



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>	16
Figura 10 – Página inicial do servidor.	17
Figura 11 – Visualização dos batimentos do paciente no servidor.	18
Figura 12 – Página inicial do aplicativo.	18
Figura 13 – Visualização dos dados no aplicativo.	19
Figura 14 – Circuito carregador da bateria	20
Figura 15 – Teste Carregador	21
Figura 16 – Circuito impresso ponte H.	22
Figura 17 – Circuito de chaveamento.	23
Figura 18 – Circuito impresso do dobrador de tensão.	23
Figura 19 – Simulação do drive de potência.	24
Figura 20 – Diagrama de integração do subsistema de controle e alimentação.	25
Figura 21 – Cadeira com gaveta aberta.	26
Figura 22 – Estrutura final da cadeira.	27
Figura 23 – Valor do dobrador de tensão para o teste de chaveamento.	40
Figura 24 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q1 (sentido direto).	41
Figura 25 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q4 (sentido direto).	42
Figura 26 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q3 (sentido inverso).	43
Figura 27 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q2 (sentido inverso).	44

Lista de tabelas

Tabela 1 – Tabela de Componentes e Custos para Protótipo WheelShare 29

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

1	INTRODUÇÃO	9
2	PROCESSAMENTO DE SINAIS E MONITORAMENTO	10
2.1	Aquisição e Condicionamento de Sinais	10
2.2	Middleware	14
2.3	<i>Backend Django</i>	15
2.4	Servidor Frontend - Ember.JS	17
2.5	Módulo Android	17
3	CONTROLE E ALIMENTAÇÃO	20
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
4	ESTRUTURAS	26
5	CUSTOS	28
6	TRABALHOS FUTUROS	30
7	ATIVIDADES	31
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	36
	REFERÊNCIAS	37
	ANEXOS	38
	ANEXO A – TESTE DE BANCADA	39
A.1	Chaveamento:	39

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 6 levantamos pontos de melhoria em relação aos resultados esperados e obtidos, que trariam valor numa solução de cenário real. No Capítulo 7 apresentamos as atividades feitas por cada membro do grupo, e por fim, no Capítulo 8 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 temperatura¹.

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*² 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

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

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

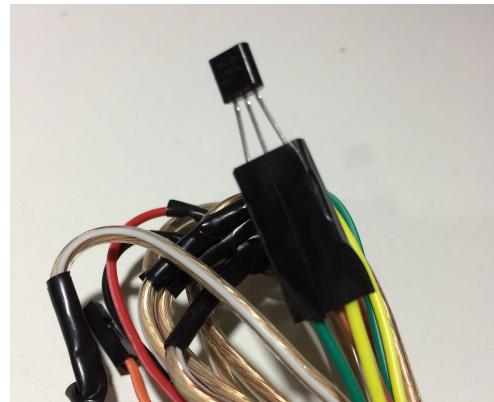


Figura 1 – Sensor para medição de temperatura corporal.

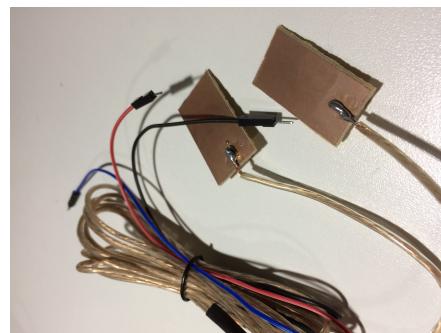


Figura 2 – Eletrodos fabricados para medição de umidade e resistência galvânica da pele.

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*

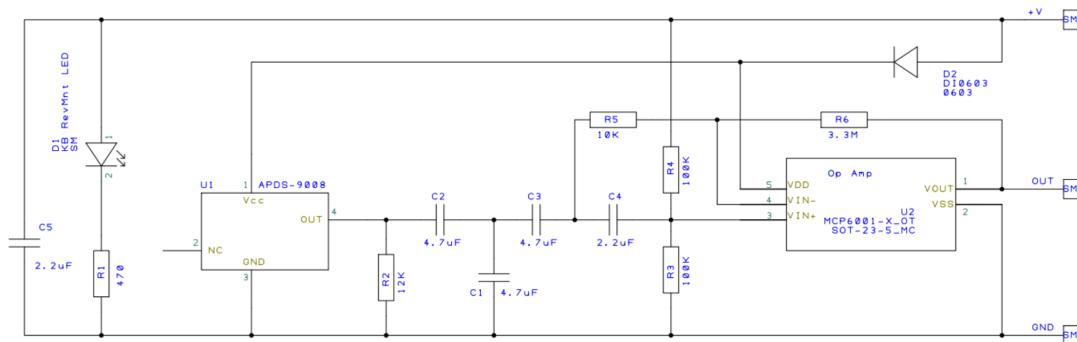


Figura 6 – Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante

É importante ressaltar que os sinais de pulso cardíaco e eletrocardiograma variam entre as baixas frequências de 0.5Hz e 40Hz³, 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 de

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

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 ADS1115⁴, 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.

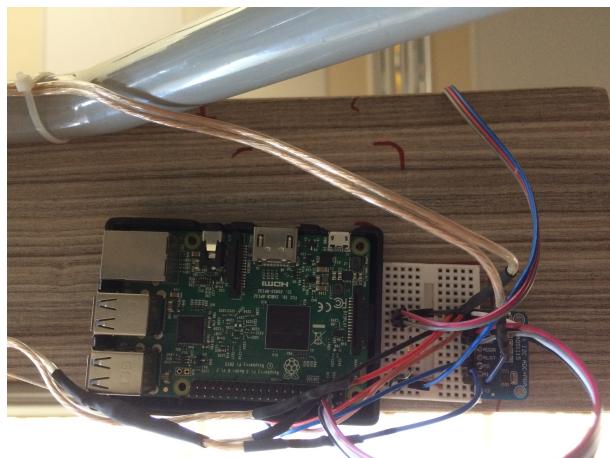


Figura 7 – Esquemático do circuito condicionador de sinais PPG proposto pela fabricante

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.

Os resultados esperados foram atingidos, via a aplicação Shoelace⁵, que desenvolvemos para servir de abstração entre a aquisição dos dados do conversor A/D e o envio

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

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



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

dos 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, e contornarmos o arredondamento de valores que o Python efetua.

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

api-auth-token		Show/Hide List Operations Expand Operations		
api		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*

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 ⁶. 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*⁷.

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.

⁶ <www.wheelshare-umiss.com/api>

⁷ <<https://letsencrypt.org/>>

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.JS⁸. Foi então desenvolvida a aplicação UMISS-frontend⁹, que apresenta de forma gráfica e textual o histórico dos sinais monitorados pelo projeto UMISS.

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.

2.5 Módulo Android

O módulo Android do sistema UMISS tinha como resultado uma aplicação mobile que funcionasse nas versões 4.4 e acima do sistema operacional Android. Essa aplicação seria responsável por avisar os monitores de um paciente caso alguma não esteja de acordo com o paciente. Para isso foi implementado um sistema de Push Notification utilizando o serviço Firebase Cloud Message, o *backend* consegue enviar notificações para o Android através da biblioteca PyFCM, então a cada sinal identificado que o *backend* sinalize como anormal, o Android recebe uma notificação.

Também era esperado que a aplicação *mobile* seria capaz de visualizar os sinais em forma de gráfico. Esse resultado foi alcançado com sucesso utilizando a biblioteca

⁸ <<https://emberjs.com/>>

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

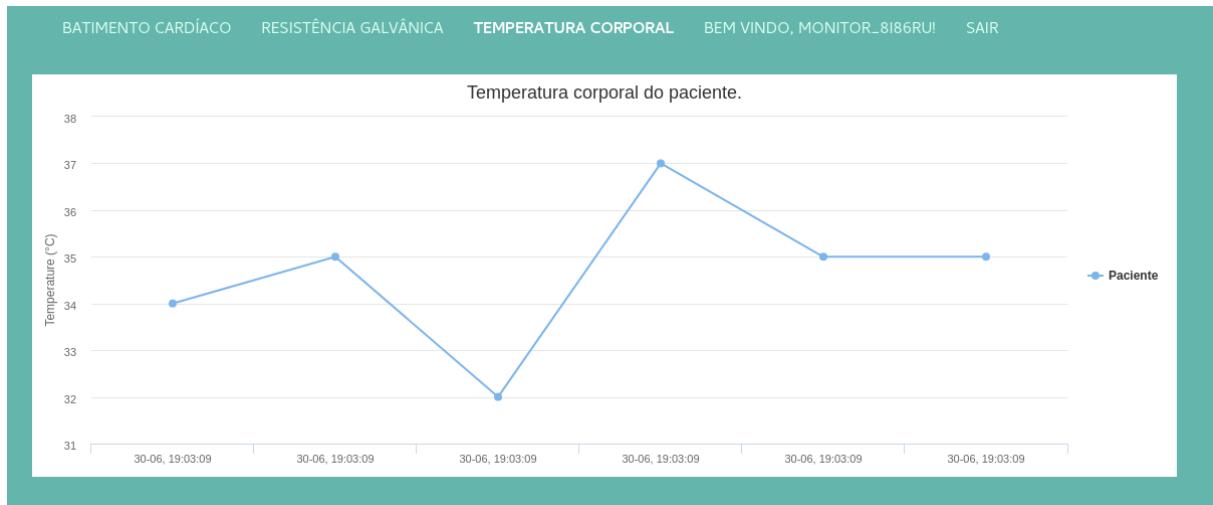


Figura 11 – Visualização dos batimentos do paciente no servidor.

GraphView, ao usuário monitor realizar *login* na aplicação será feito uma requisição no servidor e então será criado os gráficos de batimentos cardíaco e de temperatura.

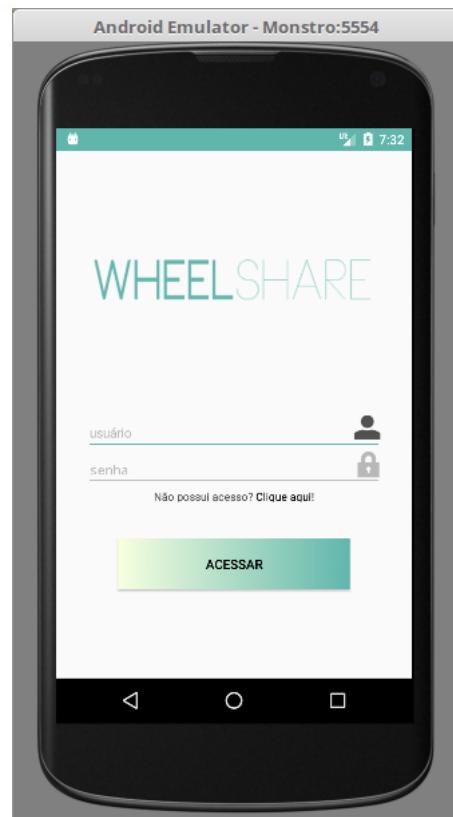


Figura 12 – Página inicial do aplicativo.

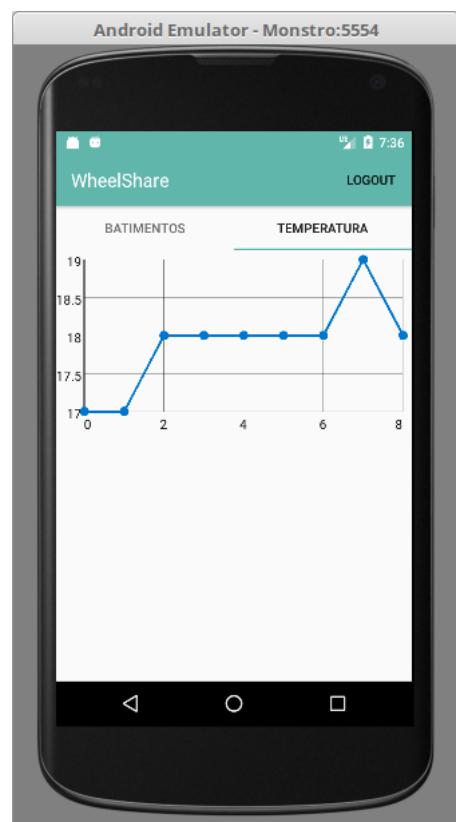


Figura 13 – Visualização dos dados no aplicativo.

3 Controle e Alimentação

3.1 Carregador para bateria

O carregador foi montado seguindo o esquema da Fig. 14 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 μF ;
- 1 capacitor de 1 μF ;

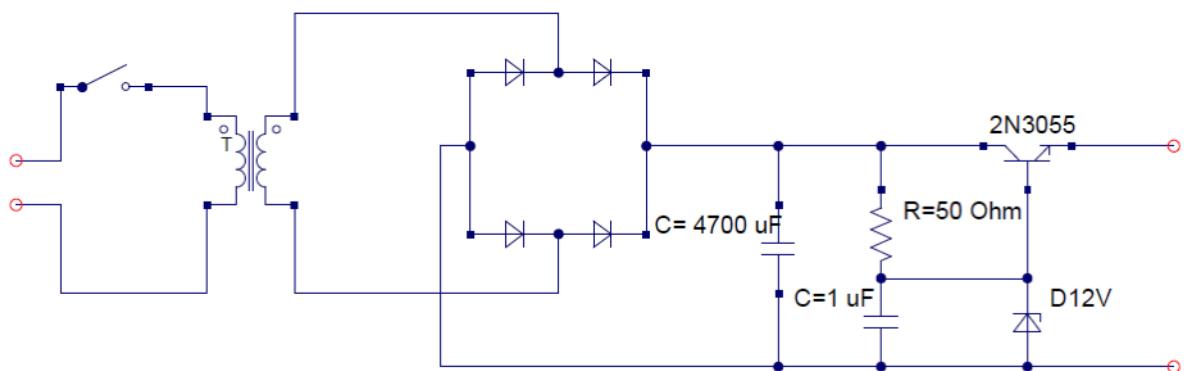


Figura 14 – Circuito carregador da bateria

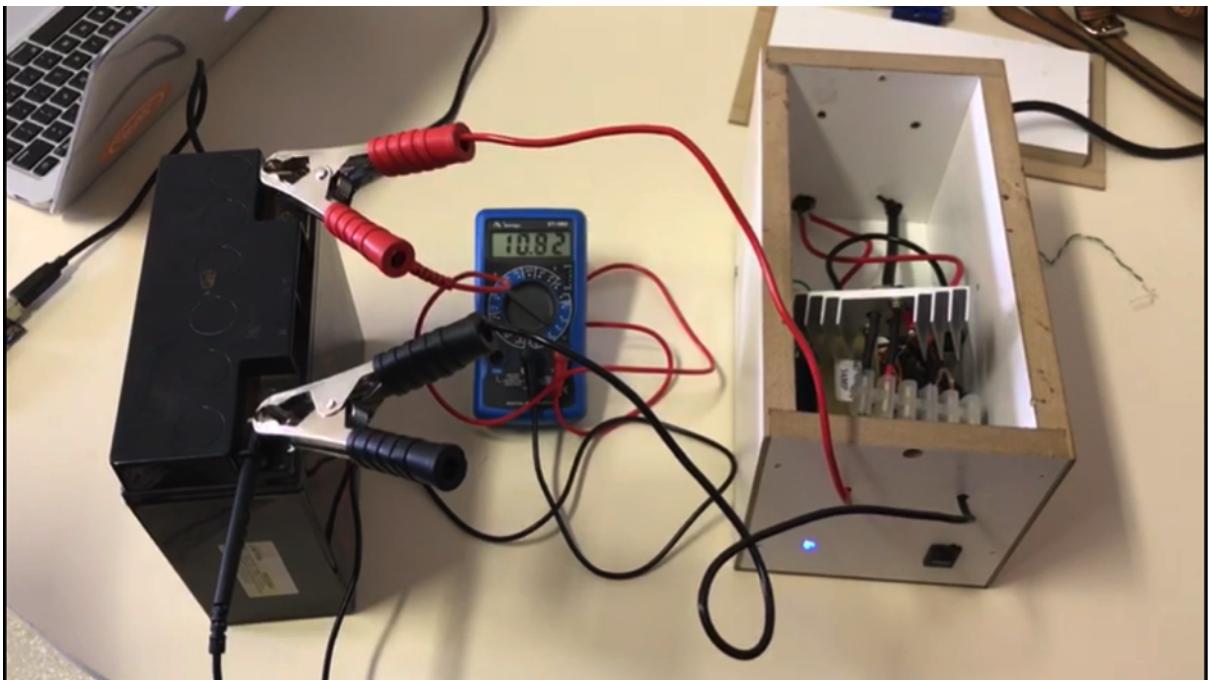


Figura 15 – Teste Carregador

- 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. 15

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

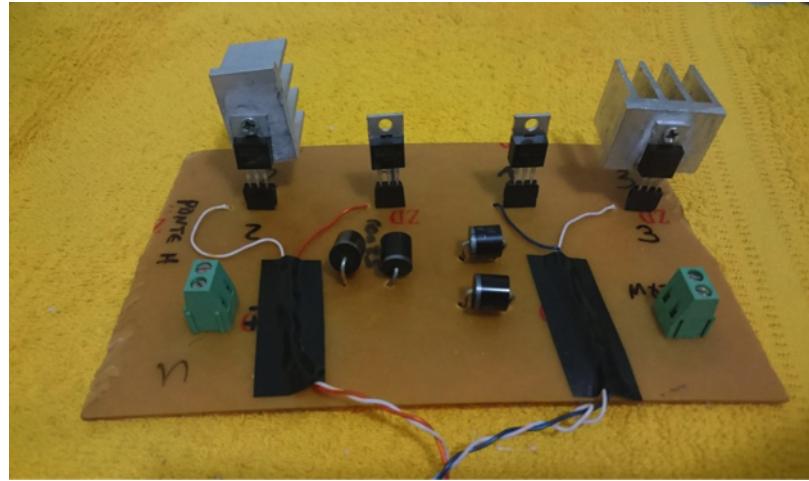


Figura 16 – Circuito impresso ponte H.

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

A Fig. 16 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. 17 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. 18 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

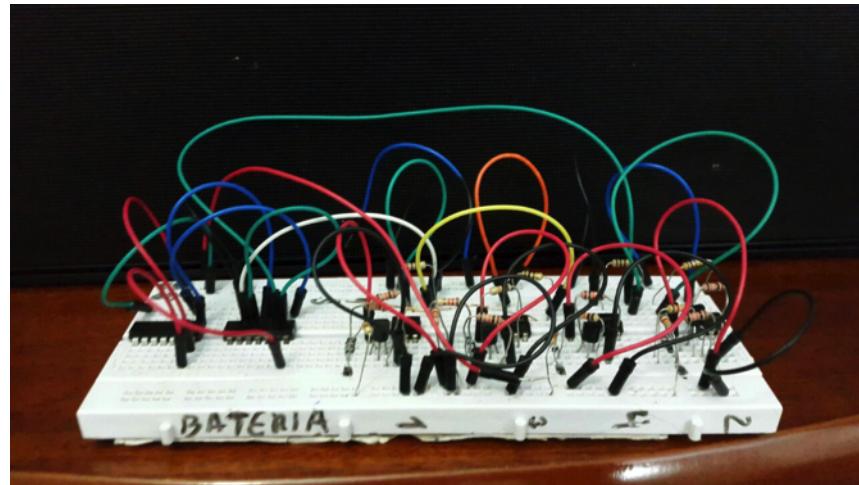


Figura 17 – Circuito de chaveamento.

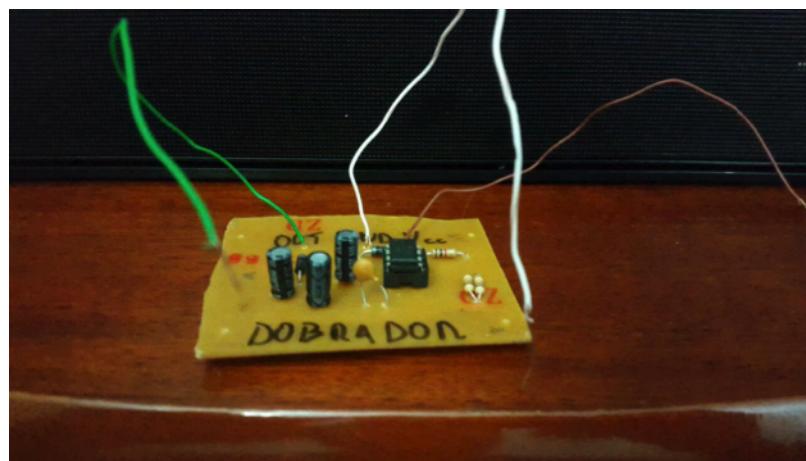


Figura 18 – Circuito impresso do dobrador de tensão.

com as entradas lidas pelo joystick. A simulação do circuito completo pode ser visto pela Fig. 19 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

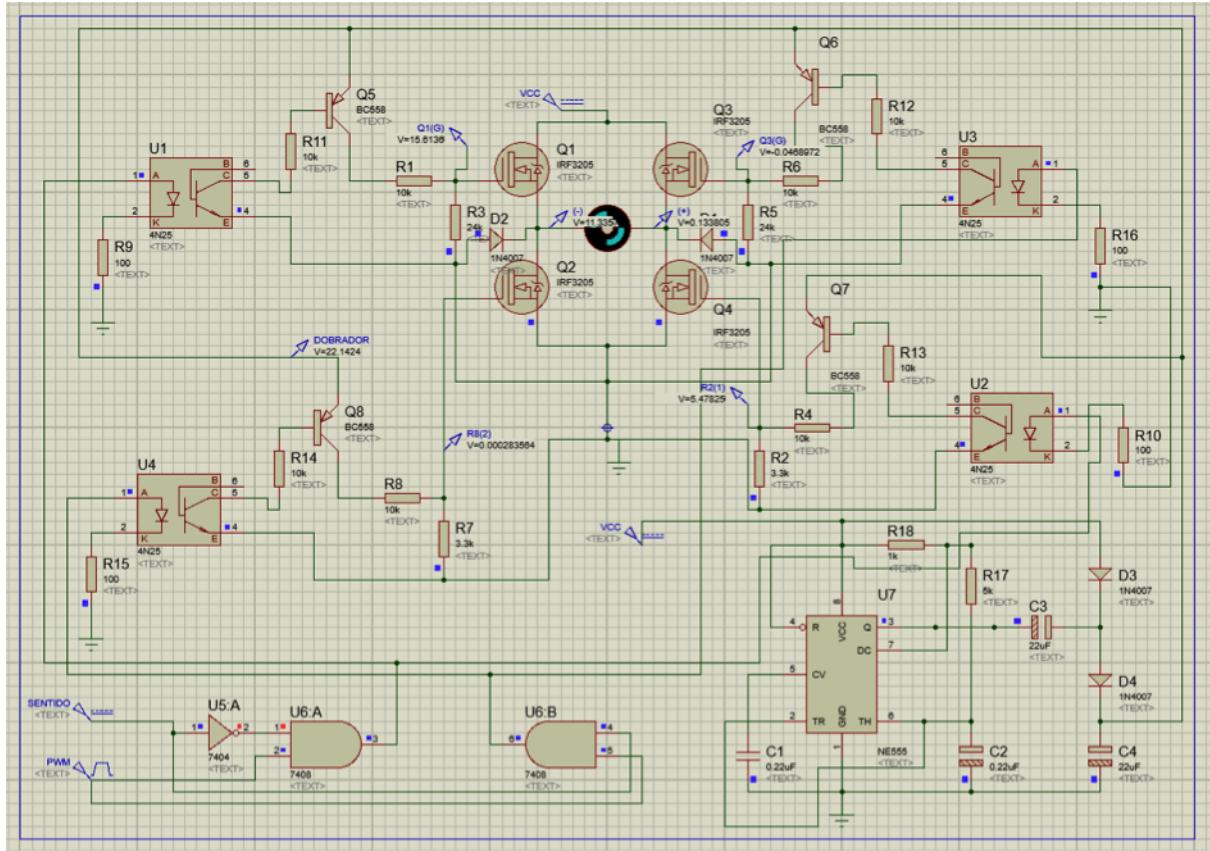


Figura 19 – Simulação do drive de potência.

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. 20.

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.

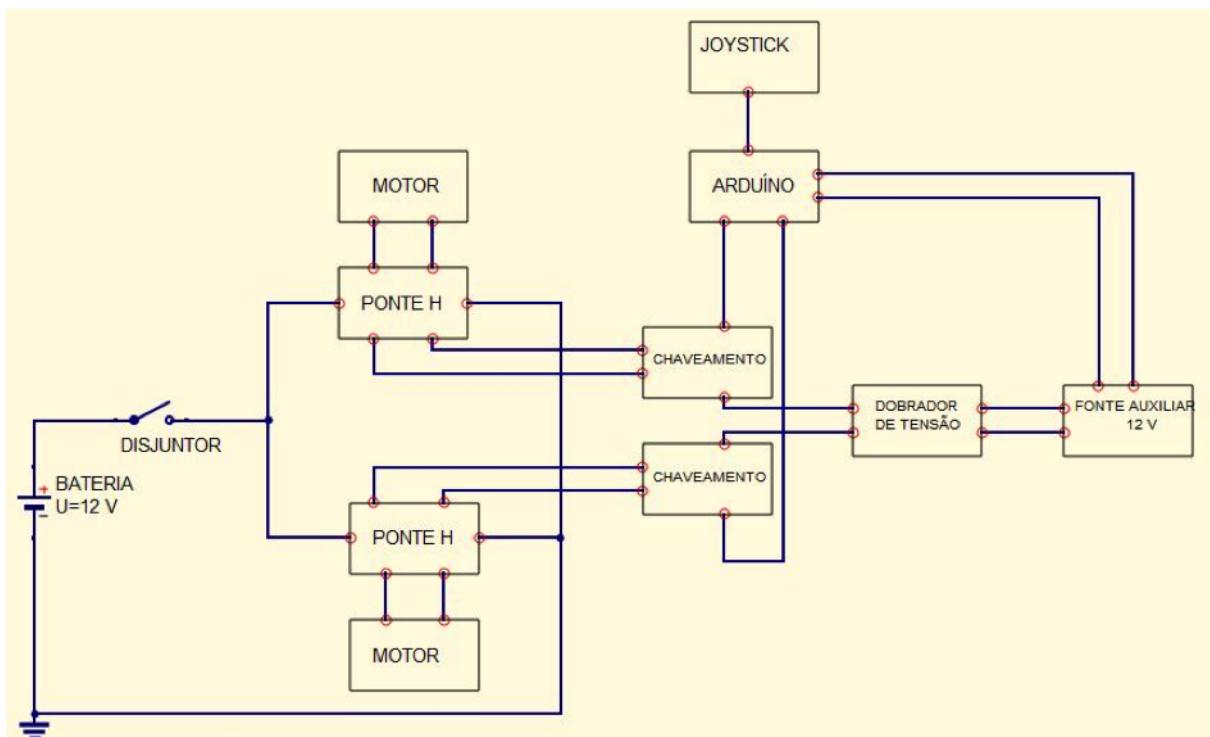


Figura 20 – Diagrama de integração do subsistema de controle e alimentação.

4 Estruturas

O subsistema de estruturas, após o Ponto de Controle 2, se encarregou de fazer os ajustes finais das partes da cadeira que irão receber sensores e equipamentos eletrônicos para aquisição de sinais vitais e controle do movimento da cadeira. Para isso foi manufaturado para o último ponto de controle uma gaveta, apoio de braço e o suporte dos sensores.

Primeiramente foi realizado o sistema de gaveta que irá suportar a bateria e equipamentos eletrônicos, PCI (Placa de circuito impresso), etc. Ela foi toda elaborada de madeira adquirida no galpão da FGA, acoplada a um sistema de corrediça telescópica que está preso à estrutura da cadeira por meio de abraçadeira metálica tipo u.

Foi decidido, conjuntamente, a instalação da gaveta desta forma para assegurar a integridade da cadeira, evitando a usinagem da mesma. O sistema de corrediça foi escolhido para facilitar a remoção da bateria para recarregá-la, junto disso, o responsável pelo usuário da cadeira pode retirar a gaveta e conseguir fechar a cadeira para melhor mobilidade, tornando possível com que ela possa ser transportada em automóveis comuns. A Fig. 21 mostra o sistema com a gaveta aberta, para inserção da bateria.

Outra manufatura foram os apoios de mão, que comportam de um lado o joystick que irá controlar os movimentos da cadeira e de outro os sensores e a *Raspberry Pi*. Os apoios foram feitos de madeira (material abundante no galpão da FGA) por suas carac-



Figura 21 – Cadeira com gaveta aberta.



Figura 22 – Estrutura final da cadeira.

terísticas mecânicas atenderem o projeto: resistente para a utilização e alta usinabilidade além de facilitar a inserção de equipamentos no mesmo. Os sensores foram posicionados na parte superior de um dos apoios de braço, de maneira que ao descansar o braço o usuário terá seus dados aferidos. O suporte do joystick foi medido pelo comprimento do braço de um dos membros do grupo de forma que ele seja o mais ergonômico possível e não cause desconforto ao usuário durante o funcionamento da cadeira.

Além desses sistemas, subsistema participou da calibragem do contato entre roda de atrito e roda da cadeira. Esta calibragem garante para os dois motores o torque aplicado a roda, assim tornando possível fazer o comando através do joystick, de forma que seja possível fazer mudanças de direção. Com estes valores fixados, diminui bastante a probabilidade de prejudicar a dirigibilidade da cadeira.

Algumas modificações podem ser feitas na cadeira de forma que o projeto atenda a maioria da população com dificuldades de locomoção e que não foram feitas por se tratar de um protótipo, falta de recursos e tempo. Por exemplo, a distância do joystick deve variar de acordo com o tamanho do antebraço do usuário, podendo ver-se para frente e para trás. Outra possível melhoria seria a inserção de um encosto removível de cabeça na cadeira, para maior conforto do paciente. Além de ter mais espaço para sensores que podem ser adicionados ao sistema caso o usuário exija maior cuidado e supervisão.

A Fig. 22 mostra a estrutura finalizada da cadeira de rodas desenvolvida neste trabalho, com os suportes para todos os demais subsistemas.

5 Custos

O desenvolvimento e a fabricação de um protótipo acarretou em alguns custos com materiais e componentes necessários. Durante o projeto, a equipe buscou a maior redução possível de custos por via de doações e empréstimos de componentes ou partes do sistema final, com isso em mente, foi levantado o custo para a replicação da tecnologia desconsiderando doações ou a posse de quaisquer componentes.

Os custos e os componentes utilizados na construção do protótipo da WheelShare encontram-se na Tabela 1.

Com estes componentes necessários para a produção, temos que o valor final do protótipo é de cerca de R\$2231,27, sem os custos de mão de obra de alunos. O projeto foi financiado pela equipe de desenvolvimento, que buscou a todo momento a diminuição de gastos no projeto, utilizando, sempre que possível, componentes e sistemas que já estivessem em posse de algum dos membros da equipe.

Tabela 1 – Tabela de Componentes e Custos para Protótipo WheelShare

Quantidade	Componente	Valor	Total
1	Cadeira de Rodas Jaguaribe	R\$389,00	R\$389,00
2	Metro quadrado de MDF	R\$40,00	R\$80,00
1	150mm 2" Tarugo de Alumínio	R\$100,00	R\$100,00
1	Raspberry Pi 3 Model B	R\$399,00	R\$399,00
1	Sensor de Temperatura Linear LM35	R\$1,50	R\$1,50
1	Placa de Fenolite 20cm x 20cm	R\$19,50	R\$19,50
3	Metro cabo 0,75 x 2	R\$1,20	R\$3,60
1	Sensor Photosensível SEN-11574	R\$33,00	R\$33,00
1	Capacitor 10uF Eletrolítico	R\$0,10	R\$0,10
2	Resistor 33k 1/8W	R\$0,05	R\$0,10
1	DAC ADS1115	R\$27,50	R\$27,50
1	Protoboard 100 Furos	R\$14,00	R\$14,00
1	Jumpers Macho-Fêmea	R\$16,90	R\$16,90
1	Capacitor 100nF Cerâmico	R\$0,05	R\$0,05
1	Metro de tubo termoretrátil 1mm	R\$2,30	R\$2,30
1	Domínio .com	R\$7,72	R\$7,72
8	Transistor Mosfet IRF3205	R\$3,50	R\$28,00
4	Bourne de Placa	R\$2,00	R\$8,00
8	Diodos 6A	R\$1,00	R\$8,00
2	Protoboard 640 Furos	R\$30,00	R\$60,00
2	CI 7404	R\$2,00	R\$4,00
2	CI 7408	R\$2,00	R\$2,00
1	CI NE555	R\$1,00	R\$2,00
1	Pilha 12V 24A	R\$6,00	R\$6,00
1	Arduino Uno	R\$60,00	R\$60,00
1	Potenciômetro multidirecional	R\$12,00	R\$12,00
3	Metro cabo 30A	R\$5,00	R\$15,00
8	Dissipadores para Mosfet	R\$1,00	R\$8,00
1	Bateria 12V 45Ah	R\$120,00	R\$120,00
2	Conectores para bateria	R\$8,00	R\$16,00
2	Motoredutores Motron 12A 240RPM	R\$400,00	R\$800,00

6 Trabalhos Futuros

O resultado final do projeto, como um todo, está presente na Figura 22. De maneira geral, os subsistemas se integraram sem maiores problemas, principalmente pela parte mais complexa da integração ter sido feita no Ponto de Controle 2¹. Contudo, por tratarse de um projeto protótipo, identificamos pontos de melhoria para trabalhos futuros, que podem auxiliar interessados na continuação do projeto. Esses pontos de melhoria são:

- **Sistema de hard-realtime:** Acreditamos que a utilização de um SO que atenda requisitos de hard-realtime agregue valor considerável a solução. A utilização de um sistema como o Xenomai seria indispensável em um cenário real, onde cada segundo é precioso.
- **Utilização de compressão dos sinais:** Embora tenhamos desenvolvidos algoritmos que filtrem a emissão de dados redundantes, a compressão dos sinais antes do envio (e decompressão no destino) otimizariam ainda mais o uso da banda.
- **Módulo GPRS:** O sistema atual pode contar com a reconfiguração do Linux para ativar redes já conhecidas e disponíveis, contudo, em um cenário real, a utilização de redundância na rede seria indispensável.
- **Sensor de pressão sanguínea:** O sensor de pressão sanguínea traria mais informações de valor para o cliente final.

¹ Consideramos a integração entre os sensores e os servidores a integração mais complexa do sistema.

7 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.

- **Cesar Junior**

Aluno de Engenharia de Energia, trabalhei no subsistema de Controle e Alimentação no qual participei do dimensionamento do sistema de controle e alimentação, levantando as necessidades do projeto em relação ao fornecimento de torque pelos motores e autonomia energética em função da bateria. Além, trabalhei no projeto e desenvolvimento do sistema carregador de bateria para a cadeira de rodas e auxiliei nos testes realizados com os *drivers* de potência para os motores previamente dimensionados.

- **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.

- **Felipe Costa de Assis**

Para o projeto, desenvolvi 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.

- **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.

- **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.

- **Lucas Castro**

Sou integrante do subsistema de Estruturas, aluno de engenharia Automotiva. Como integrante do subsistema, fiquei responsável pela interpretação

das simulações modais e estáticas feitas no software SolidWorks com o objetivo de assegurar que a estrutura da cadeira iria aguentar de fato todos os esforços estáticos (peso do usuário, bateria, sensores, equipamentos eletrônicos e gaveta) e se a vibração do motor acoplado à cadeira não iria comprometer a estrutura com a sua vibração. Além disso, em conjunto com os outros integrantes montamos todas as modificações que deveriam ser integradas à estrutura da cadeira para fazer com que ela funcione. O sistema motor-rola de atrito-rola da cadeira, sistema de gaveta para comportar bateria e equipamentos eletrônicos, berço de sensores e apoio de mão para o suporte do joystick foram construídos todos em conjunto, com o auxílio do professor Rhander e os técnicos do Galpão da FGA. Foi realizada a manufatura dos estofados utilizados para suporte e encosto da cadeira de roda, com o apoio da Brasilia Flex foi feita a espumação, corte da espuma e costura dos encostos.

- **Lunara Martins**

Aluna de Engenharia de Energia, e atuei no subsistema de Controle e Alimentação. Trabalhei junto ao grupo com o objetivo de realizar o dimensionamento energético do sistema e dos motores e realizei em conjunto o dimensionamento de alimentação, fazendo a escolha da bateria adequada para o consumo energético do sistema de movimentação. Realizei pesquisas sobre o sistema de transmissão escolhido e a compra de materiais para fabricação do mesmo, além de componentes eletrônicos para o sistema de potência. Ainda, trabalhei durante a execução dos relatórios de projeto na análise de riscos de projeto, e, por fim, auxiliei o subsistema na construção do carregador de baterias e nos testes dos sistemas de ativação e controle dos motores.

- **Mariana Andrade**

Aluna de Engenharia de Energia, trabalhei no subsistema de Controle e Alimentação contribuindo com a realização de pesquisas de dimensionamento de motores e sistema de alimentação. Trabalhei, em conjunto com outros membros do subsistema, nos cálculos de dimensionamento para os motores e baterias a serem utilizados no projeto. Participei também de pesquisas para o dimensionamento dos sistemas de transmissão por atrito e, junto a outros membros do subsistema, realizei o desenvolvimento e montagem de um sistema carregador de baterias. Durante o projeto, realizei compras dos diversos componentes elétricos e eletrônicos para a mon-

tagem do circuito do carregador e auxiliei em testes de funcionamento dos circuitos de ponte H para controle dos motores.

- **Nivaldo Lopo**

Sou integrante do subsistema de Estruturas, aluno de engenharia Aeroespacial. Como integrante do subsistema, fiquei responsável pela busca da cadeira fornecida ao grupo pelo Hospital universitário de Brasília (HUB) e o corte dos suportes metálicos utilizando ferramentas de usinagem. Além disso, em conjunto com os outros integrantes do subsistema, montamos todas as modificações que deveriam ser integradas à estrutura da cadeira para fazer com que ela funcione. O sistema motor-rola de atrito-rola da cadeira, sistema de gaveta para comportar bateria e equipamentos eletrônicos, berço de sensores e apoio de mão para o suporte do joystick foram construídos todos em conjunto, com o auxílio do professor Rhander e os técnicos do Galpão da FGA. Outra atividade realizada foi integração completa entre sensores e sistema de alimentação com a cadeira de rodas.

- **Rafael Amado**

Sou integrante do subsistema de Estruturas, aluno de engenharia Aeroespacial e conjuntamente gerente de produto do grupo. Como integrante do subsistema, fiquei responsável pelo desenvolvimento das simulações modais e estáticas feitas no software SolidWorks com o objetivo de assegurar que a estrutura da cadeira iria aguentar de fato todos os esforços estáticos (peso do usuário, bateria, sensores, equipamentos eletrônicos e gaveta) e se a vibração do motor acoplado à cadeira não iria comprometer a estrutura com a sua vibração. Além disso, em conjunto com os outros integrantes do subsistema, montamos todas as modificações que deveriam ser integradas à estrutura da cadeira para fazer com que ela funcione. O sistema motor-rola de atrito-rola da cadeira, sistema de gaveta para comportar bateria e equipamentos eletrônicos, berço de sensores e apoio de mão para o suporte do joystick foram construídos todos em conjunto, com o auxílio do professor Rhander e os técnicos do Galpão da FGA.

- **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.

8 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.

Referências

Anexos

ANEXO A – Teste de Bancada

A.1 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.

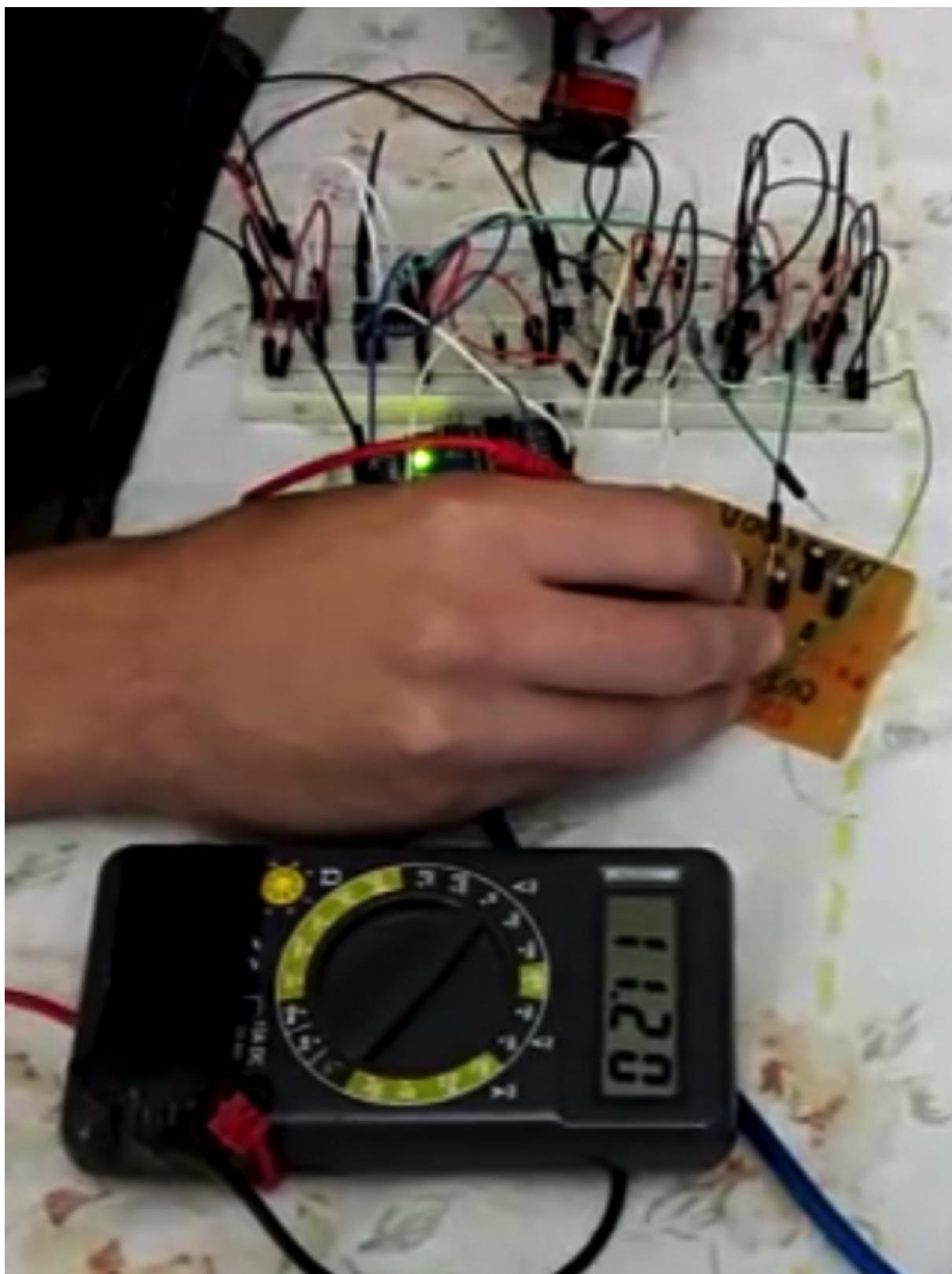


Figura 23 – Valor do dobrador de tensão para o teste de chaveamento.

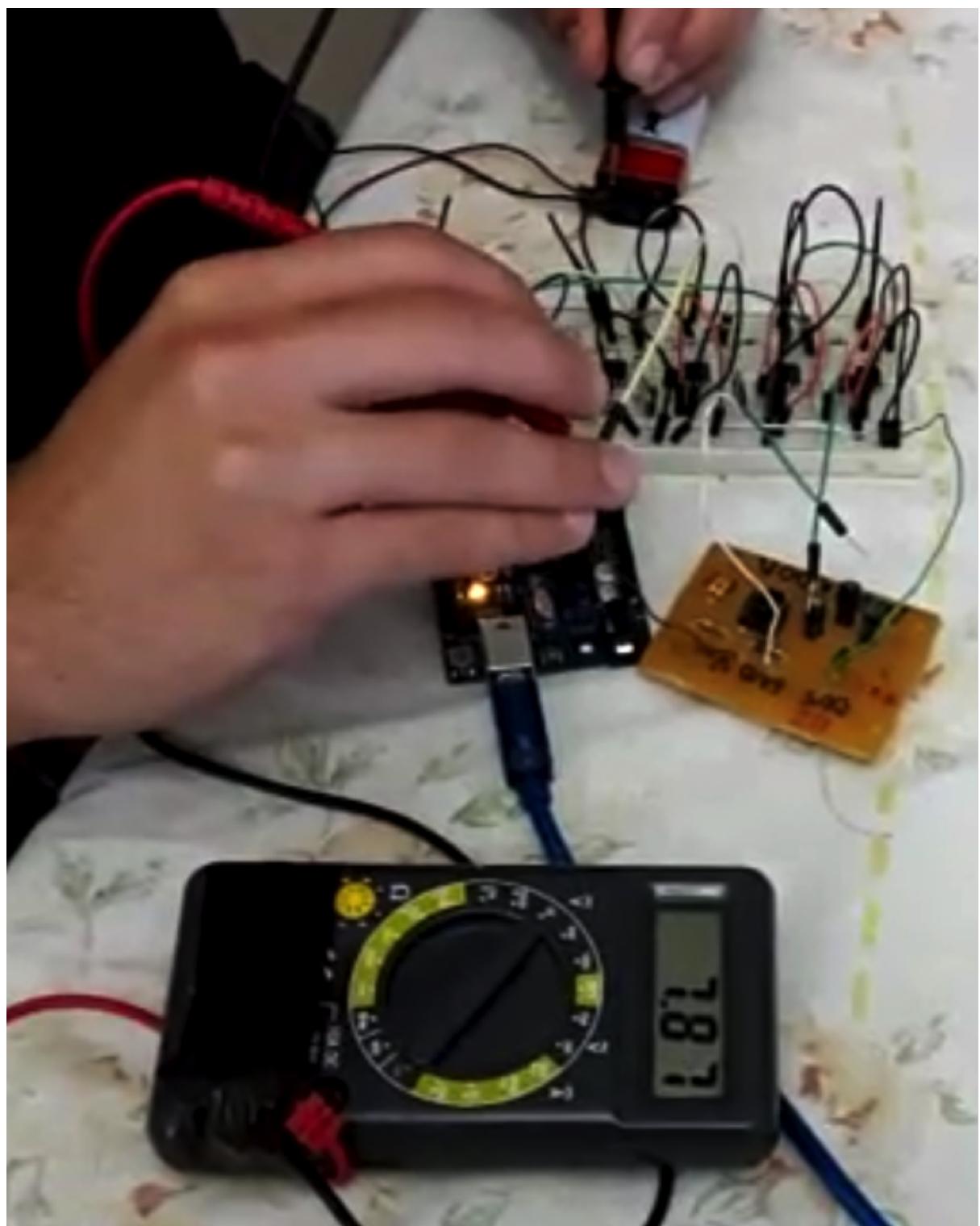


Figura 24 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q1 (sentido direto).

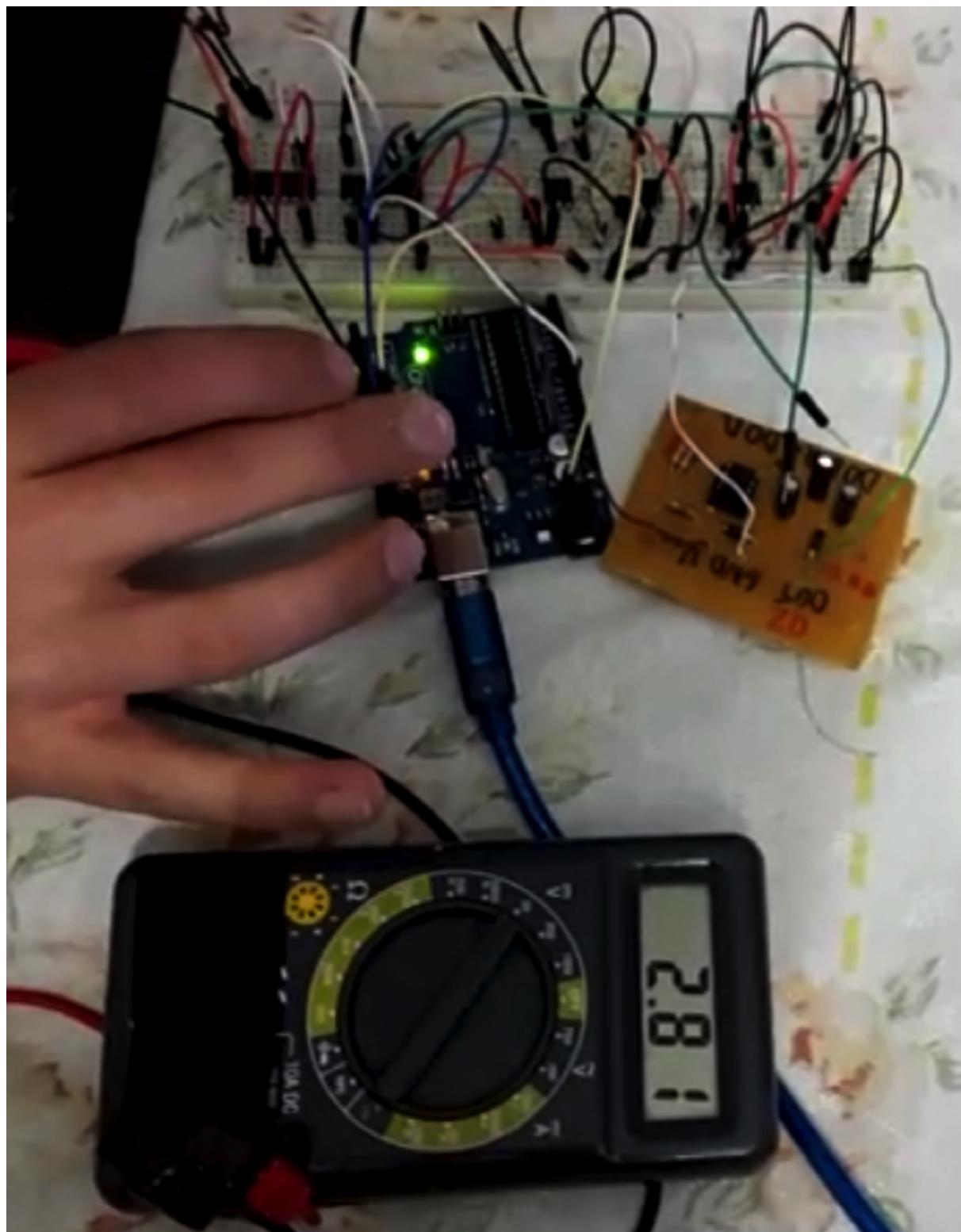


Figura 25 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q4 (sentido direto).

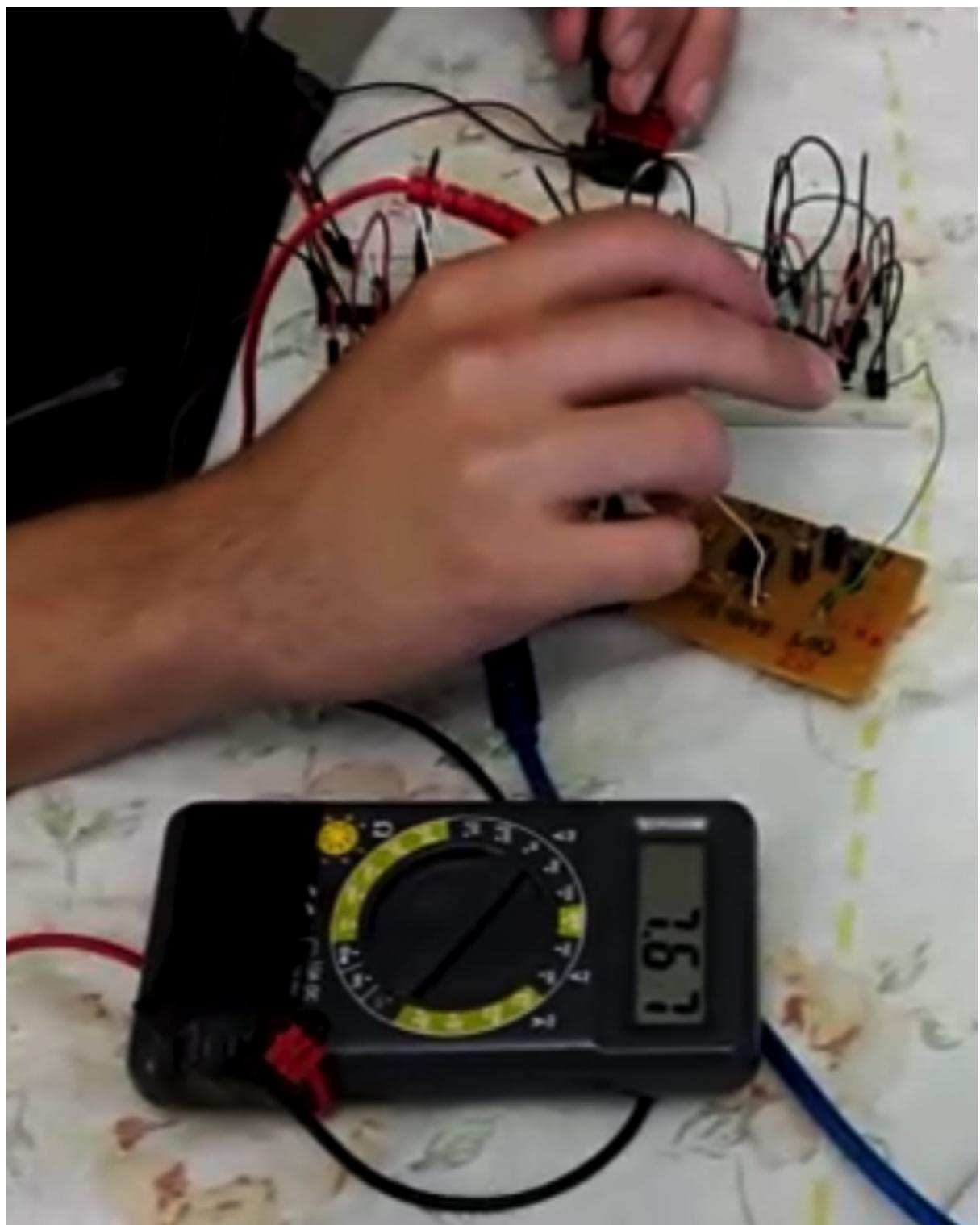


Figura 26 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q3 (sentido inverso).

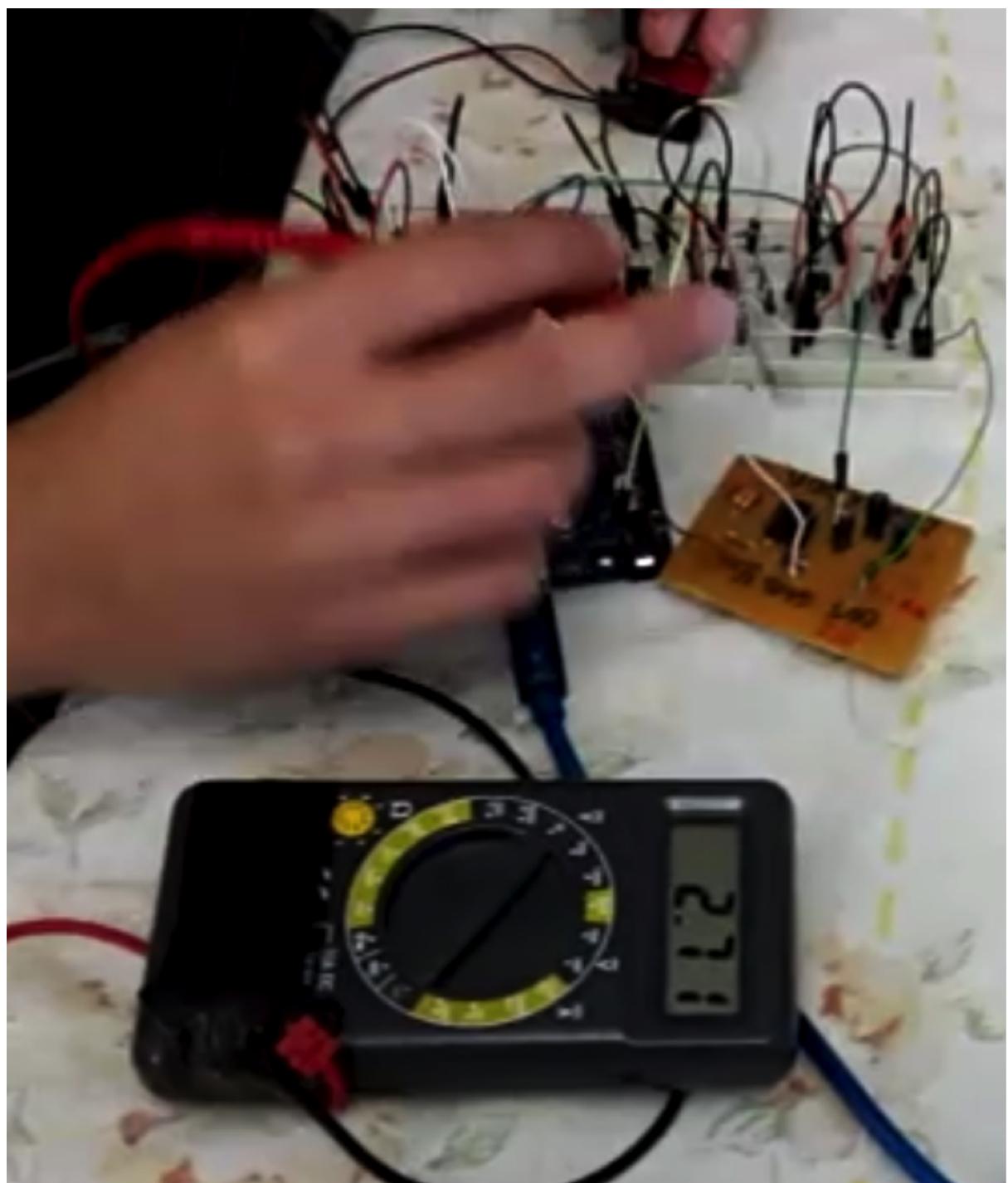


Figura 27 – Teste da saída para o transistor MOSFET Q2 (sentido inverso).