	13
Figura 7 – Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante	14
Figura 8 – Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante	15
Figura 9 – Documentação utilizando <i>Swagger</i>	17
Figura 10 – Página inicial do servidor.	17
Figura 11 – Visualização dos batimentos do paciente no servidor.	18
Figura 12 – Layout atual da tela principal do módulo Android.	19
Figura 13 – Circuito carregador da bateria	20
Figura 14 – Teste Carregador	21
Figura 15 – Circuito impresso ponte H.	22
Figura 16 – Circuito de chaveamento.	23
Figura 17 – Circuito impresso do dobrador de tensão.	23
Figura 18 – Simulação do drive de potência.	24
Figura 19 – Diagrama de integração do subsistema de controle e alimentação.	25
Figura 20 – <i>Design</i> e Arquitetura do servidor Django	32
Figura 21 – Valor do dobrador de tensão para o teste de chaveamento.	34
Figura 22 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q1 (sentido direto).	35
Figura 23 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q4 (sentido direto).	36
Figura 24 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q3 (sentido inverso).	37
Figura 25 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q2 (sentido inverso).	38

# Lista de tabelas

# **Lista de abreviaturas e siglas**

PSM	Processamento de Sinais e Monitoramento
CeA	Controle e Alimentação
PE	Projeto Estrutural
PC1	Ponto de controle 1
UMISS	Unidade Móvel de Identificação de Saúde e Socorro

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>PROCESSAMENTO DE SINAIS E MONITORAMENTO</b>	<b>10</b>
2.1	Aquisição e Condicionamento de Sinais	10
2.2	Middleware	14
2.3	<i>Backend Django</i>	16
2.4	Servidor Frontend - Ember.JS	16
2.5	Módulo Android	18
2.5.1	Funcionalidades	18
<b>3</b>	<b>CONTROLE E ALIMENTAÇÃO</b>	<b>20</b>
3.1	Carregador para bateria	20
3.2	Drive de Potência	21
3.2.1	Ponte H	21
3.2.2	Circuito de chaveamento	22
3.2.3	Dobrador de tensão	22
3.3	Simulações	22
3.4	Testes de Bancada	23
3.5	Integração	24
<b>4</b>	<b>ESTRUTURAS</b>	<b>26</b>
<b>5</b>	<b>ATIVIDADES</b>	<b>27</b>
<b>6</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>30</b>
	<b>ANEXOS</b>	<b>31</b>
	<b>ANEXO A – DIAGRAMA DE CLASSES BACKEND</b>	<b>32</b>
	<b>ANEXO B – TESTE DE BANCADA</b>	<b>33</b>
B.1	Dobrador de tensão:	33
B.2	Chaveamento:	33
B.3	Ponte H	33
B.4	PWM	33

# 1 Introdução

Neste relatório apresentamos o andamento e finalização do projeto WheelShare (antes chamado UMISS) que ocorreu entre os pontos de controle 1, 2 e 3. Focaremos principalmente em questões práticas, e levantaremos os resultados obtidos e os esperados.

O objetivo desta etapa é integrar os subsistemas desenvolvidos, com base no Plano de Integração desenvolvido na segunda parte da disciplina. Desta maneira, este relatório trata sobre os resultados obtidos ao longo das últimas semanas de implementação e integração do Ponto de Controle 3.

Organizamos o relatório da seguinte forma: cada capítulo que segue será relativo aos resultados da integração de um subsistema do projeto. No Capítulo 2 apresentamos o andamento e integração do subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento, que contempla o *middleware*, a aquisição de sinais, o servidor remoto (*backend*), o cliente *web* (*frontend*) e o aplicativo Android. No Capítulo 4 será apresentado o andamento e integração do subsistema de Estruturas. No Capítulo 3 será apresentado o andamento e integração do subsistema de Controle e Alimentação, responsável pela movimentação e alimentação dos sistemas integrantes do projeto. No Capítulo 5 apresentamos as atividades feitas por cada membro do grupo, e por fim, no Capítulo 6 apresentamos nossas considerações finais sobre o projeto e a disciplina.

## 2 Processamento de Sinais e Monitoramento

### 2.1 Aquisição e Condicionamento de Sinais

O projeto eletrônico do sistema de processamentos de sinais e monitoramento consiste em quatro módulos de sistemas de captura e condicionamento para os seguintes sinais: temperatura corporal e do ambiente, resistência galvânica da pele (GSR), acontecimento de quedas do usuário da cadeira de rodas e eletrocardiograma.

Para o circuito de monitoramento de sinais de temperatura, foi utilizado um sensor de medição linear de temperatura LM35, fabricado pela *Texas Instruments*. O sensor foi selecionado por sua variação linear de tensão de saída com a variação de temperatura, além do seu baixo consumo e alta precisão de medidas de temperatura com rápida resposta e sua faixa de captura de -55 à 150 graus Celsius, tornando-o viável para monitoramento de temperaturas corporais e ambientais. Tanto o circuito quanto o sistema embarcado foram projetados e dimensionados para tratar de sua variação linear de 10 mV em sua saída a cada 1 grau de variação na temperatura<sup>1</sup>.

Foram também realizados testes e algoritmos para medição da temperatura corporal com termistores NTC, porém, os mesmos mostraram-se menos acurados devido ao seu comportamento não linear dado pela equação de *Equação de Steinhart-Hart*<sup>2</sup> e problemas de arredondamento de valores capturados pelo sistema embarcado. Dessa forma, foi decidido o uso do sensor LM35.

O sensor fabricado para medição da temperatura corporal, apresentado na Figura 1, é aplicado à superfície da pele, no antebraço, possibilitando leitura facilitada e de forma menos invasiva. Uma vez em contato com o corpo do usuário, o sensor apresenta alteração nos valores lineares de temperatura até o momento de estabilidade com a temperatura corporal.

O sistema de monitoramento de sinais de resistência galvânica da pele (GSR), tem como principal função o monitoramento de variações na umidade da pele do usuário, podendo indicar níveis perigosos de estresse ou até mesmo colapsos de hipoglicemias ou por fraqueza por falta de alimentação. O sistema consiste em dois eletrodos fabricados, como visto na Figura 2, para contato com o antebraço do usuário, com uma distância fixa de 5 cm entre eles, dessa forma, mantendo os valores das medições confiáveis para cada usuário com diferentes tipos de pele.

Além disso, o circuito, visto na Figura 3 embarcado conta com um capacitor de

---

<sup>1</sup> <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>>

<sup>2</sup> <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0011747168900570?via%3Dihub>>

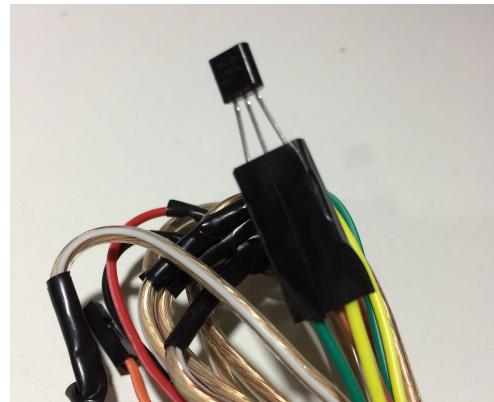


Figura 1: Sensor para medição de temperatura corporal.

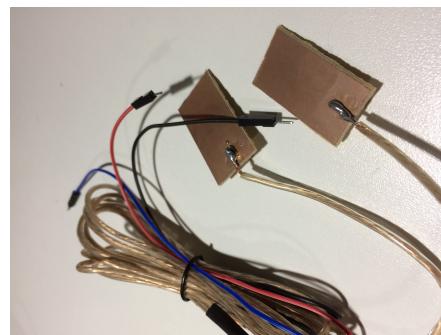


Figura 2: Eletrodos fabricados para medição de umidade e resistência galvânica da pele.

acoplamento para o contato com a pele humana e um resistor de alta impedância para a medição da variação da resistência da pele por divisor de tensão. O sistema foi simplificado para que pudesse ser implementado junto aos cabos dos eletrodos, de forma a utilizar o mínimo de espaço possível na cadeira de rodas.



Figura 3: Circuito para captura de umidade da pele por GSR.

O algoritmo para o monitoramento da resistência galvânica e umidade conta com comparadores para diferentes status do usuário, podendo alertar quando o usuário não está realizando a medição, quando apresenta características normais para sua pele ou quando

o usuário encontra-se em situação de risco. O sistema embarcado para o monitoramento e integração com o *middleware* foi programado em linguagem Python.

O sistema de alerta de quedas é responsável por enviar alertas para o servidor caso o usuário encontre-se fora da cadeira, indicando que o mesmo caiu da cadeira e necessita de auxílio urgente. Para esse sistema, apresentado na Figura 4 foi desenvolvido um circuito com um sistema de medição de distância e presença utilizando um módulo com sensor piezoelétrico. O sistema é responsável pelo monitoramento de variações de tensão no sensor, possibilitando o processamento dessa variação, alertando a presença ou não do usuário na cadeira de rodas. O sensor piezoelétrico é inserido no assento da cadeira para que o mesmo esteja pressionado durante todo o momento que o usuário esteja sentado na cadeira, e dessa forma, o algoritmo é capaz de alertar caso a presença do usuário na cadeira não seja identificada.



Figura 4: Sensor de presença do usuário na cadeira de rodas.

O sistema de monitoramento dos sinais de eletrocardiografia foi desenvolvido para captura dos sinais de pulso cardíaco com um sensor fotoelétrico e um LED verde de alto brilho, a partir de sinais de PPG (photoplethysmografia), para que as medidas e a captura do sinal seja feita da forma menos invasiva possível. Para isso, o circuito deve ser capaz de capturar o sinal de pulso cardíaco por meio ótico com precisão e assim, foi utilizado o sensor SEN-11574, apresentado na Figura 5, baseado em um amplificador operacional MCP6001, que possui produto ganho-banda de 1MHz e possui aplicações específicas para amplificação de sinais provenientes de fotodiodos e fototransistores. Além disso, o sistema consiste em um LED de alto brilho de cor verde e um sensor fotodiode APDS9008 de alta sensibilidade a variações de iluminação, capaz de capturar sinais de PPG com a passagem e retorno de luz pelo tecido humano. Além do amplificador e do sensor selecionado, foram projetados filtros passa-alta para rejeição de frequências abaixo de 0.7Hz que possam aplicar um nível DC no sinal, que acabam tendo papel fundamental na etapa de captura da frequência cardíaca pois elevam o sinal, dificultando a captura da frequência por meio de um algoritmo presente no sistema de processamento digital. O circuito utilizado é dado pelo esquemático apresentado na Figura 6

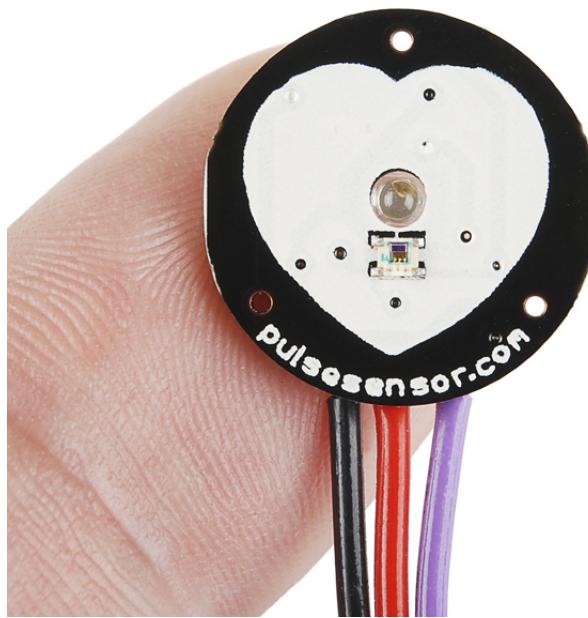


Figura 5: Sensor ótico para captura de sinais PPG da fabricante *SparksFun*

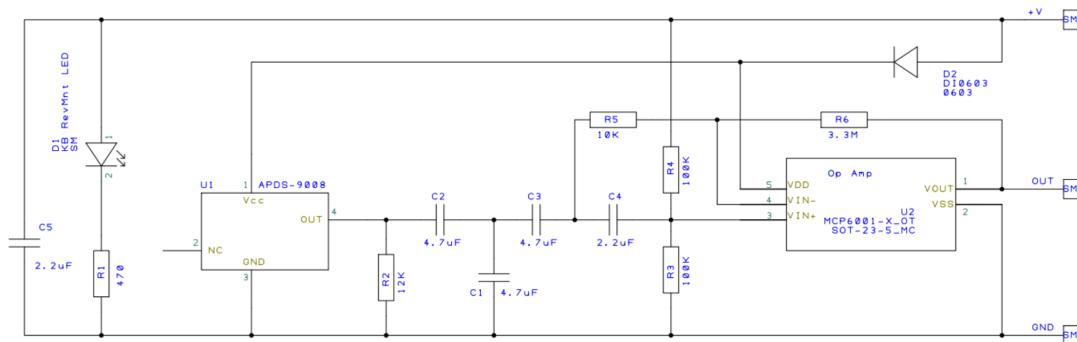


Figura 6: Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante

É importante ressaltar que os sinais de pulso cardíaco e eletrocardiograma variam entre as baixas frequências de 0.5Hz e 40Hz<sup>3</sup>, e dessa forma os sistemas de condicionamento foram projetados de forma a atenuar frequências maiores que 40Hz enquanto aplicam um alto ganho de tensão AC para a leitura do sinal original de baixa amplitude, entre 0.1 mV e 5 mV. O módulo do ganho de tensão AC do sinal é dado pelo ganho do amplificador MCP6001 em modo não inversor, dado por:

$$Av = 1 + \frac{3.3M}{10k} = 330 \quad (2.1)$$

Com esse ganho, é possível obter os valores de pico dos pulsos cardíacos na faixa

<sup>3</sup> Yazicioglu RF, van Hoof C, Puers R. Biopotential Readout Circuits for Portable Acquisition Systems, 2009, Springer Science, ISBN: 978-1-4020-9092-9)

de 1.65 V.

O algoritmo de captura da frequência cardíaca via sinais de PPG foi desenvolvido a fim de calcular o período entre sinais de pulsos sistólicos, eliminando a ocorrência de pulsos diastólicos de menor amplitude.

Após a captura e condicionamento de todos os sinais analógicos, os mesmos são direcionados para um módulo de conversão Analógico-Digital (A/D). O conversor selecionado foi o ADS1115<sup>4</sup>, devido a sua alta resolução de 16 bits, capaz de converter valores analógicos em valores digitais de 0 a 65535, e por sua taxa de amostragem de 800Hz, suficientes para a captura dos sinais a serem monitorados para o projeto. O conversor é conectado com a Raspberry Pi via protocolo I2C, possibilitando o uso de menos portas para o envio de até 4 sinais simultâneos.

Uma vez com os sinais devidamente convertidos para digital, o sistema embarcado e de *middleware* é responsável por monitorar os sinais, realizando verificações de seus valores a partir de calibrações realizadas para cada um dos módulos.

Nas Figuras 7 e 8 é possível visualizar o subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento integrado à cadeira de rodas do projeto.

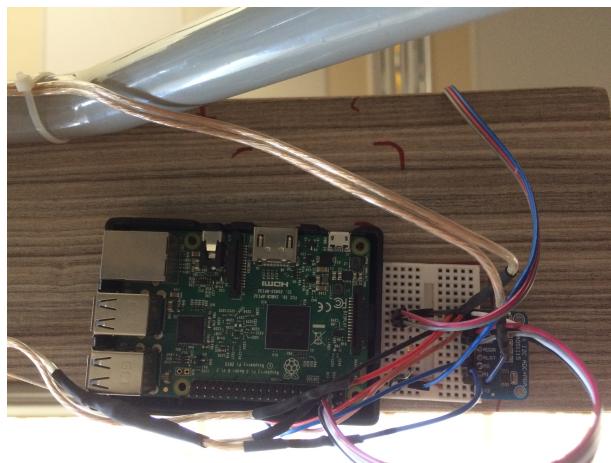


Figura 7: Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante

## 2.2 Middleware

O *middleware* do subsistema, uma Raspberry, tinha como resultados esperados uma aplicação que pudesse, ao rodar no embarcado, receber sinais e enviá-los de maneira correta ao servidor.

<sup>4</sup> <<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/ads1115.pdf>>



Figura 8: Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante

Os resultados esperados foram atingidos. Foi desenvolvido a aplicação Shoelace<sup>5</sup>, que serve como abstração para a aquisição dos dados do conversor A/D e que envia os resultados para um servidor remoto.

Definimos que uma regra de negócio deveria ser que toda Raspberry tivesse um *token* e uma senha incluída, e esses dados são então utilizados nas requisições para os servidores. Isso foi feito através da geração de dados aleatórios (*token* e senha), que são obtidos sempre que a Raspberry é ligada, por estarem no *bash\_rc*. Assim, todas as adições de sinais feitas por uma Raspberry já serão relacionados com o respectivo paciente, que poderá ter seus dados visualizados por parentes cadastrados.

A comunicação entre a Raspberry e o conversor é feita através do pacote em Python **Adafruit\_ADS**, capaz de ler de até quatro canais ao mesmo tempo. Contudo, uma ressalva: os valores enviados pelo sensor de temperatura não são recebidos de uma maneira apresentável, por não estarem normalizados. Utilizamos então a equação de Steinhart-hart:

$$1/t = A + B * \ln(R) + C[\ln(R)]^3$$

Onde A, B e C são coeficientes, R é a resistência, e T a temperatura que desejamos apresentar. Utilizamos os seguintes valores para os coeficientes:

$$A = 0.001129148; B = 0.000234125; C = 0.0000000876741$$

Para o cálculo do  $\ln$  utilizamos a função *log1p* do Python, e ressaltamos que tivemos diversos problemas de precisão, pois o Python arredonda os resultados das operações de maneira grosseira em diversas situações. Por fim, ajustamos outros parâmetros (como os utilizados na conversão da resistência) utilizando outros resultados como base, de maneira experimental.

<sup>5</sup> <https://github.com/cadeiracuidadora/shoelace>

Para diminuir o consumo de banda, criamos um mecanismo que aborta o envio de sinais redundantes. Todo sensor deve implementar seu próprio limiar, que é utilizado como filtro, que julga se a medição deve ou não ser enviada ao servidor *backend*. Caso a nova medição seja diferente da última medição enviada para o servidor em uma porcentagem maior que o limiar estabelecido para o sinal, a nova medição é enviada. Dessa forma, dados redundantes não são enviados, o que alivia o processamento da Raspberry e do servidor, e possibilita maior escala do ecossistema, que passa a poder receber mais clientes (útil em cenários reais).

### 2.3 Backend Django

Para gerenciar, processar e despachar dados, era esperado o desenvolvimento de um servidor que conseguisse suportar as requisições, de maneira que não fosse um gargalo para o projeto. Esse requisito foi atingido, através de um servidor *backend* Django, que hospeda a API que é utilizada em grande escala pelos clientes (aplicativo Android e servidor Ember.JS) e pelo gerador de dados (*middleware*).

Além dos requisitos que estabelecemos nos relatórios anteriores, também decidimos hospedar o servidor em um ambiente de produção, similar a um cenário real e profissional. Para o nosso servidor de produção também definimos um domínio, disponível em <sup>6</sup>. Por fim, definimos que por estarmos lidando com dados sigilosos (saúde), adicionamos ao escopo a adição do HTTPS, que implementamos utilizando os certificados gerados pelo *let's encrypt*<sup>7</sup>.

Para a documentação da API do projeto, foi utilizada a biblioteca *Swagger*, onde todos os pontos de entrada do software são listadas, bem como os métodos HTTP possíveis na requisição. A Figura 9 apresenta esta funcionalidade.

### 2.4 Servidor Frontend - Ember.JS

O servidor *frontend* do subsistema, responsável pela visualização dos dados, tinha como resultados esperados uma aplicação que pudesse prover a visualização dos sinais referentes a um determinado paciente, baseado nas informações recebidas do servidor de *backend*. Devido à necessidade de uma certa dinamicidade na apresentação desses dados, foi escolhido o *Framework* JavaScript Ember.JS<sup>8</sup>. Foi então desenvolvida a aplicação UMISS-frontend<sup>9</sup>, que apresenta de forma gráfica e textual o histórico dos sinais monitorados pelo projeto UMISS.

<sup>6</sup> <[www.wheelshare-umiss.com/api](http://www.wheelshare-umiss.com/api)>

<sup>7</sup> <<https://letsencrypt.org/>>

<sup>8</sup> <<https://emberjs.com/>>

<sup>9</sup> <<https://github.com/cadeiracuidadora/UMISS-frontend>>

**Umiss API Documentation**

api-auth-token		Show/Hide   List Operations   Expand Operations
<b>api</b>		Show/Hide   List Operations   Expand Operations
GET	/api/galvanic_resistances	
POST	/api/galvanic_resistances	
DELETE	/api/galvanic_resistances/{id}	
GET	/api/galvanic_resistances/{id}	
PATCH	/api/galvanic_resistances/{id}	
PUT	/api/galvanic_resistances/{id}	
GET	/api/heart_beats	
POST	/api/heart_beats	
DELETE	/api/heart_beats/{id}	
GET	/api/heart_beats/{id}	
PATCH	/api/heart_beats/{id}	
PUT	/api/heart_beats/{id}	
GET	/api/monitors	
GET	/api/monitors/{id}	
PUT	/api/monitors/{id}	
GET	/api/patients	
GET	/api/patients/{id}	
PUT	/api/patients/{id}	

Figura 9: Documentação utilizando *Swagger*

Baseado no *token* fornecido em cada cadeira, o usuário monitor pode fazer o cadastro na aplicação e assim fazer o monitoramento do paciente vinculado à cadeira em questão. O servidor de *backend* é responsável pela filtragem dos dados recebidos, garantindo então que apenas os dados do paciente vinculado ao token fornecido possam ser visualizados pelo usuário monitor.

As figuras 10 e 11 apresentam o estado final do servidor.



Figura 10: Página inicial do servidor.

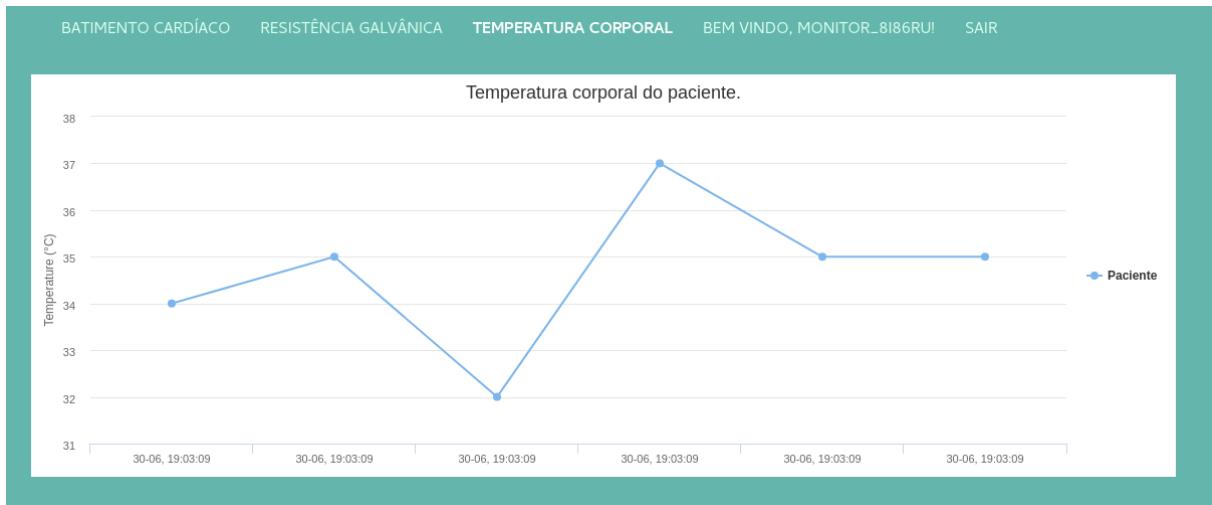


Figura 11: Visualização dos batimentos do paciente no servidor.

## 2.5 Módulo Android

O módulo Android do sistema é responsável pela visualização dos dados referentes a um determinado paciente e também pela notificação do usuário monitor via *push notification*.

Este módulo atua como cliente, ou seja, os dados referentes a um paciente estão armazenados no *backend* e a aplicação Android somente consome esses dados. O único valor que é armazenado na aplicação Android é um *token* de autenticação enviado do servidor quando um usuário monitor efetua o *login*.

### 2.5.1 Funcionalidades

- *Login*:

É possível fazer login com um usuário do tipo monitor na aplicação, ao fazê-lo, é recebido um *token* de autenticação do servidor que é armazenado no Android. Essa etapa se difere um pouco do *frontend* pois no Android ocorre um passo adicional de enviar um identificador para o *backend* ser capaz de enviar as notificações para o Android.

- Cadastro:

Caso o usuário do tipo monitor ainda não tenha feito um cadastro no *frontend*, é possível fazer o cadastro direto da aplicação Android, basta informar os dados de *login*, senha e o identificador da cadeira.

- Notificações:

Caso o *backend* receba um dado crítico do *shoelace*, é enviado ao aplicativo Android uma notificação do tipo *push notification* para que o usuário seja alertado que há algo errado acontecendo com o paciente.

- Gráficos:

Os dados referentes à temperatura, batimentos cardíacos e resistência galvânica são exibidos em forma de gráfico, toda vez que o usuário abrir a aplicação uma nova requisição será feita ao servidor e os gráficos serão criados.

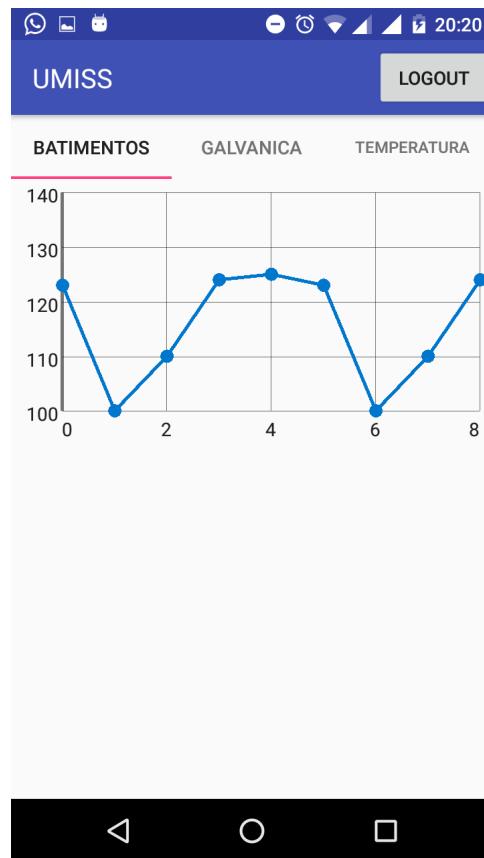


Figura 12: Layout atual da tela principal do módulo Android.

### 3 Controle e Alimentação

#### 3.1 Carregador para bateria

O carregador foi montado seguindo o esquema da Fig. 13 utilizando os seguintes materiais:

- 1 transformador (entrada 110/220V, saída 15 V 5 A);
- 1 ponte retificadora 10A;
- fios vermelho e preto;
- 2 garras modelo “jacaré” (1 vermelho e 1 preto);
- 1 cabo de força;
- 1 fusível 10A;
- 1 porta fusível;
- 1 LED;
- 1 resistor de 1 k;
- botão de liga desliga e caixa de madeira;
- 1 capacitor de 4700  $\mu\text{F}$ ;
- 1 capacitor de 1 $\mu\text{F}$ ;

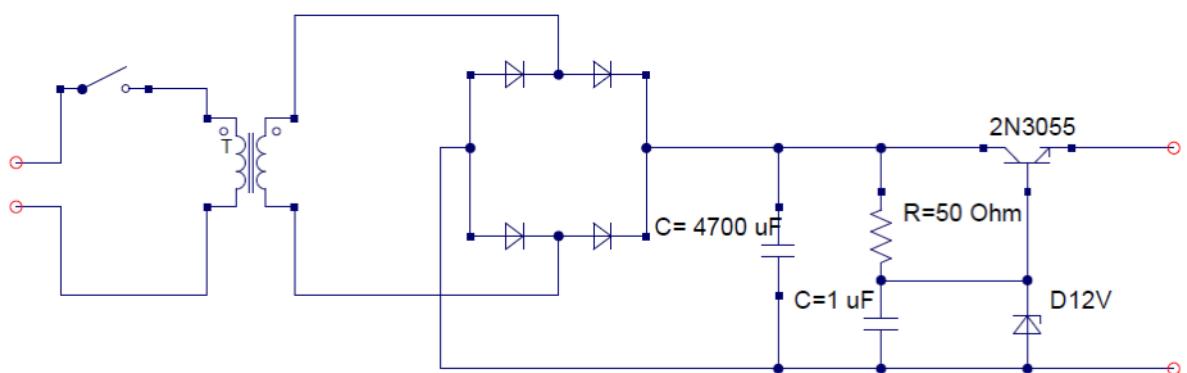


Figura 13: Circuito carregador da bateria

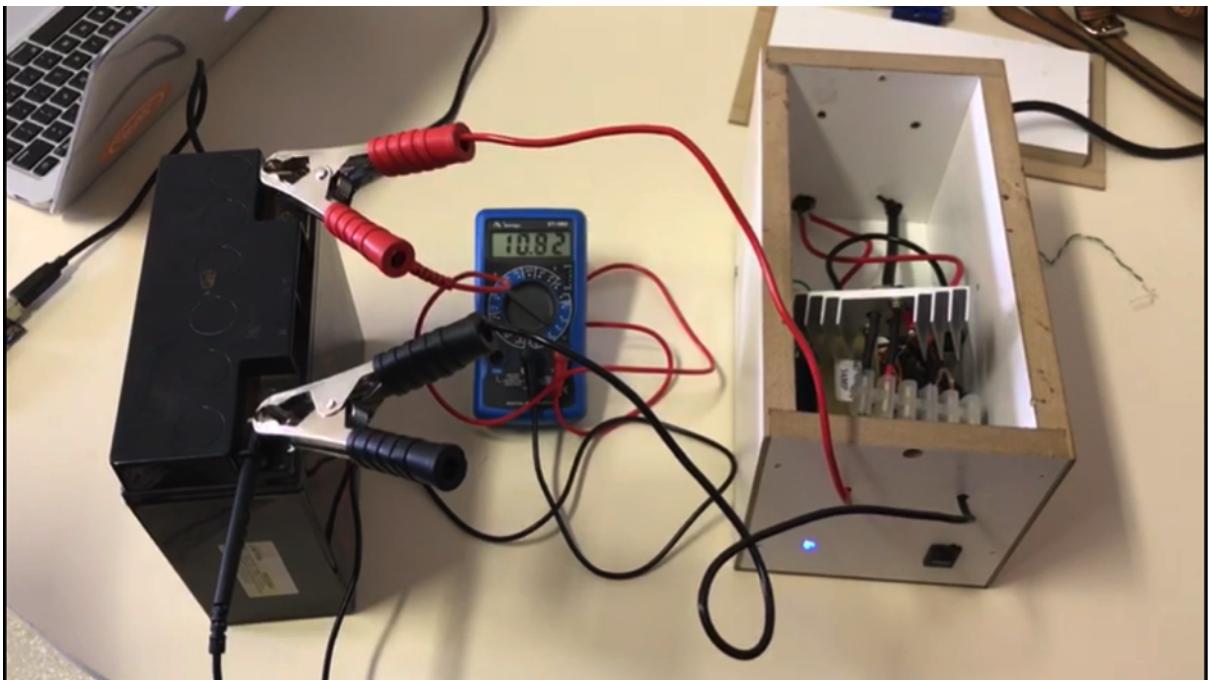


Figura 14: Teste Carregador

- 1 transistor modelo 2N3055;
- 1 diodo zener de 15 V.

O transformador adquirido faz a transformação do valor de tensão RMS, dessa forma ao se converter a tensão alternada para contínua o valor de 15 V é multiplicado por  $\sqrt{2}$ . Como a tensão de carga da bateria é de aproximadamente 15 V, fez-se necessário a instalação de um circuito regulador de tensão.

Após a implementação do regulador de tensão foram feitos testes utilizando um multímetro para aferir a tensão de carga, como mostrado na Fig. 14

## 3.2 Drive de Potência

### 3.2.1 Ponte H

A ponte H do driver de potência foi fabricada em uma placa de circuito impresso de forma caseira. O layout foi feito utilizando o software Proteus. Como o circuito é projetado para alta potência, prestou-se atenção especial ao tamanho das trilhas, para garantir que a placa suportasse a quantidade de corrente que corre em suas trilhas. Dissipadores foram instalados nos MOSFETs conectados à fonte de alimentação dos motores, para assegurar que a temperatura dos mesmos não ultrapasse os valores limites. Para não ser necessário a

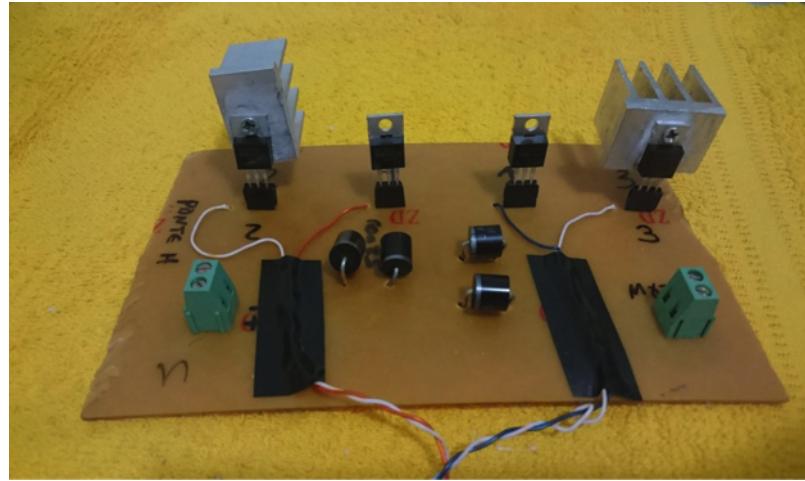


Figura 15: Circuito impresso ponte H.

re-soldagem dos transistores caso algum deles fosse danificado, foram adicionados soquetes que permitem a fácil retirada e instalação de novos transistores.

A Fig. 15 mostra a placa fabricada e utilizada na montagem final da cadeira

### 3.2.2 Circuito de chaveamento

O projeto do circuito de chaveamento foi levemente alterado em relação ao mencionado no ponto de controle anterior. A funcionalidade permanece como antes, porém foi adicionado um circuito lógico combinacional utilizando portas AND (CI 7408) e inversora (CI 7404) na entrada para evitar a situação que aciona os dois lados da ponte H ao mesmo tempo, causando a queima total da ponte.

O circuito de chaveamento final foi realizado em protoboard e conectado com as outras partes do subsistema. A Fig. 16 mostra o circuito final:

### 3.2.3 Dobrador de tensão

O circuito do dobrador de tensão foi feito em placa de circuito impresso de forma caseira e não houve alterações à partir da versão utilizada anteriormente. A Fig. 17 mostra o circuito final do dobrador de tensão:

## 3.3 Simulações

A simulação do circuito completo com o dobrador de tensão, chaveamento e ponte H foi realizada utilizando o software Proteus e obteve-se resultados satisfatórios e que condizem com a realidade do projeto, realidade no que diz respeito a valores calculados para o funcionamento correto do circuito, tendo o motor seu sentido de giro de acordo

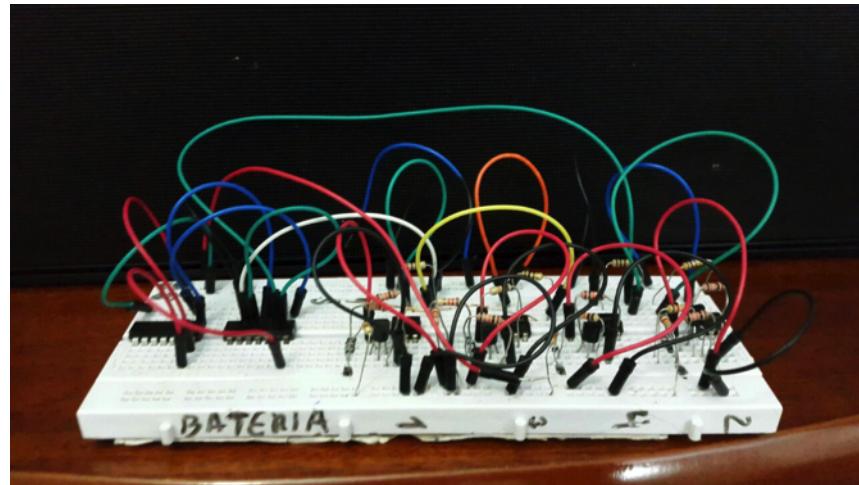


Figura 16: Circuito de chaveamento.

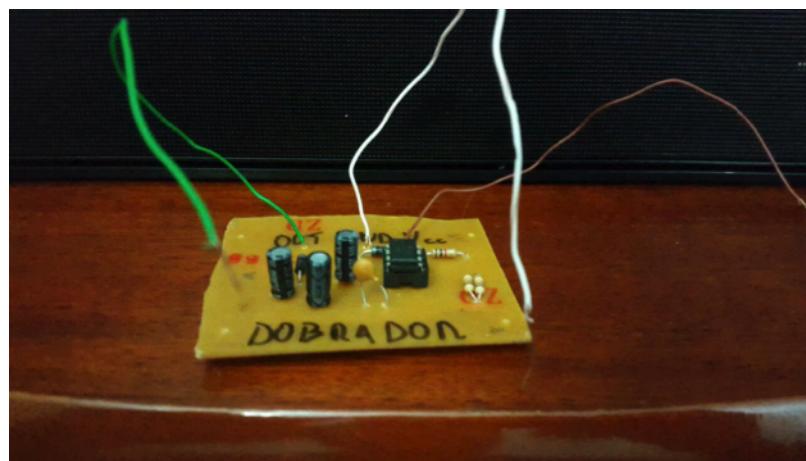


Figura 17: Circuito impresso do dobrador de tensão.

com as entradas lidas pelo joystick. A simulação do circuito completo pode ser visto pela Fig. 18 tendo o sentido do motor direcionado para a direita (sentido direto), em que o PWM tem uma frequência de 1 kHz e a entrada SENTIDO tem seu valor setado para nível lógico baixo.

Diversas simulações utilizando o circuito foram realizadas para se ter a certeza de que os valores da entrada de cada transistor MOSFET da ponte H condizia com os valores calculados. Uma vez que estes valores eram iguais aos calculados, as confecções dos circuitos foram executadas como visto na seção anterior.

### 3.4 Testes de Bancada

Os testes de bancada podem ser vistos no Anexo X, onde os circuitos foram testados e avaliados segundo seu funcionamento. Os resultados de cada um dos testes foram

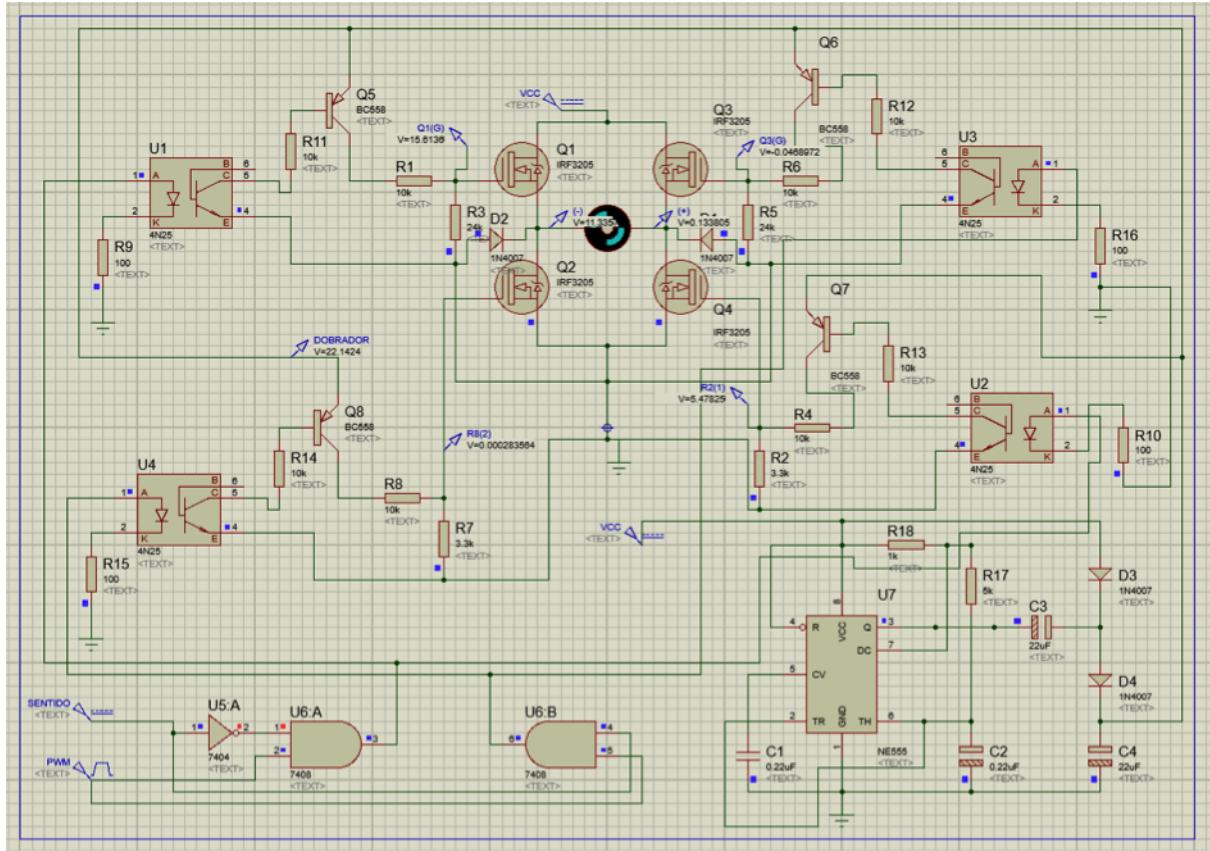


Figura 18: Simulação do drive de potência.

satisfatórios, funcionando de acordo com o previsto.

### 3.5 Integração

Para a integração dos circuitos, construídos no subsistema de Controle e Alimentação, na cadeira de rodas, foi utilizado o esquema do circuito final da Fig. 19.

Foi utilizado um disjuntor para o desligamento geral do circuito de alimentação, como forma de proteção do conjunto. A fonte auxiliar de 12 V foi conectada à um dobrador de tensão ligado aos chaveamentos, em que foram ligados ao arduino e joystick, e também ligados à ponte H e posteriormente ao motor. Foi feito o uso de uma bateria de 12 V para a alimentação dos componentes de potência deste circuito.

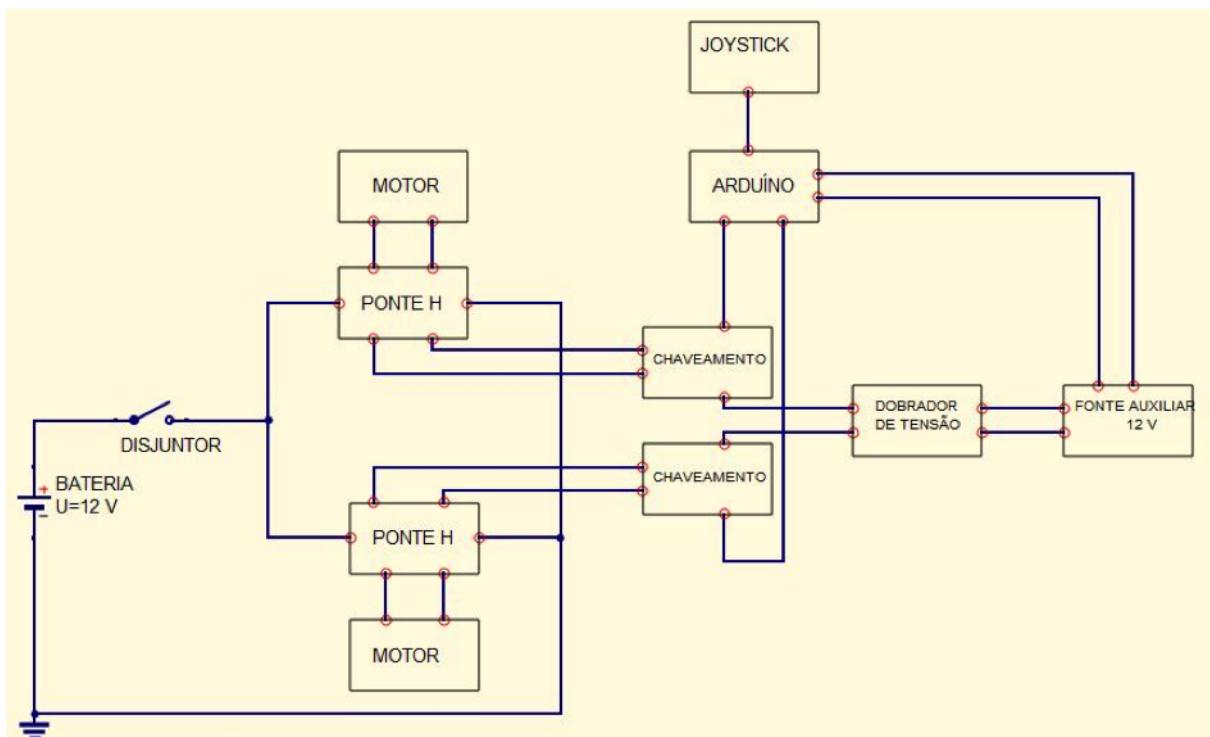


Figura 19: Diagrama de integração do subsistema de controle e alimentação.

## 4 Estruturas

## 5 Atividades

- **Afonso Delgado**

Aluno de Engenharia Eletrônica, Gerente Geral da equipe e do projeto, responsável pela delegação e acompanhamento do desenvolvimento dos trabalhos durante o semestre. Trabalhei no subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento, no qual desenvolvi o projeto e dimensionamento dos sensores e dos sistemas de condicionamento dos sinais de temperatura, resistência galvânica, presença do usuário na cadeira e frequência cardíaca. Além, trabalhei no sistema embarcado para captura e tratamento dos dados junto ao projeto de middleware também desenvolvido pelo subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento.

- **Dylan Guedes**

Sou aluno de Engenharia de Software, e fiz parte do subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento. Atuei principalmente nas contribuições do servidor *frontend* (feito em Ember.JS), e no código do *middleware*, onde criei uma aplicação chamada Shoelace. O Shoelace apresenta uma arquitetura que permite a adição de novos sensores de uma maneira extensível, e se comunica com o servidor *backend* para o registro de sinais. Junto com os outros membros do subsistema desenvolvemos estratégias para que não fossem mandados dados redundantes, diminuindo o consumo de banda.

- **Gustavo Cavalcante**

Sou aluno de Engenharia de Software e fiz parte do subsistema de Processamento de Sinais e monitoramento. Atuei principalmente na aplicação Android, escolhendo a biblioteca de gráficos a ser utilizada e também na implementação das funcionalidades de Push Notification, Cadastro e Login. Toda a interface do sistema foi pensada na usabilidade do usuário final e isso inclui mensagens de erro, *loadings* e *design* da interface. Também atuei na parte de enviar notificações do *backend* para o Android e também a funcionalidade de *logout* que envolve tanto o *backend* quanto o Android.

- **Tiago Assunção**

Aluno de Engenharia de Software, trabalhei no subsistema de monitoramento. Neste processo foi determinado que eu iria desenvolver o servidor de backend da aplicação. Este foi projetado para ser implementado em Python, utilizando o framework Django. O servidor está hospedado nas máquinas virtuais da Google Cloud. A sua função é receber os dados enviados pelo software embarcado da cadeira, utilizando uma Raspberry. Estes são armazenados e processados de acordo com a criticidade, disparando uma notificação aos monitores do paciente em seus devidos aplicativos cadastrados no sistema. Além disso, o servidor provê informações básicas para o monitor através de um dashboard requisitante de informações. Todas as informações são guardadas e armazenadas no servidor com sistema de backup fornecido pela própria Google.

- **Wilton Rodrigues**

Sou aluno de Engenharia de Software, e fiz parte do subsistema de Processamento de Sinais e Monitoramento. Trabalhei principalmente na criação do servidor *frontend*, fazendo toda a preparação para o recebimento dos dados vindos do *backend*, o sistema de cadastro e login dos monitores na aplicação e toda a apresentação dos dados em forma gráfica. Além disso, também atuei no nosso servidor *backend* fazendo as integrações necessárias para a correta comunicação com *frontend*, como por exemplo, o padrão de resposta JSON a ser enviado nas requisições. Também participei da aplicação do protocolo HTTPS no deploy de nossas aplicações. Para garantir que todas as informações transmitidas entre o cliente e nosso servidor não sejam visualizadas por terceiros.

- **Felipe Costa de Assis**

Para o projeto, construi o driver de potência para acionamento dos motores à partir do *joystick*. Revisei o projeto dos circuitos integrantes do driver: Dobrador de tensão, chaveamento e a ponte H. Fiz a versão final de um dos circuitos de chaveamento, do dobrador de tensão e das duas pontes H. Realizei testes de cada um dos circuitos individualmente e do sistema como um todo. Realizei revisões e alterações necessárias em alguns dos circuitos. Por fim, criei e fiz atualizações de versões do código utilizado pelo Arduíno para implementação no controle do subsistema.

- **Johnson Andrade Rodrigues**

Para o projeto realizei os cálculos, projeto e design do circuito de movimentação e controle dos motores, tendo o circuito dividido em três partes: dobrador de tensão, chaveamento e ponte H. A parte do dobrador de tensão realizei sua simulação e validação em testes de bancada, auxiliando na confecção da PCB para a mesma. A parte de chaveamento realizei sua simulação, validação em testes de bancada e montagem do circuito em *protoboard*. A parte de ponte H realizei sua simulação e validação em testes de bancada, bem como auxílio na confecção da PCB para as pontes. Realizei também vários ajustes de adequação dos circuitos para o funcionamento correto entre todas as partes que compõe o circuito completo, desde o controle por *joystick* e leitura pelo Arduíno até o funcionamento do giro do motor. Criei e fiz atualizações de versões do código utilizado pelo Arduíno para implementação no controle do subsistema. Por fim, realizei a elaboração de relatórios do subsistema e compra de componentes essenciais para os circuitos.

## 6 Considerações Finais

Com o UMISS, esperamos criar uma solução de qualidade e acessível para um público alvo que é, constantemente, deixado de lado. O UMISS ainda permite que os responsáveis pelos pacientes não precisem estar observando-o a todo o tempo; dessa forma, o projeto UMISS ainda pode proporcionar maior grau de liberdade aos cuidados dos pacientes, e possivelmente melhorando as relações entre cuidadores e pacientes.

## Anexos

# ANEXO A – Diagrama de Classes Backend

Diagrama de classes do backend na figura 20, desenvolvido no projeto UMISS.

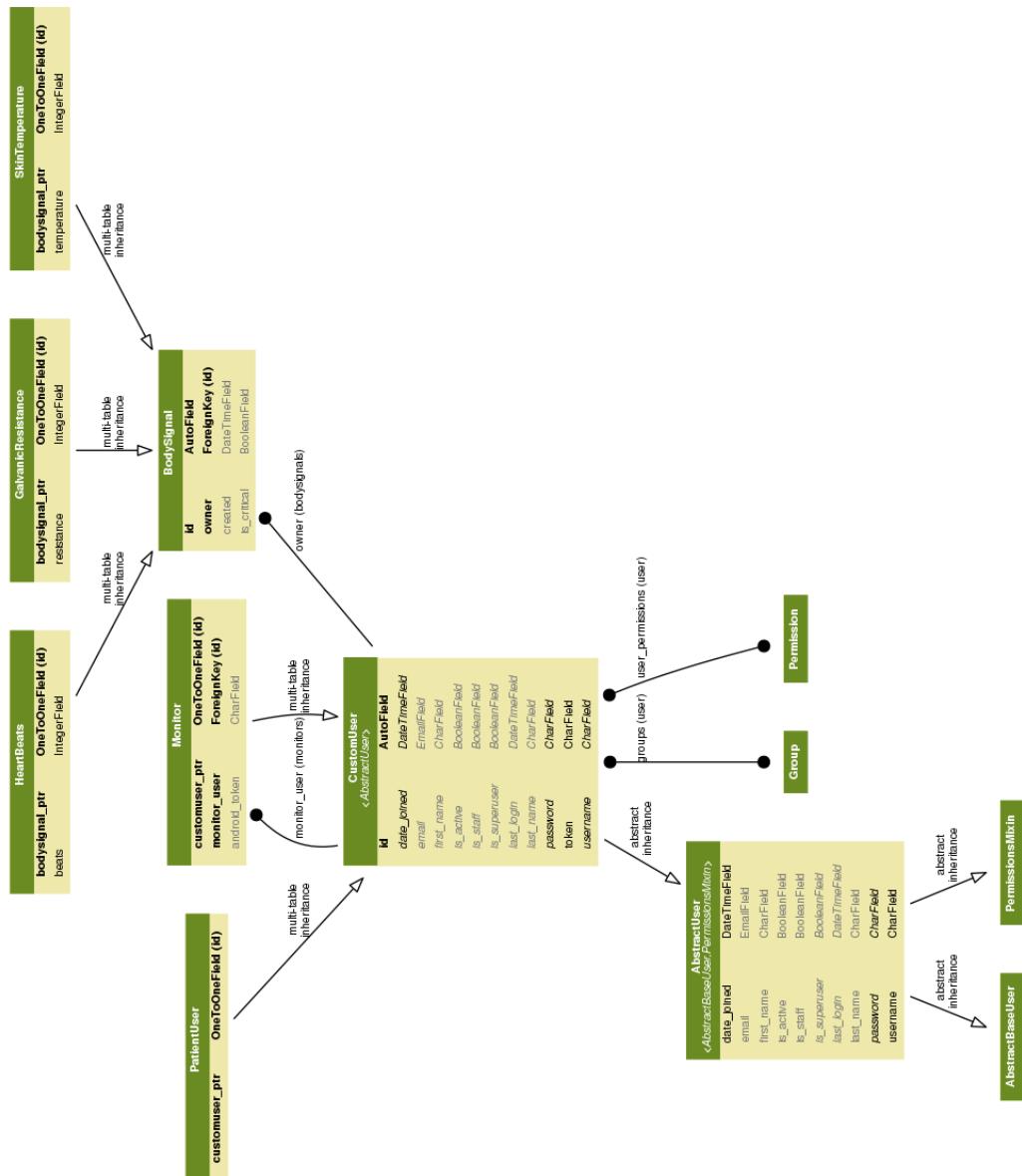


Figura 20: Design e Arquitetura do servidor Django

## ANEXO B – Teste de Bancada

### B.1 Dobrador de tensão:

aqui tem um texto

### B.2 Chaveamento:

Para o teste de bancada do chaveamento do circuito foi utilizado uma bateria de 9V como fonte de alimentação para o dobrador de tensão e o Arduino foi utilizado aqui como plataforma com o microcontrolador, em que o código para controle por joystick e ativamento do PWM (1 kHz) e sentido da corrente eram executados pelo microcontrolador. Foi utilizado a bateria de 9 V devido o teste de bancada do chaveamento ter sido realizado em casa, mas mesmo com 9 V o circuito é capaz de realizar suas funções sem maiores problemas. Um ponto a citar aqui é que o valor do dobrador de tensão não está em 18 V devido a bateria não estar totalmente completa em carga, portanto o valor menor nos testes, gerando assim quedas de tensão menores para as saídas do chaveamento, mas mesmo assim ainda corretas.

Vale destacar também que ao se ligar os sentidos das correntes de acordo com o desejado, as saídas cumpriram seu dever, executando o planejado para o chaveamento. As figuras aqui apresentadas para os testes não mostram as saídas quando solicitadas para desligamento de algum sentido da corrente, apenas apresentam quando solicitadas para ligamento de algum sentido da corrente.

### B.3 Ponte H

aqui tem texto

### B.4 PWM

AQUI TEM MAIS TEXTO

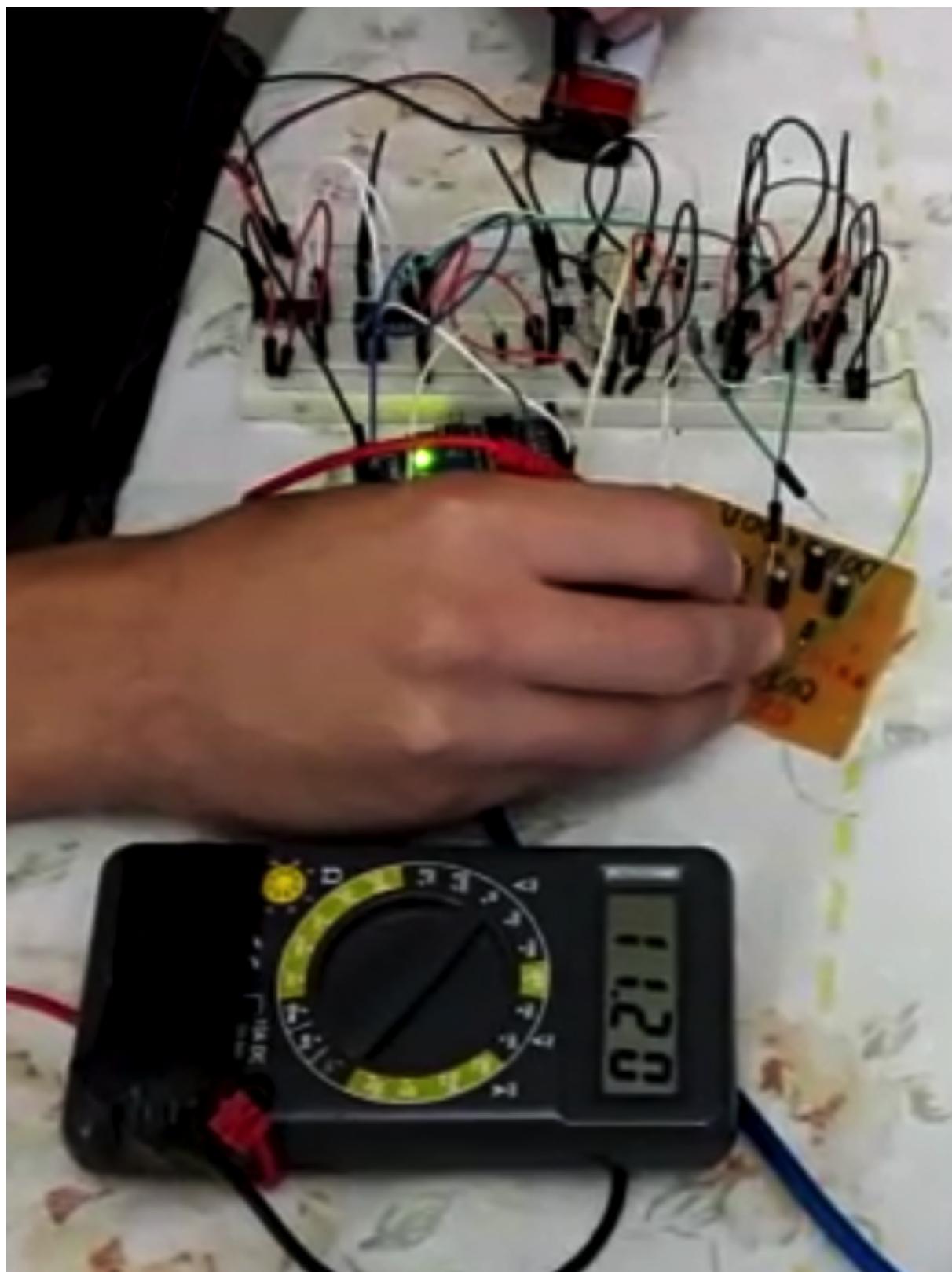


Figura 21: Valor do dobrador de tensão para o teste de chaveamento.

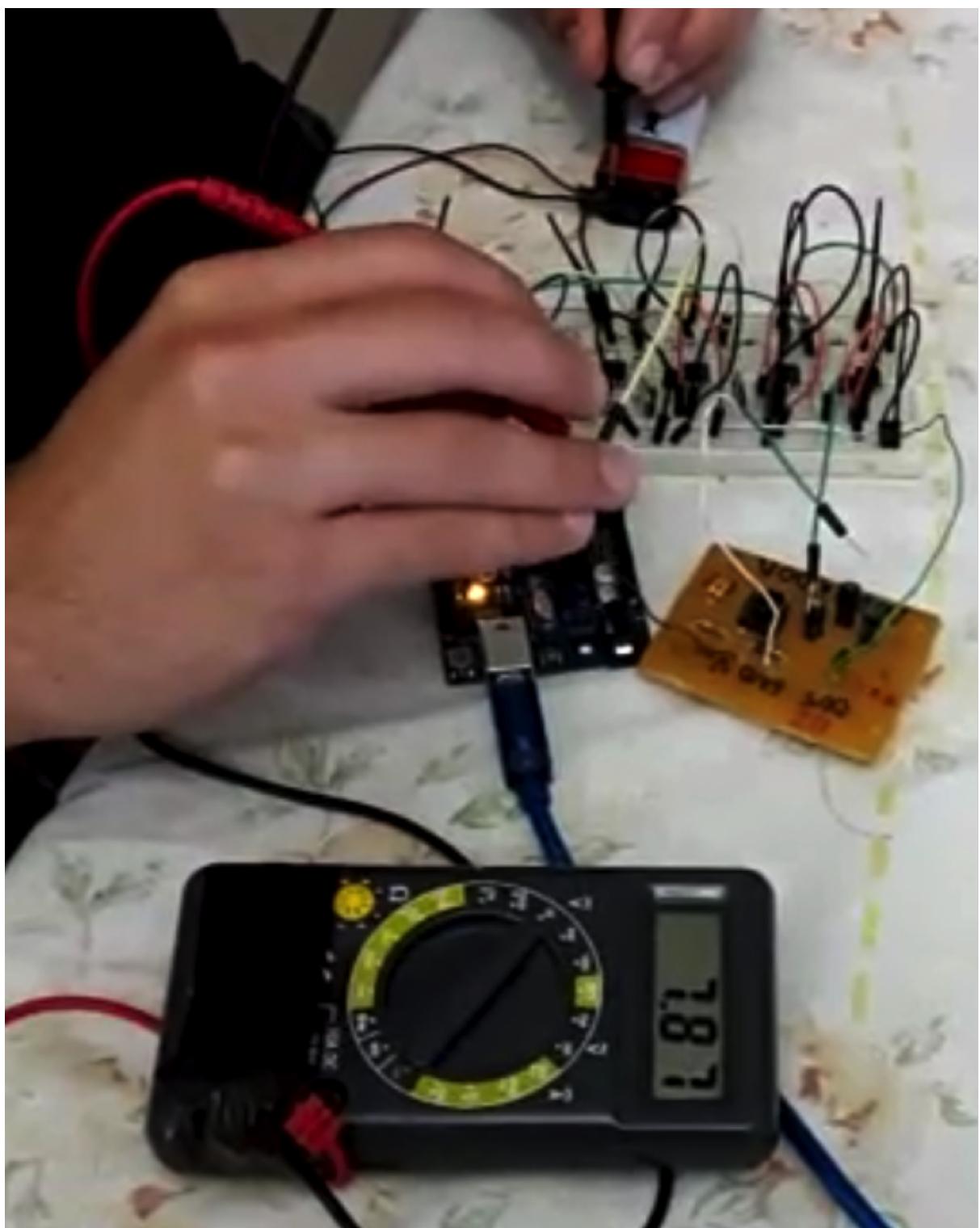


Figura 22: Teste da saída para o transistor MOSFET Q1 (sentido direto).

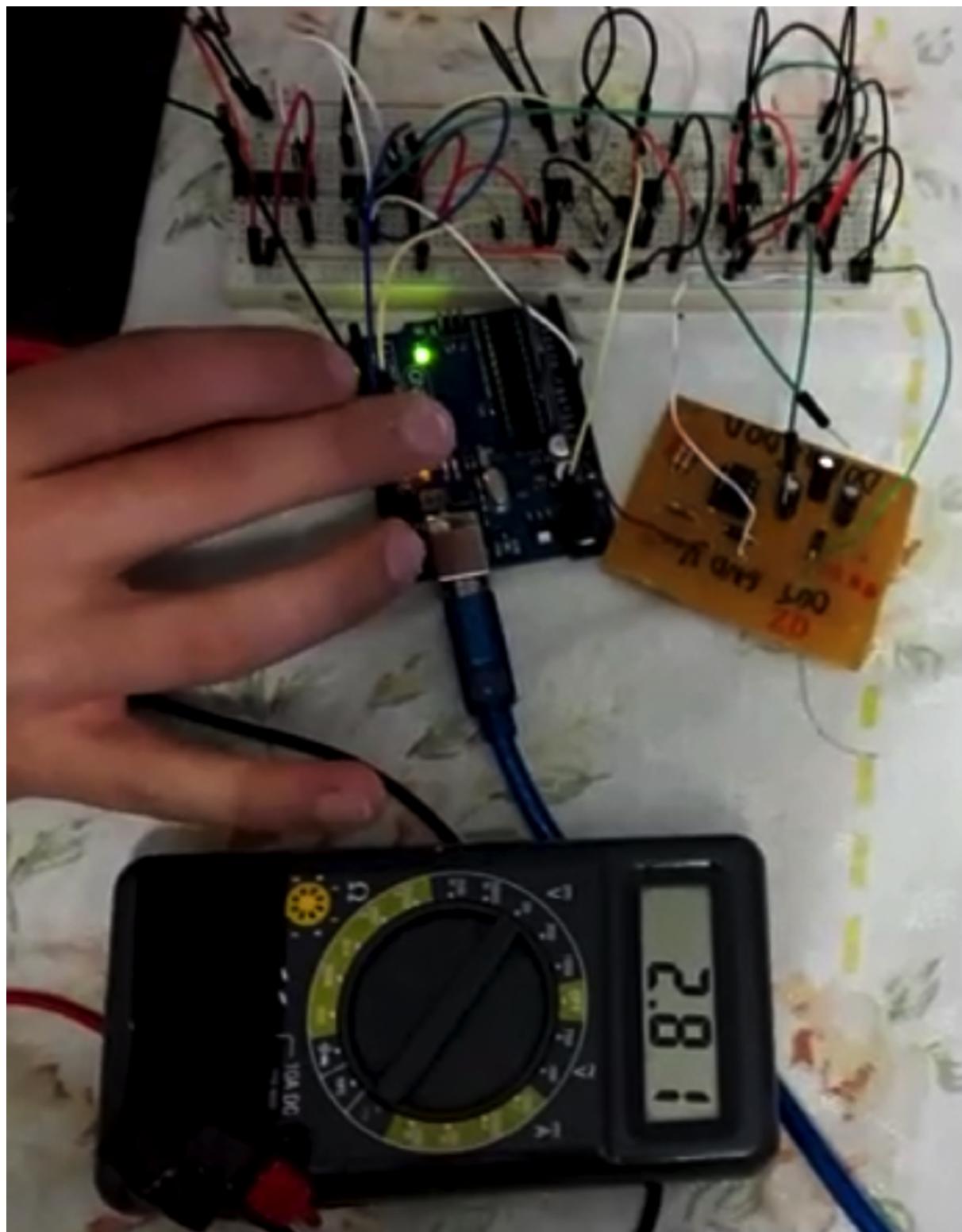


Figura 23: Teste da saída para o transistor MOSFET Q4 (sentido direto).

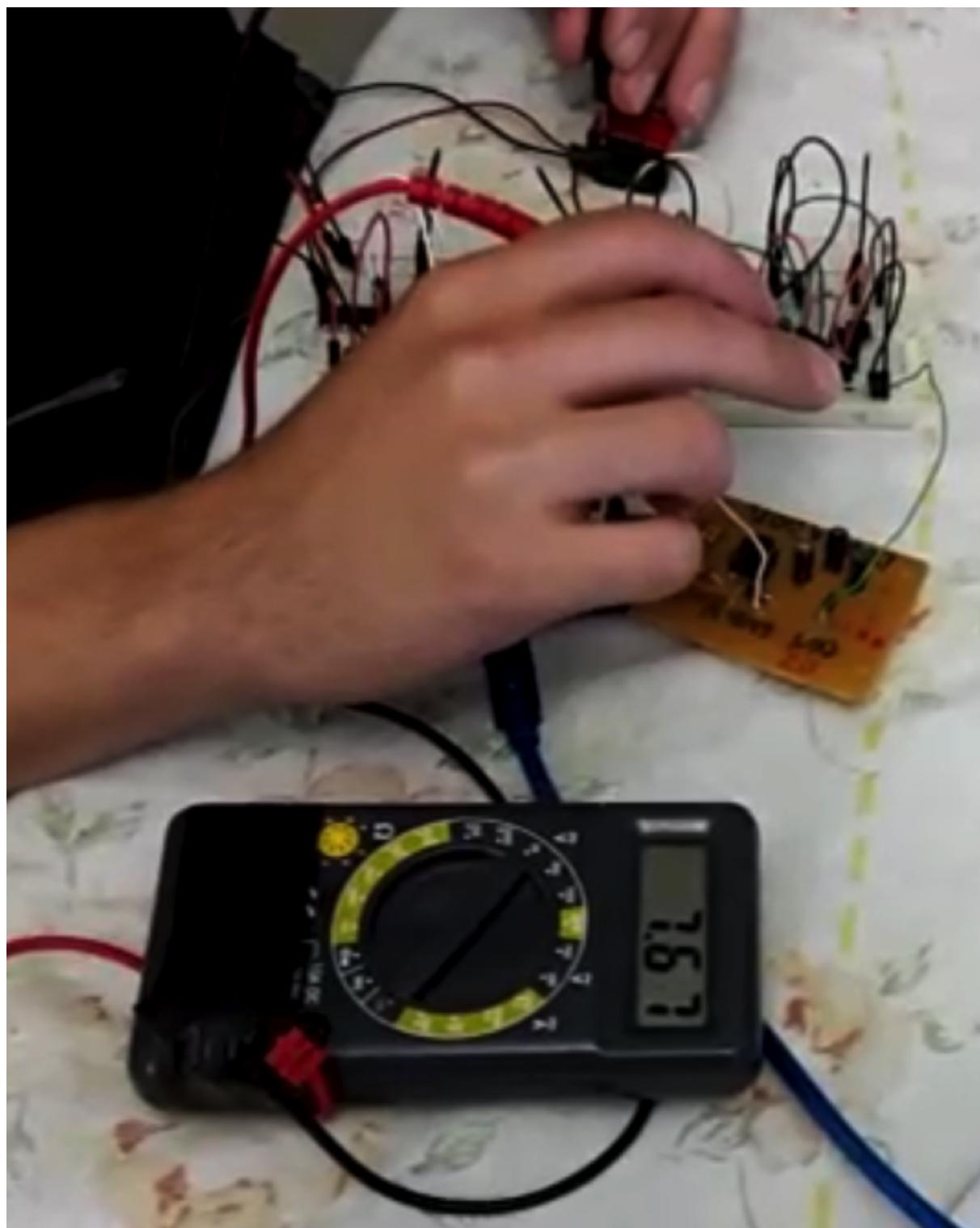


Figura 24: Teste da saída para o transistor MOSFET Q3 (sentido inverso).

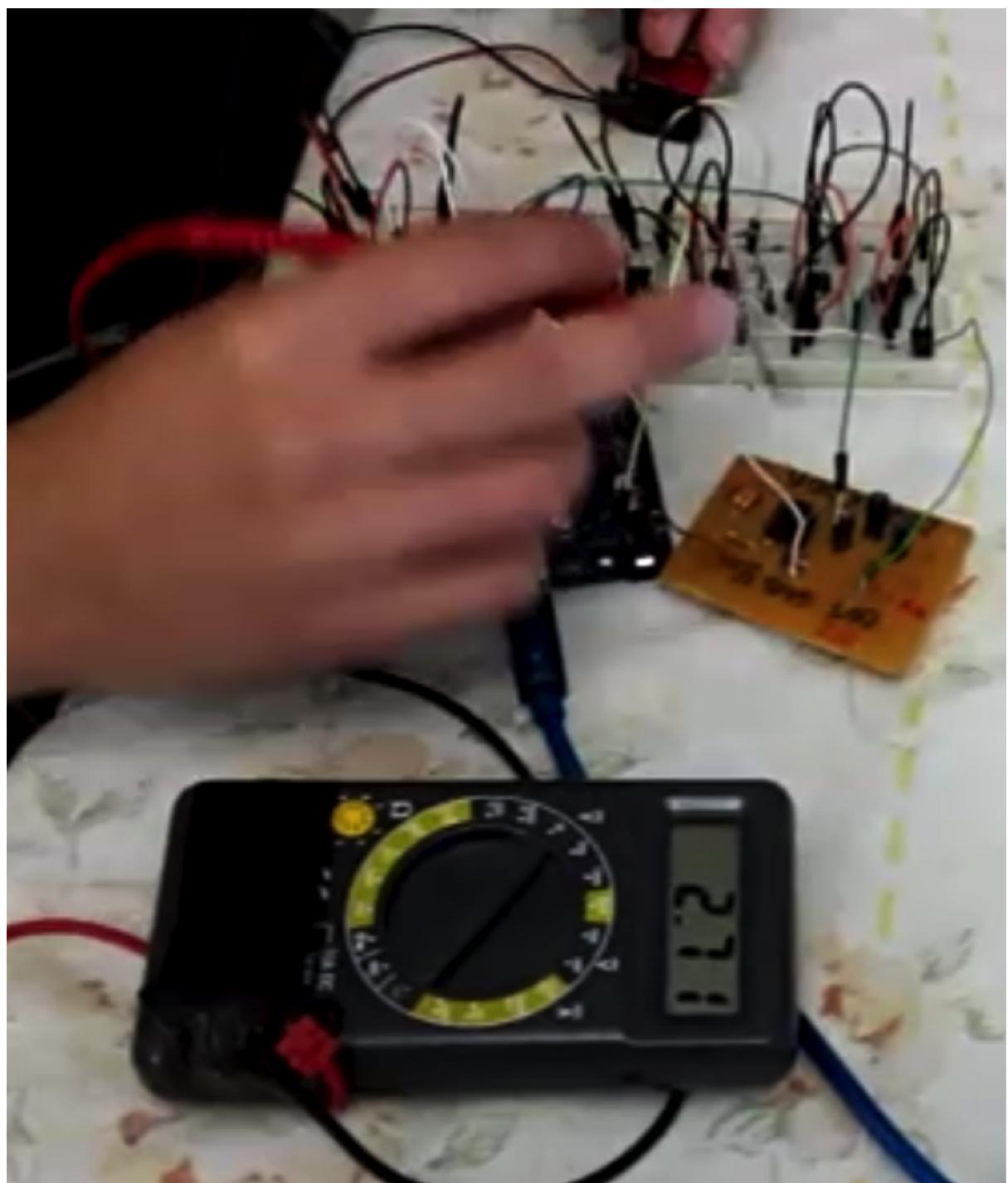


Figura 25: Teste da saída para o transistor MOSFET Q2 (sentido inverso).