

FUNDAÇÃO ESCOLA TÉCNICA LIBERATO SALZANO VIEIRA DA CUNHA

CURSO TÉCNICO DE ELETROTÉCNICA

DAVI SCHNEIDER

VÍTOR DANIEL DUARTE

**SMART WALK - Dispositivo de auxílio na locomoção de crianças com paralisia
cerebral**

Orientador: Luiz Fernando Galbarino

Co-orientador: Fernanda Lima

Novo Hamburgo

2021

DAVI SCHNEIDER

VÍTOR DANIEL DUARTE

SMART WALK - Dispositivo de auxílio na locomoção de crianças com paralisia cerebral

Orientador: Luiz Fernando Galbarino

Co-orientador: Fernanda Lima

Novo Hamburgo

2021

FOLHA DE ASSINATURAS

DAVI SCHNEIDER

VÍTOR DANIEL DUARTE

SMART WALK - Dispositivo de auxílio na locomoção de crianças com paralisia cerebral

FUNDAÇÃO ESCOLA TÉCNICA LIBERATO SALZANO VIEIRA DA CUNHA

CURSO TÉCNICO DE ELETROTÉCNICA

Novo Hamburgo, novembro de 2020.



Davi Schneider

davi-schneider@hotmail.com



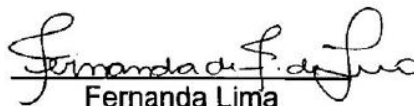
Vítor Daniel Duarte

vitordduarte@hotmail.com



Luiz Fernando Galbarino

Professor orientador



Fernanda Lima

Fisioterapeuta co-orientador

RESUMO

Tendo em vista o grande índice de pessoas com paralisia cerebral (PC), 17 milhões (Associação Brasileira de Paralisia Cerebral, 2018), essa pesquisa busca refletir acerca das suas dificuldades no cotidiano e trazer uma melhoria na qualidade de vida e independência. Um dos principais problemas enfrentados pelas pessoas com paralisia cerebral é a locomoção devido às desordens do desenvolvimento motor, levando a anomalias no movimento e postura, necessitando constantemente de auxílio de seu responsável (ZANINI et al, 2009). A paralisia cerebral se trata de uma condição e, segundo o Ministério da Saúde do Brasil (2013), seu tratamento para amenizar os danos deve ser constante ao longo de toda a vida do paciente e iniciado o mais breve possível, ou seja, logo após o diagnóstico médico. O tratamento para corrigir a caminhada deve buscar aproximar a marcha PC da marcha humana, ou seja, os movimentos realizados por pessoas que podem se locomover sem maiores problemas. Vale ressaltar que os aparelhos eficazes e recomendados para este processo são os estimuladores elétricos funcionais, porém estes possuem um preço elevado e são pouco acessíveis, com valores acima de 20 mil reais. Desta forma, o objetivo deste trabalho é desenvolver um dispositivo que auxilie na locomoção de crianças com paralisia cerebral, permitindo não só autonomia, mas também melhoria a longo prazo e custo reduzido. Para isso, foi desenvolvido um protótipo que analisa o momento exato da marcha humana, através de um sensor, e corrige a posição do pé, através da eletroestimulação, possibilitando uma caminhada mais próxima do ideal. Nessa perspectiva, o sensor selecionado para analisar o ângulo do pé foi o MPU6050, uma vez que fornece os valores correspondentes aos pinos de entrada do microcontrolador Arduino que, por sua vez, através da programação, interpreta os valores e aciona a saída. Nesta saída é conectado um a um circuito de eletroestimulação, cujo foi desenvolvido pelos autores, incumbido de gerar pulsos elétricos por meio de eletrodos autoadesivos posicionados no músculo da perna responsável por levantar o pé. Para que os pulsos elétricos sejam aplicados à pele do indivíduo, se faz necessário o ajuste de parâmetros como corrente, largura de pulso e frequência, que são intrínsecos a cada pessoa. Caso algum destes seja configurado de maneira errada pode vir a causar danos físicos e desgastes ósseos e musculares, por isso é essencial o acompanhamento de um fisioterapeuta antes do paciente fazer

uso do dispositivo. Os resultados parciais demonstram que a hipótese é válida e o protótipo se mostra funcional. Dessa forma, o dispositivo Smart Walk, a partir de seu bom desempenho, ainda parcial e baixo custo pode ser um recurso para as crianças com paralisia cerebral que, necessitam de auxílio para sua locomoção, ganhando assim, um tratamento eficaz e acessível.

Palavras-chave: **Paralisia cerebral; acessibilidade; sensor de acelerômetro; eletroestimulação.**

ABSTRACT

In reason of the large number of people with cerebral palsy, 17 million (Brazilian Association of Cerebral Palsy), this research seeks to reflect about the daily difficulties and bring a better life and independence. One of the biggest problems of people with cerebral palsy is the locomotion, because they have disorders in motor development, creating anomalies in the movement and posture, needing help from a responsible (ZANINI et al, 2009). The cerebral palsy is a condition and, by the Ministério da Saúde do Brasil (2013), the treatment to reduce the damages needs to be the earliest possible, that is, after the medical diagnosis. The treatment to right the walk has to put the cerebral palsy walk's in the same way of the human walk, that is, the movement done by the people who can walk without problems. It's important to say that the good and recommended gadgets are the functional electrical stimulators, but, they have a price very high and aren't accessible, with prices higher than twenty Thousand reais. So, the objective of this work is to develop a device that assists in the locomotion of children with cerebral palsy, giving more autonomy, long-term improvements and low cost. To do this, was developed a prototype that analyzes the exact moment of the human walk, by a sensor, and corrects the foot position, using the electrostimulation, giving a walk more next to the ideal. In this perspective, the sensor selected to analyze the foot position was the MPU6050, once it provides the values corresponding to the input pins of the Arduino microcontroller, that in turn, by a programming, reads the values and sets one in the output. In this output it is connected an electrostimulation circuit, whose was developed by the authors, responsible for generating electric pulses through self-adhesive electrodes positioned on the leg muscles responsible for lifting the foot. To apply the electric pulses in the child, it's necessary to adjust parameters like intensity, pulse width and frequency, that are personal for each one. If one of these is wrongly adjusted, the child can have physical damages in the body and in the muscle, because this, it's essential the monitoring of a physical therapist before the patient makes use of the device. The partial results show that the hypothesis is true and the prototype is functional. In this way, the device called SmartWalk, from its operation, partial yet, and its low cost can be a resource for

the children with cerebral palsy that need a help in her locomotion, winning in this way a effective and accessible treatment.

Key words: **Cerebral palsy; accessibility; electrostimulation.**

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
1.1 Tema	8
1.2 Justificativa	8
1.3 Problema	9
1.4 Hipótese	9
1.5 Objetivos	10
1.5.1 Geral	10
1.5.2 Específicos	10
2 REFERENCIAL TEÓRICO	11
2.1 Paralisia Cerebral	11
2.2 Estimulação Elétrica Funcional (FES)	15
2.2.1 Efeitos fisiológicos da estimulação elétrica	16
2.3 Marcha humana	18
2.3.1 Biomecânica da marcha normal	18
2.3.2 Fases da marcha	19
2.4 Músculos submetidos à FES para melhoria da marcha	20
2.4.1 Músculo Tibial Anterior	21
2.4.2 Músculo Tríceps Sural	22
2.5 Revisão da tecnologia utilizada	23
2.5.1 Acelerômetro e giroscópio MPU6050	23
2.5.2 Arduíno	24
2.5.2.1 Arduíno nano	25
2.5.2.2 Linguagem C++	25
2.5.3 Eletroestimulador Funcional Tens-Fes HTM	26
2.5.3.1 Circuito espelho de corrente	27

2.5.4 Eletrodos	27
3 metodologia	30
Figura 13: Fluxograma de atividades	30
3.1 Início e término da pesquisa	30
3.2 Local da Pesquisa	30
3.3 Cronograma	31
3.4 Ferramentas de pesquisa	32
3.4.1 Visita ao público alvo.....	32
3.4.3 Entrevistas e questionários	33
3.4.3.1 Questionário aplicado	34
3.5 Análise de produtos similares no mercado	39
3.5.1 L300 FootDrop System (Bioness).....	39
3.5.2 L300 Go (Bioness).....	40
3.5.3 Walkaide (AcceleratedCare Plus Corporation)	41
3.5.4 Valores dos produtos encontrados no mercado	41
3.6 Construção do Protótipo	42
3.6.1 Circuito para captação dos ângulos da perna	42
3.6.2 Circuito eletroestimulador	44
3.6.2.2 Desenvolvimento da placa de circuito impresso	45
3.7 Estimativa de custos.....	47
3.8 Descrições dos testes.....	48
3.8.1 Testes com o circuito para captação dos ângulos da perna.....	48
3.8.1 Testes com o circuito estimulador	51
3.9 Fluxograma de funcionamento	53
3.10 Modelagem 3D	54
4.11 Aplicação do produto.....	55
4.11.1 Etapa de aquisição de dados	55
4.11.2 Etapa de entrega ao usuário	56
4 RESULTADOS.....	57
4.1 Protótipo	57
4.2 Erros, problemas e soluções	58
5 CONCLUSÃO	63
REFERÊNCIAS.....	64

APÊNDICES	70
APÊNDICE A – Formulário google.....	71
APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO.....	77
APÊNDICE C – CAIXA DO DISPOSITIVO	78
ANEXOS	80
ANEXO A – LOGO DO PROJETO	81

1 INTRODUÇÃO

1.1 Tema

Dispositivo de estímulo muscular para auxílio na locomoção de crianças com paralisia cerebral (PC).

1.2 Justificativa

Segundo a Associação Brasileira de Paralisia Cerebral (ABPC) (2018) existem 17 milhões de pessoas no mundo com (PC). Essas pessoas com PC necessitam de auxílio em grande parte das atividades que realizam e por isso algum familiar ou responsável deve sempre estar à disposição. Aproximadamente 350 milhões de pessoas estão intimamente ligadas a uma criança ou adulto com PC, auxiliando na alimentação, atividades de vida diária, fisioterapias e sobretudo locomoções. É observado em indivíduos com essa condição uma alteração no padrão de marcha, distúrbios nos movimentos e alterações funcionais, sendo considerada a locomoção como principal dificuldade enfrentada por estes indivíduos e uma prioridade no tratamento fisioterápico.

Paralisia cerebral é definida como uma lesão, de caráter não progressivo, que acomete o sistema nervoso central, estando relacionada com alterações neuropsicomotoras, esse comprometimento influencia na caminhada, equilíbrio e no controle postural sendo uma causa comum de deficiência física e é observada nos primeiros anos da infância. No Brasil, os dados estimam cerca de 30.000 a 40.000 novos casos por ano (MANCINI, 2002).

A Paralisia Cerebral não é uma doença, e sim uma condição, portanto não há cura. Quanto mais cedo é iniciado o tratamento, maiores as chances de amenizar os danos dessa deficiência física, dada importância em promover a independência e permitir que esse indivíduo explore o meio ambiente e interaja com a sociedade desde bebê, impactando diretamente na participação social dessa população no decorrer da vida.

Os aparelhos mais utilizados para auxílio na marcha e prevenção de deformidades são as órteses e os eletroestimuladores. As órteses não fortalecem ou melhoram os músculos, são desconfortáveis e os pais/responsáveis relatam

difficuldade no seu uso. Tendo como função possibilitar a caminhada, que muitas vezes, mesmo com o uso da órtese necessita de uma pessoa auxiliando. Já os aparelhos de eletroestimulação possuem como vantagem atuação direta nos músculos, além de serem mais confortáveis quando comparadas as órteses. Entre as desvantagens estão a possibilidade de causar danos ao sistema nervoso devido aos pulsos elétricos), se utilizados de maneira incorreta preço muito elevado (acima de US\$4500,00) e no Brasil raramente são encontrados. (Bioness, 2019)

A paralisia cerebral é uma das causas mais comuns de incapacidade motora na infância sendo obstáculo para mobilidade e independência na vida adulta. Fatores como a dificuldade de locomoção e independência para realizar simples atividades do cotidiano tornam estudos sobre esta condição cada vez mais importantes. Avaliar os efeitos de um dispositivo que auxilie essa população pode trazer benefícios relevantes para as mudanças nos atuais equipamentos no mercado. Dessa forma, o surgimento de outros aparelhos com o mesmo objetivo tende a acabar com o monopólio dos poucos grandes fabricantes, levando a uma diminuição do preço do produto. O desenvolvimento de produtos mais acessíveis e de baixo custo contribuem para futuras pesquisas na melhoria da qualidade de vida de pessoas com paralisia cerebral.

1.3 Problema

Como seria possível suprir as necessidades de locomoção enfrentadas pelas crianças com paralisia cerebral?

1.4 Hipótese

Acredita-se que é possível desenvolver um aparelho eletroeletrônico que auxilie crianças com paralisia cerebral e traga notáveis melhorias em sua locomoção.

1.5 Objetivos

1.5.1 Geral

Elaborar um equipamento de eletroestimulação elétrica para melhoria no tratamento de crianças portadoras de paralisia cerebral que seja confortável, além suprir as necessidades de outros aparelhos existentes no mercado.

1.5.2Específicos

- Comparar a biomecânica da marcha humana com a biomecânica da marcha das crianças com paralisia cerebral.
- Desenvolver um dispositivo usando um aparelho de estimulação elétrica funcional (FES), e que através de sensores analise o posicionamento do pé da criança PC e, conforme a posição, gere estimulações para que o pé se aproxime do ângulo de 90°.
- Reduzir o risco de quedas e lesões de crianças PC, trazendo melhorias ao cotidiano.
- Elaborar um aparelho que, diferente das órteses, seja confortável e traga melhorias a longo prazo para a criança PC;

2 REFERENCIAL TEÓRICO

No seminário internacional sobre definição e classificação da PC, realizado em Washington, EUA, em julho de 2004, a paralisia cerebral foi definida como um comprometimento motor puro através de diversas lesões cerebrais causando a disfunção motora diretamente ou indiretamente prejudicando a visão, cognição, comunicação, comportamento, o movimento e a postura. O consenso da classificação para o conceito e suas diferentes síndromes é importante a fim de evitar equívocos sobre sua etiologia e a gravidade da deficiência. (HIMMELMANN et al, 2006)

As pessoas com paralisia cerebral, assim como qualquer outra condição de saúde, necessitam de uma rede de cuidados devidamente articulada, na perspectiva do compartilhamento do cuidado entre as equipes de Saúde e a família, e nas melhores estratégias para o desenvolvimento de um projeto terapêutico de qualidade envolvendo todos os aspectos de sua saúde, não centrado apenas nas condições atreladas à paralisia cerebral.

Como a paralisia cerebral se caracteriza por lesão persistente e não progressiva cujas deficiências e habilidades mudam com o tempo, em uma mesma pessoa, pode-se observar melhora devido à maturação de regiões do sistema nervoso que permaneceram intactas, além do fenômeno da neuroplasticidade associado à estimulação e ao trabalho terapêutico da fisioterapia. Quanto menor o tempo para iniciar a estimulação, maior será o aproveitamento da plasticidade cerebral e menor o atraso do desenvolvimento (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

2.1 Paralisia Cerebral

Paralisia Cerebral (PC) é uma causa comum de deficiência física nos primeiros anos da infância. Este é um termo que define um grupo não progressivo de desordens do desenvolvimento, movimento e da postura que são descritos como síndromes do desenvolvimento motor secundário a lesões ou anomalias decorrentes do cérebro na fase inicial do seu desenvolvimento, sendo este um sintoma complexo com vários tipos e graus de envolvimento motor. (ZANINI et al, 2009).

Estudos epidemiológicos do oeste da Austrália (Stanley, Watson), Suécia (Hagberg et al.), Reino Unido (MacGillivray, Campbell; Pharoah et al.) e dos Estados

Unidos (Murphy et al.) têm relatado taxas de PC em 2,0 e 2,5 por 1.000 nascidos vivos, isso verificado em países desenvolvidos (REDDIHOUGH, 2003). Em contrapartida, nos países subdesenvolvidos a incidência é maior, com um índice de 7 por 1.000 nascidos vivos. (MANCINI et al, 2002).

A origem das causas para o desenvolvimento da PC pode ocorrer durante o período pré-natal, perinatal ou pós-natal, mas evidências sugerem que 70% a 80% sejam de origem pré-natal. As causas podem ser congênitas, genéticas, inflamatórias, infecciosas, anóxicas, traumáticas e metabólicas. O baixo peso ao nascimento e a prematuridade aumenta significativamente a possibilidade de uma criança desenvolver PC. Em estudos realizados anteriormente, evidenciou-se que grande parte dos casos desenvolvem-se por fatores pré-natais (ZANINI et al, 2009).

Classificação da paralisia cerebral

2.1.1 Classificação dos tipos de paralisia cerebral

A paralisia cerebral possui várias classificações, que se distinguem de acordo com a informação que disponibilizam, incluindo tipo de tônus, distribuição do acometimento no corpo, e nível de independência (Rosenbaum et al, 2007; Gauzzi et al, 2004). Entre as alterações tônicas, a mais comum é a espasticidade, sendo que 75% das crianças com PC apresentam tônus elevado (Castro et al, 2006; Kim et al, 2006), exacerbação dos reflexos tendíneos e da resistência à movimentação passiva rápida (Aguiar et al 2002; Vaz et al, 2006). As crianças espásticas, de acordo com a classificação topográfica, podem ser: quadriplégicas, diplégicas, e hemiplégicas (Chagas et al, 2008; Schwartzman, 2004).

Há preferência em classificar as crianças com PC de acordo com sua independência funcional nas funções motoras grossas e finas. Existem dois sistemas de classificação funcionais relativos a isso: O Gross Motor Function Classification System (GMFCS), desenvolvido para categorizar a mobilidade de crianças PC; e o Manual Abilities Classification System (MACS), desenvolvido para categorizar a função manual de crianças PC. A classificação pelo GMFCS é feita de acordo com a idade da criança, e os estudos sustentam a idéia de que a classificação de uma criança por este sistema possui um bom grau de estabilidade ao longo dos anos, ou seja, uma criança, geralmente, permanece no mesmo nível de classificação (Beckung et al, 2000; Chagas et al, 2008; Wood et al, 2000).

Existem também testes padronizados e validados, comumente utilizados para avaliar a função motora grossa e o desempenho funcional de crianças com PC, como o Gross Motor Function Measure - versão 66 (GMFM-66) e o Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) (Cury et al, 2006, Bjornson et al, 2000; Wei et al, 2006). Apesar dos testes GMFM e PEDI serem bastante difundidos na literatura nacional e internacional, a classificação de crianças brasileiras com o GMFCS e o MACS ainda apresenta-se incipiente. Sabe-se que informações disponibilizadas por sistemas de classificação servem a propósitos distintos comparados com informações advindas de testes. Toda, tanto os sistemas de classificação (GMFCS e MACS) quanto os testes funcionais (GMFM-66 e PEDI), abordam o constructo de funcionalidade. Assim, é necessário identificar e comparar as informações disponibilizadas pelos sistemas de classificação e pelos testes funcionais, objetivando subsidiar a utilização adequada desta instrumentação na prática clínica (Chagas et al, 2008).

O GMFCS e o MACS caracterizam-se como uma escala ordinal de cinco níveis que retratam, em ordem decrescente, o nível de independência e funcionalidade das crianças com PC. Para uma criança com seis anos de idade, a classificação pelo GMFCS no nível I indica que ela consegue locomover-se sem restrições; no nível II esta criança apresenta limitação na marcha em ambiente externo; e o nível III é atribuído àquelas que necessitam de apoio para locomoção. Já no nível IV há necessidade de equipamentos de tecnologia assistiva para mobilidade e no nível V a criança apresenta restrição grave de movimentação, mesmo com tecnologias mais avançadas (Palisano et al, 1997). No MACS, independente da idade, as crianças que são capazes de manipular objetos facilmente são classificadas em nível I e aquelas que manipulam objetos com menor qualidade pertencem ao II. Já as crianças do nível III, manipulam objetos com dificuldade necessitando de ajuda ou adaptação da atividade e, no IV, estão aquelas que executam atividades manuais com êxito limitado, necessitando de supervisão contínua. Finalmente no nível V, enquadram-se as crianças severamente comprometidas nas habilidades manuais, necessitando de assistência total (Eliasson et al, 2006; Morris et al, 2006; Chagas et al, 2008).

O GMFM-66 documenta quantitativamente o desempenho motor grosso de crianças com PC, por meio da observação da capacidade funcional das mesmas. Este protocolo consiste de 66 itens agrupados em cinco dimensões ou sub-escalas: A)

deitado e rolando; B) sentado; C) engatinhando e ajoelhado; D) em pé; e E) andando, correndo e pulando. Os itens de cada dimensão são pontuados em uma escala de quatro pontos, que varia de zero a três (Russell et al, 2002). Esta versão resumida do teste GMFM-88, somente permite o cálculo da estimativa do escore total por meio do software Gross Motor AbilityEstimator (GMAE) que acompanha o manual (Russell et al, 2002). Estudos como os de Cury et al (2006), Wang et al (2006) e Wei et al (2006) têm demonstrado que o GMFM é válido e confiável para ser aplicado em crianças PC (Chagas et al, 2008).

O PEDI é um instrumento padronizado que consiste de uma entrevista estruturada realizada com o cuidador, capaz de documentar o desempenho funcional de crianças nas atividades de vida diária (Mancini, 2005). O teste é composto por: autocuidado, mobilidade e função social. A escala de autocuidado abrange alimentação, higiene pessoal, uso do toalete, vestuário e controle esfincteriano. Os itens funcionais de mobilidade informam sobre transferências, locomoção em ambiente externo e interno, e uso de escadas. A dimensão função social reflete as questões relativas à comunicação, resolução de problemas, interação com colegas, entre outros. Todas essas dimensões estão estruturadas em três partes, sendo que a primeira refere-se ao desempenho funcional em atividades do dia-a-dia. A segunda parte diz respeito ao nível de assistência que o cuidador oferece à criança na execução das tarefas diárias. A terceira parte avalia a frequência de adaptações utilizadas pela criança (Mancini, 2005). Estudos como os de Castro et al (2006), Mancini et al (2004) e Alegretti et al (2004) têm demonstrado que o teste PEDI é válido e confiável para ser aplicado em crianças com PC no Brasil (Chagas et al, 2008).

Figura 1: Escala GMFM para paralisia cerebral

	NÍVEL I - Marcha independente sem limitações; - Pula e corre; - Velocidade, equilíbrio e coordenação podem ser prejudicados. 
	NÍVEL II - Anda com limitações, mesmo em superfícies planas; - Engatinha; - Tem dificuldade para pular e correr.
	NÍVEL III - Anda com auxílio de muletas ou andadores; - Sobe escadas com segurando em corrimão; - Depende da função de membros superiores para tocar a cadeira de rodas em longas distâncias.
	NÍVEL IV - Senta-se em cadeira adaptada; - Faz transferências com ajuda de um adulto; - Anda com andador em curtas distâncias; - Pode adquirir autonomia em cadeira de rodas.
	NÍVEL V - Necessita de adaptações para sentar-se; - É totalmente dependente nas atividades de vida diárias e na locomoção; - Pode tocar cadeira de rodas motorizada com adaptações.

Fonte: GRHAU, 2016.

2.2 Estimulação Elétrica Funcional (FES)

A estimulação elétrica funcional para o controle neuromuscular desenvolve a plasticidade neuronal com o uso frequente da eletroestimulação e induz o movimento artificial do membro. Além dos resultados durante o uso relacionados ao movimento gerado, a eletroestimulação proporciona em longo prazo melhorias na plasticidade das vias neuronais, no fortalecimento do tecido muscular e nas funções cardiorrespiratórias (KRUEGERBECK et al. 2010).

Os parâmetros elétricos controlados na FES são a duração dos pulsos (μ s), a amplitude (V), a intensidade (A) e a frequência dos pulsos (Hz). Quando a modulação da FES ocorre variando-se a amplitude, considera-se a estimulação como modulada por amplitude de pulso, ao passo que quando controlada pela duração do pulso, a estimulação é classificada como modulada por largura de pulsos. A duração do pulso

é denominada período ativo e ao intervalo entre pulsos denomina-se período inativo (KRUEGERBECK et al. 2010).

A FES pode ser aplicada por meio de eletrodos transcutâneos (ou de superfície), percutâneos (posicionados abaixo da pele por meio de punção, os cabos estendem-se para o meio exterior e são conectados aos módulos externos) ou implantados (procedimento cirúrgico). Os eletrodos de superfície são colocados sobre a pele e são autoadesivos (KRUEGERBECK et al. 2010).

O controle motor por meio de FES pode ser realizado de duas formas, as quais estão relacionadas ao conceito de controle em malha fechada e malha aberta. Entende-se por malha aberta um sistema de controle que não possui realimentação automatizada. Esse sistema consiste em aplicar um sinal (estímulo elétrico) na entrada de uma planta (músculo ou nervo motor), esperando-se que a variável controlada na saída consiga atingir um determinado valor ou apresente o comportamento desejado (movimento planejado). Nos sistemas em malha aberta e fechada existe um módulo chamado controlador, cujo sinal de entrada depende da saída na configuração em malha fechada. Em malha aberta, a entrada não depende da saída. Já em malha fechada, as informações monitoradas na saída (por meio de sistemas de medição) realimentam a entrada do controlador. A partir de tais informações, o sistema de controle define o nível de ajuste a ser aplicado ao estímulo, corrigindo eventuais erros e buscando atingir o objetivo desejado (KRUEGERBECK et al. 2010).

2.2.1 Efeitos fisiológicos da estimulação elétrica

Ao trabalhar com estimulação elétrica se faz necessário conhecer os efeitos da corrente elétrica no corpo humano. A estimulação elétrica nos nervos e músculos depende da taxa de variação de carga dos pulsos elétricos nos tecidos sob três aspectos (LOW & REED, 1995):

1. Se não existe variação (ou a variação seja insignificante) e a corrente elétrica é unidirecional, existirá um fluxo permanente de íons nos tecidos (e entre eles) causando mudanças químicas na interface eletrodo-tecido.

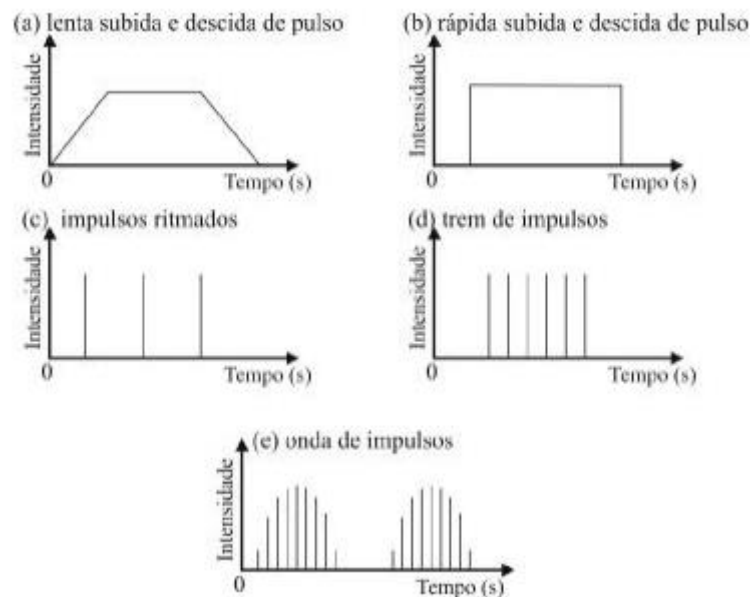
2. Se a taxa de variação é relativamente rápida, e o pulso elétrico possui longa duração (largura de pulso elevada), os nervos e músculos serão estimulados por meio do balanço iônico através das células excitadas.

Se a corrente é unidirecional, também ocorrerão mudanças químicas conforme descrito acima, mas se a corrente é alternada, estas mudanças não devem ocorrer porque cada inversão na direção do pulso anula a carga fornecida anteriormente.

3. Se a taxa de variação é muito rápida (frequência alta), a duração do pulso será insuficiente para excitar as células. Assim, para que a estimulação ocorra, será preciso aumentar a amplitude da corrente, que poderá causar um aquecimento significativo nos tecidos, e consequentemente queimaduras.

As mudanças fisiológicas dependerão da intensidade da corrente. Quanto maior a intensidade maiores são os efeitos. A intensidade irá, também, determinar se um simples pulso elétrico terá energia suficiente para provocar um potencial de ação gerando um impulso nervoso. Dessa forma, a taxa de subida e descida e a duração do pulso devem ser suficientemente rápidas para provocar a estimulação de um nervo com uma baixa intensidade de corrente, caso contrário, isto acontecerá com o aumento da intensidade do pulso. A força das contrações musculares ou o efeito sensorial irão depender da quantidade de fibras nervosas estimuladas, e estas dependerão da intensidade de corrente. Maiores intensidades de corrente irão se propagar mais facilmente nos tecidos, e portanto, mais nervos serão ativados.

Figura 2: Gráficos com a relação tempo x intensidade de corrente e ainda a taxa de variação de corrente para diferentes pulsos.



Fonte: LOW & REED, 1995.

2.3 Marcha humana

A marcha humana é caracterizada por uma sequência de múltiplos eventos rápidos e complexos, o que dificulta a observação clínica, a identificação de alterações dos fenômenos e a quantificação do seu grau de afastamento da normalidade. A Análise da Marcha (AM) é a mensuração, a descrição e a avaliação sistemática de dados que caracterizam a locomoção humana. A AM pode ser clínica (visando ao estudo de um determinado paciente) ou científica (visando ao estudo das repercussões de uma patologia sobre a marcha). (FERNANDES, 2012)

No ato de caminhar ou correr há um padrão básico caracterizado pelo deslocamento rítmico das partes do corpo que mantém o indivíduo em constante progresso para diante, é a chamada marcha humana.

2.3.1 Biomecânica da marcha normal

Conceitos em Cinemática

- **Cadência:** É o número de passos dados em uma unidade de tempo, normalmente expresso como passos por minuto.

- Passo: É o espaço compreendido entre o contato inicial de um pé e o contato inicial do pé contralateral no solo. Pode ser expresso em tempo ou em comprimento.
- Passada: É o espaço compreendido entre o contato inicial de um pé no solo e o novo contato inicial do mesmo pé. Assim uma passada corresponde a 2 passos. Também pode ser expresso em tempo ou comprimento.
- Ciclo de marcha: É o conjunto de fenômenos compreendidos dentro de uma passada e corresponde à seqüência de funções de um membro, as quais se repetem igualmente após cada novo contato inicial. (FERNANDES, 2012)

2.3.2 Fases da marcha

Fase de apoio ou sustentação: permite progressão enquanto mantém estabilidade de sustentação do peso do corpo. É subdividida.

Figura 3: Ciclo da marcha fase de apoio (FERNANDES, 2012)



Fonte: (FERNANDES, 2012)

Fase de balanço ou oscilação: tem por características o levantamento do pé do solo, o avanço do membro no espaço oscilação e a preparação para o próximo apoio. É subdividida.

Figura 4: Ciclo da marcha fase de balanço (FERNANDES, 2012)



Fonte: (FERNANDES, 2012)

2.4 Músculos submetidos à FES para melhoria da marcha

A espasticidade é consequência de distúrbios dos reflexos espinhais proprioceptivos, manifesta-se clinicamente por movimento abrupto de hiperreflexia do tendão ao movimento passivo e co-contracção muscular agonista-antagonista. Essa alteração leva a fraqueza e atrofia muscular, alterações dos tecidos conectivos e diminuição da qualidade da função motora, produzindo incapacidades consideráveis das atividades de vida diária (Guimarães et al, 2007).

A marcha hemiparética apresenta extensão do membro inferior e pé equinovaro no dimídio acometido, por consequência não há o toque do calcâneo no início do apoio bipodal, pela incapacidade do músculo tibial anterior em produzir tensão e força necessárias para realizar o movimento de dorsiflexão. Por conta da fraqueza do músculo tríceps sural, a fase de impulsão também fica comprometida, já que o músculo em questão mais importante na execução da flexão plantar. Este fator é limitante para a transferência de sentado para de pé, a permanência em posição ortostática e marcha (Guimarães et al, 2007).

Estudos como os de Rotta (2002) e Guimarães et al (2007) relacionados aos músculos paréticos (ou seja, afetados pela paralisia) sugerem que a fraqueza muscular é mais incapacitante que a espasticidade, esta ocorre em consequência do

desuso, da perda dos efeitos tróficos centrais, da atrofia neurogênica, da perda das unidades motoras e da alteração na ordem do recrutamento. Nessa perspectiva, o fortalecimento é necessário para melhorar a eficiência, a capacidade da geração de força e a habilidade motora. O aumento da força por meio de programa de fortalecimento nos membros inferiores paréticos está associado com a melhora da velocidade e cadência da marcha, execução de tarefas funcionais como caminhar, sentar, levantar, subir e descer escadas, além do aumento do equilíbrio durante a fase de apoio, por outro lado não há aumento da espasticidade.

Largamente utilizada em tratamentos de fisioterapia, a estimulação elétrica funcional (FES) é uma técnica de fortalecimento muscular que promove contração dos músculos privados de controle nervoso, com objetivos principais de aumentar a força muscular, reduzir a espasticidade, melhorar a amplitude de movimento (ADM), ativar os reflexos necessários à reorganização da atividade motora e possibilitar uma redução da assimetria cortical, pois o processamento sensório-motor durante a FES envolve processos relacionados à movimentação voluntária (Arantes et al, 2007; Ecard et al, 2007).

Guimarães et al (2007) encontraram em seu estudo melhora significativa da força muscular após a eletroestimulação. Técnicas e exercícios de fortalecimento muscular atuam aumentando o recrutamento de unidades motoras, melhorando a capacidade de geração de força, reduzindo a hiperativação reflexa e preservando a extensibilidade funcional dos músculos. (Junqueira, 2004)

2.4.1 Músculo Tibial Anterior

Segundo Kenhub (2020), o tibial anterior é um músculo que se localiza na parte anterior da perna. Encontrado superficialmente na perna, este músculo é facilmente palpável lateral à borda anterior da tíbia. Junto com o fibular (peroneal) terceiro, o extensor longo dos dedos e o extensor longo do hálux, ele forma o compartimento anterior (ou extensor) da perna. É o principal dorsiflexor do pé na articulação talocrural, mas ele também faz a inversão do pé na articulação subtalar. Essas ações têm um importante papel no ciclo da marcha.

Figura 5: Tibial anterior



Fonte: CARMO (2020)

2.4.2 Músculo Tríceps Sural

Segundo Kenhub (2020), o tríceps (trícipite) sural é um músculo de três cabeças localizado na região dorsal da perna. Suas cabeças e corpo determinam a superfície anatômica da panturrilha. O tendão de Aquiles, sua inserção, é facilmente visível e palpável no calcanhar. Esse músculo cruza múltiplas articulações. A função mais importante realizada é a flexão plantar na articulação superior do tornozelo, permitindo a elevação do calcanhar contra a gravidade quando andamos ou saltamos. O máximo poder de salto é atingido pelo alongamento adequado do músculo, ou seja, estiramento da articulação do joelho. A flexão plantar fixa a perna durante a posição ortostática, e assim previne que o corpo caia anteriormente. Além disso o músculo é o mais forte supinador da articulação inferior do tornozelo e contribui em pequena extensão para a dobra do joelho.

Figura 6: Tríceps Sural



Fonte: LOURENÇO (2020)

2.5 Revisão da tecnologia utilizada

A seguir são apresentados os conceitos e tecnologias utilizadas para o desenvolvimento e montagem do protótipo deste projeto.

2.5.1 Acelerômetro e giroscópio MPU6050

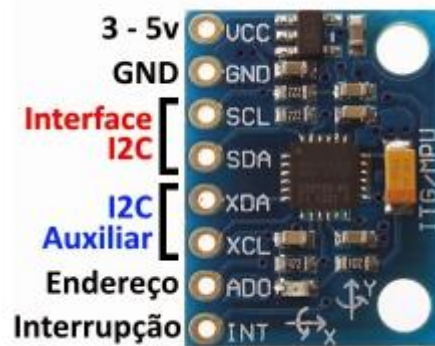
Segundo o site oficial do arduíno, o sensor InvenSense MPU-6050 contém um acelerômetro MEMS e um giroscópio MEMS em um único chip, além de um sensor de temperatura para leituras entre -40 e +85 °C. Controlado pelo CI MPU-6050, possui 6 eixos (6 DOF – Degrees of Freedom, ou 6 Graus de Liberdade), fornecendo 6 valores de saída, sendo 3 do acelerômetro e 3 do giroscópio. O CI conta com um recurso chamado DMP (*Digital Motion Processor*), um acelerador de hardware que cuida da parte dos complexos cálculos do sensor. A leitura é feita em valores brutos, sendo

a faixa do giroscópio de ± 250 , 500, 1000, 2000°/s e a faixa do acelerômetro de ± 2 , ± 4 , ± 8 , $\pm 16g$.

É um sensor preciso, de baixo custo e econômico no consumo de energia, ideal para projetos com robôs ou dispositivos portáteis (smartphones, tablets). Possui alta precisão devido ao conversor analógico digital de 16-bits para cada canal. Portanto, ele captura os canais x, y e z ao mesmo tempo.

O MPU6050 possui 8 pinos: 2 para o GND e o VCC e 6 para comunicação. A comunicação com o controlador (arduíno, por exemplo) é feita via interface I2C, utilizando apenas os pinos analógicos A4 (SDA) e A5 (SCL) e a alimentação, cuja tensão de operação pode variar entre 3 e 5V. Os pinos XDA e XCL podem ser utilizados para ligação de outros dispositivos I2C ao módulo. O pino AD0 permite selecionar o endereço I2C em nível baixo (endereço é 0x68) e em nível alto (endereço é 0x69).

Figura 7: Módulo GY-521 MPU6050



Fonte: Arduíno e Cia (2020)

2.5.2 Arduíno

O arduíno surgiu na Itália em 2005 e, segundo o site oficial, é uma plataforma de prototipagem eletrônica open source(código aberto) baseada em hardware e software fáceis de usar. Tem o objetivo de possibilitar que pessoas não especialistas em programação possam desenvolver projetos e aplicações.

A placa do Arduíno (hardware) detecta o ambiente recebendo entradas de muitos sensores e afeta seus arredores controlando luzes, motores e outros

atuadores. Através da programação (software) é possível escrever um código na linguagem de programação do Arduino.

O hardware é composto por um microcontrolador Atmel, entradas/saídas e pode ser facilmente conectada à um computador via USB e programada via IDE (*IntegratedDevelopmentEnvironment*, ou *Ambiente de Desenvolvimento Integrado*) utilizando uma linguagem baseada em C/C++.

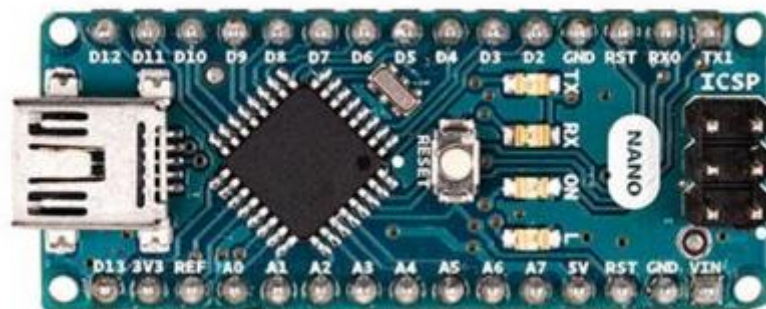
Existem diferentes modelos e tamanhos de placas do arduino como o Uno, Nano, Mega, entre outros.

2.5.2.1 Arduino nano

A plataforma escolhida para ser usada neste projeto foi o Ardúino Nano, por conta do tamanho e quantidade de entradas e saídas serem compatíveis com a ideia do projeto, além da linguagem de programação ser acessível e de fácil compreensão.

Possui o microcontrolador ATmega328 e a tensão operacional é de 5V, sendo que a tensão de entrada pode variar de 7V a 12V. Dentre os 22 pinos de entrada e saída digitais, 6 são PWM e conta com 8 pinos analógicos IN.

Figura 8: Arduino nano



Fonte: Arduino (2020)

2.5.2.2 Linguagem C++

A linguagem de programação C++ deriva da linguagem C e é uma forma de comunicação com os computadores. Um programa C++ consiste de uma ou mais partes chamadas funções. Além disso, um programa em C++ deve definir pelo menos uma função chamada main. Esta função marca o ponto de início de execução do

programa. Cada instrução nessa linguagem é chamada de sentença, podendo ser simples ou composta.

Uma variável é uma informação que você pode usar dentro de um programa C++. Esta informação está associada com um lugar específico da memória. O nome e endereço da variável não mudam, apenas o seu valor. Diferente da variável, também existem valores que não mudam, os chamados constantes. Não são associados a lugares na memória.

O algoritmo é a sequência de instruções que serão realizadas, já o programa se trata do código em si. (UFPR, 2018)

2.5.3 Eletroestimulador Funcional Tens-Fes HTM

O Tens-Fes HTM é um aparelho de eletroestimulação totalmente portátil com tecnologia digital microcontrolada. Os parâmetros podem ser visualizados no display lcd. A alimentação pode ser através de bateria 9V ou fonte de alimentação (110v ou 220v). Possui 02 canais de saídas independentes, 09 modos de operação e controles variáveis de todos os parâmetros de estimulação.

Se trata de um dispositivo versátil, pois possibilita a aplicação de correntes TENS e FES em um mesmo equipamento. Permite controlar os pulsos de subida, descida, sustentação e repouso dos pulos, em segundos.

A frequência de repetição (RATE) pode variar de 10 a 200Hz ($\pm 10\%$) e a largura de pulso (WIDTH) pode variar de 50 a 400 μ seg ($\pm 10\%$). A intensidade máxima é de 100mA com carga de 100 ohms ($\pm 20\%$).

Figura 9: Tens-Fes HTM portátil



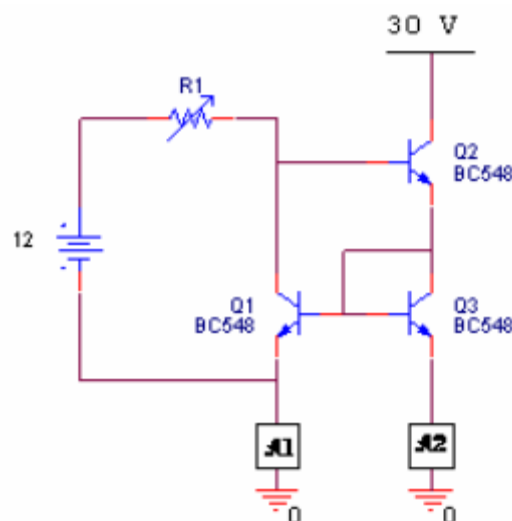
Fonte: Fisiocorpo Brasil (2020)

2.5.3.1 Circuito espelho de corrente

O circuito espelho de corrente é necessário para controlar o nível da corrente independentemente da tensão aplicada no outro lado do espelho. Existem diversas formas deste circuito, são elas: com transistores de junção bipolar, com compensação da corrente na base; espelho de corrente Wilson; espelho de corrente Wildar; entre outros.

Devido ao fato do eletroestimulador trabalhar com nível elevado de tensão, faz-se necessário o uso do espelho de corrente, tanto para controlar a corrente durante o funcionamento, quanto para quesitos de segurança, para não exceder os níveis de corrente durante um possível erro.

Figura 10: Espelho de Corrente Wilson NPN



Fonte: Souza (2008)

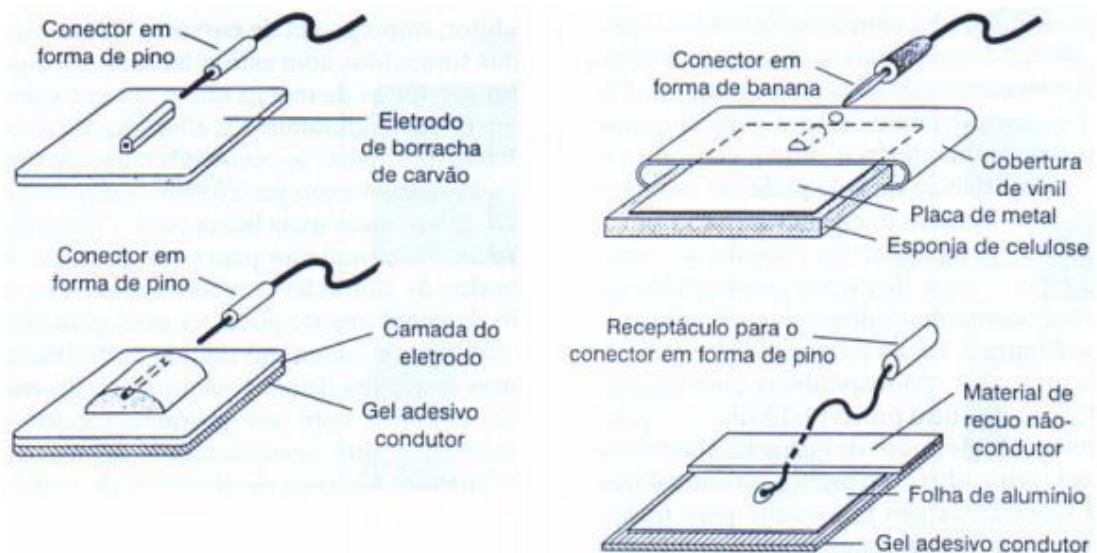
2.5.4 Eletrodos

Os eletrodos são compostos de materiais condutores e se caracterizam como uma interface entre o estimulador elétrico e o tecido biológico de nosso corpo. Podem ser eletrodos de superfície, sendo utilizados apenas na superfície da pele ou eletrodos invasivos, que, por sua vez, são aplicados no organismo do paciente. (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Fatores como material, tamanho, forma e posicionamento dos eletrodos devem ser levados em conta com a mesma importância para obter bons resultados médicos.

Os eletrodos de superfície podem ser fabricados com silício, polímero ou outro material condutor, como aço inoxidável ou alumínio. (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Figura 11: Exemplos de eletrodos de superfície



Fonte: ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001

Ao fazer uso dos eletrodos de superfície é necessária a aplicação de materiais que fixem este com a pele da melhor maneira, afim de evitar grandes variações na impedância entre os meios e gel condutor, solução eletrolítica ou esponja embebida com água podem ser utilizados para este fim. Em tratamento de FES, esta característica é agravada pela inevitável movimentação do músculo, onde o eletrodo está posicionado. (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

Os eletrodos descartáveis devem ser utilizados apenas em um único paciente e por períodos curtos e os eletrodos de longo prazo devem receber uma manutenção adequada, atentando-se para a limpeza após o uso e o correto armazenamento para evitar dobras na superfície condutora e no próprio cabo do eletrodo, verificando sempre o estado de conservação. (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001)

A intensidade da estimulação elétrica é mensurada pela densidade de corrente entregue ao paciente através do eletrodo e esta é calculada como razão da amplitude da corrente de estimulação pela área do eletrodo de superfície. Dessa forma, a área deve ser levada em consideração na escolha do eletrodo correto para determinada

aplicação, sendo incluídos nesta análise o tamanho e forma. Um eletrodo mal escolhido pode estimular tecidos musculares indesejáveis no tratamento, prejudicando o paciente.

Outro fator que necessita de uma análise cuidadosa é a localização do eletrodo. O registro adequado desta localização normalmente é feito medindo-se as distâncias da linha média do eletrodo para pontos específicos na estrutura muscular.

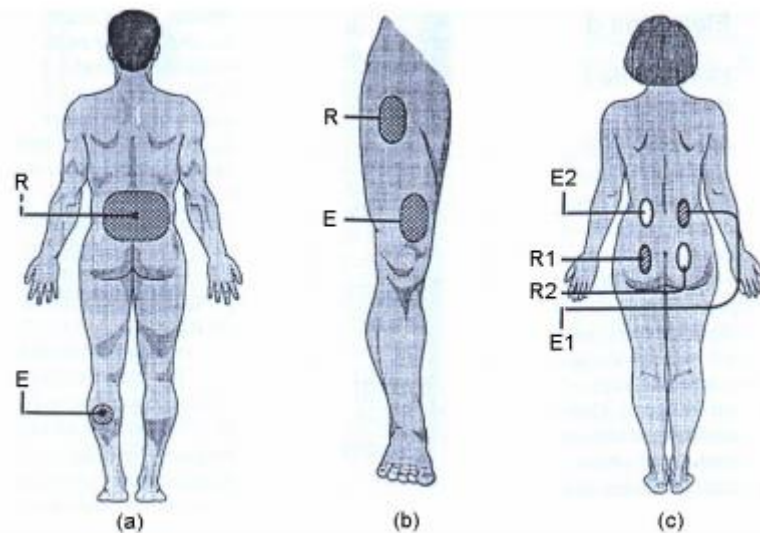
Existem três termos designam a orientação dos eletrodos (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2001):

Monopolar: Apenas o eletrodo de estimulação (E) é posicionado no músculo alvo da estimulação e o de referência (R), normalmente de maior área, é posicionado longe da musculatura alvo;

Bipolar: Os dois eletrodos são posicionados no músculo alvo; e

Quadripolar: Quatro eletrodos de dois canais de saída são alocados no músculo alvo principal, sendo que as correntes dos diferentes canais podem se interferir ou não.

Figura 12: Orientação dos eletrodos: monopolar (a), bipolar (b) e quadripolar (c).

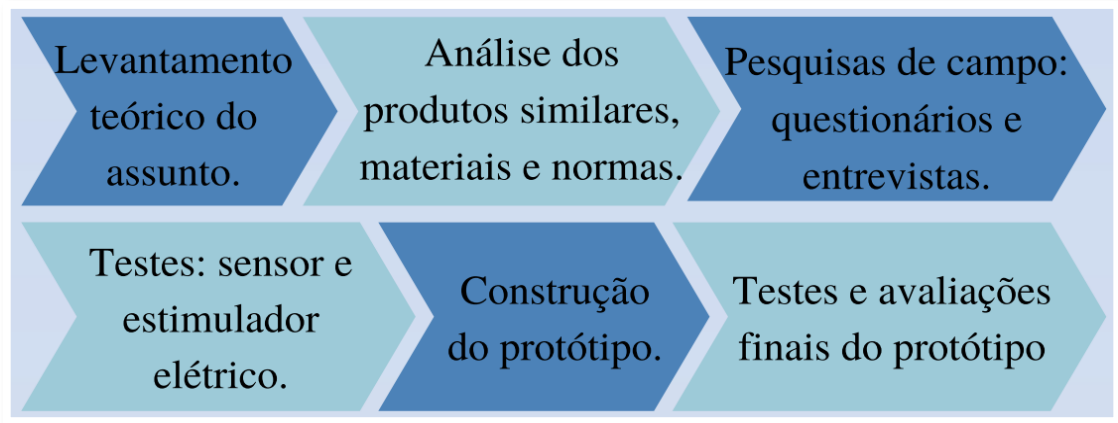


Fonte: VELLOSO, 2007.

3 METODOLOGIA

A presente pesquisa tecnológica está organizada conforme o desenvolvimento de pesquisa experimental, aplicada à metodologia de pesquisa científica. Dessa forma, foram utilizadas duas ferramentas de pesquisa: questionário aplicado a partir de conversas informais e entrevista semiestruturada. Os dados coletados com tais ferramentas foram analisados de forma qualitativa e quantitativa, para construção de análises e discussão da conclusão e comprovação da hipótese desta pesquisa, como também, para melhorias do produto e do projeto.

Figura 13: Fluxograma de atividades



Fonte: Os autores (2021)

3.1 Início e término da pesquisa

A pesquisa teve início em agosto de 2020 e possui término previsto para agosto de 2021.

3.2 Local da Pesquisa

A pesquisa foi realizada, em sua maior parte, nas dependências da Fundação Escola Técnica Liberato Salzano Vieira da Cunha, situada na Rua Inconfidentes, nº. 395, no bairro Primavera, Novo Hamburgo – RS. Já, os testes e os debates formais e informais, aconteceram de maneira online e com os integrantes em suas respectivas casas, devido ao isolamento social.

3.3 Cronograma

Este projeto teve desenvolvimento desde agosto de 2020 e possui término previsto para dezembro de 2021 (dois mil e vinte e um), seguindo o cronograma abaixo:

Tabela 1: Cronograma das atividades realizadas

Atividade	Agost o	Setembr o	Outubr o	Novembr o	Dezembr o	Janeir o	Fevere iro	Març o	Abr il	Mai o	Junh o	Julh o	Agost o
Escolha do tema	X												
Escolha do orientador	X												
Revisão bibliográfica	X	X	X	X	X								
Plano de pesquisa	X	X	X										
Pesquisa de campo	X	X	X	X	X								
Identificação dos materiais				X	X	X							
Início realização do protótipo							X	X	X	X			
Testes com o sensor comparando marcha normal e PC					X	X	X						
Ajustes de parâmetros no eletroestimulador									X	X	X		
Montagem circuito								X	X	X			
Programação software escolhido									X	X	X		
Melhorias estéticas											X	X	
Início dos testes do protótipo								X	X	X			
Elaboração de formulários			X	X									
Conversas com paciente e fisioterapeuta										X	X		
Análise de viabilidade											X	X	
Aplicação de questionários para sugestões											X	X	
Análise dos custos finais											X	X	
Relatório												X	X

Fonte: Os autores (2020)

3.4 Ferramentas de pesquisa

3.4.1 Visita ao público alvo

No ano de 2020 foi realizada uma visita a uma clínica, na cidade de São Leopoldo/RS. Tendo em vista o grande número de pessoas com paralisia cerebral, o objetivo foi entender quais eram as principais dificuldades enfrentadas no dia a dia. Assistimos a sessão de tratamento de uma adolescente de 18 anos, acompanhados da mãe responsável e de uma fisioterapeuta.

Durante o tratamento, ambas nos informaram de diversas dificuldades enfrentadas. Nesse caso em específico, a adolescente possui pouca mobilidade para locomoção e, por isso, além de utilizar órteses em ambas as pernas, necessita do auxílio de algum responsável. Para subir escadas ou degraus é um trabalho que exige bastante do responsável em questão.

A responsável nos relatou que a órtese é muito desconfortável, pois é pesada e causa dores em determinados momentos. Outro ponto citado é que roupas como calçados, calças e meias precisam ser adaptados para a utilização da órtese. Uma terceira questão levantada foi a dificuldade no manuseio com este aparelho, pois precisa ser retirado em diversos momentos do dia. Tanto o ato de retirar quanto colocar se torna difícil para o responsável, que muitas vezes não conhecimento da forma correta de fazê-lo.

Nessa perspectiva, essa visita possibilitou um entendimento dos problemas do público alvo. Foi comprovado que a locomoção é um grande obstáculo para a pessoa PC e para o responsável, e também que melhores opções podem ser pensadas dependendo do caso PC em questão ao invés do uso de órteses.

Figura 14: Adolescente com paralisia cerebral caminhando sem equipamentos de auxílio



Fonte: Os autores (2020)

3.4.2 Visita à clínica para conhecer equipamento similar

Foi realizada uma visita na clínica Habilitás na cidade de Novo Hamburgo/RS afim de entender um pouco a eletroestimulação e como ela afeta o corpo humano, além de conhecer os equipamentos utilizados.

Durante a visita, tivemos o acompanhamento de um fisioterapeuta formado que atua há anos na área. Ele explicou que a eletroestimulação necessita de muito cuidado ao aplicar em algum usuário, para isso os parâmetros como largura de pulso e intensidade da corrente devem ser ajustados de maneira empírica pelo fisioterapeuta que está acompanhando o paciente.

Realizamos alguns testes com o equipamento WalkAide, similar ao dispositivo desenvolvido. Primeiro, o fisioterapeuta analisou o quanto de intensidade o músculo necessitava para estimular, então a caminhada foi analisada. Depois esses dados foram enviados para um software instalado no computador e, então, enviados para o dispositivo WalkAide.

Figura 15: Teste com WalkAide



Fonte: Os autores (2021)

3.4.3 Entrevistas e questionários

As entrevistas desenvolvidas têm como objetivo conhecer as dificuldades das crianças com paralisia cerebral e entender se existem medidas que buscam amenizar essas dificuldades, além de analisar se o protótipo tem potencial de ser útil e trazer melhorias. Os questionários foram realizados de forma online, através de uma conversa inicial e depois aplicação dos formulários, que se encontra no apêndice A.

O questionário do apêndice B, por sua vez, apresenta perguntas subjetivas, de forma que as respostas servirão para avaliação do protótipo. Será aplicado para as crianças que realizarem os testes. Com o acompanhamento da fisioterapeuta, os pacientes testarão o produto, assim como, analisarão sua eficácia, utilidade, além sugerirem melhorias.

3.4.3.1 Questionário aplicado

O questionário, que se encontra no Apêndice A, foi aplicado, de forma objetiva, para os responsáveis das crianças que se propuseram a fazer o teste deste projeto. Foi aplicado de forma online, através de formulário, para maior comodidade. As respostas foram registradas automaticamente para análise de dados.

Foram dois responsáveis que responderam ao questionário, cujas crianças possuem 6 e 8 anos, respectivamente.

Com relação à pergunta número um, “Qual é a principal dificuldade enfrentada no dia a dia?”, um dos participantes respondeu que é subir e descer as escadas com a criança no colo e o outro que é a marcha da criança.

Figura 15: Pergunta um

Qual é a principal dificuldade enfrentada no dia a dia?

2 respostas

Subir e descer escadas com a criança no colo

A marcha

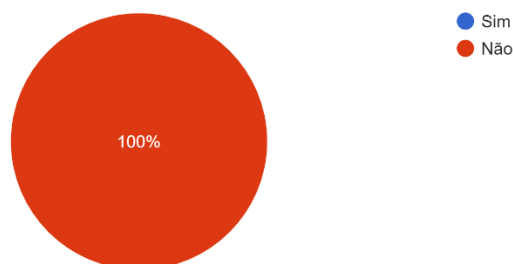
Fonte: Os autores (2021)

No que diz respeito à pergunta número dois, “A criança consegue se locomover sem o auxílio de um responsável?”. Ambos os participantes responderam que não.

Figura 16: Pergunta dois

A criança consegue se locomover sem o auxílio de um responsável?

2 respostas



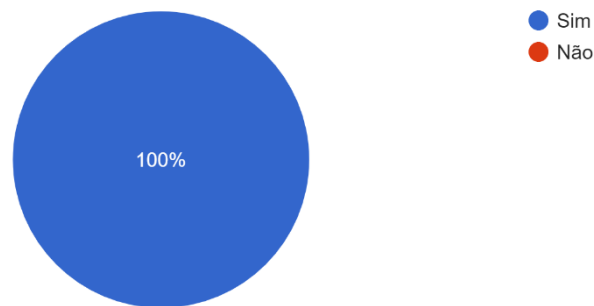
Fonte: Os autores (2021)

Na terceira pergunta, “A criança faz uso de algum tipo de equipamento que ajude na locomoção? Se sim, quais?” ambos os participantes responderam que sim, é necessário. O primeiro relatou usar apenas andador, já o segundo relatou usar andador e órtese.

Figura 17: Pergunta três

A criança faz uso de algum tipo de equipamento que ajude na locomoção? (Exemplos: órtese, andador, etc.)

2 respostas



Se a resposta do item anterior foi "Sim", qual equipamento é usado?

2 respostas

Andador

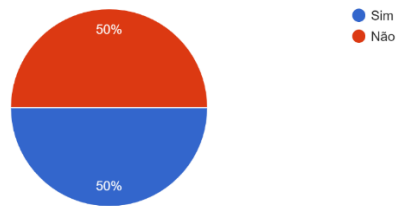
Órtese e andador

Fonte: Os autores (2021)

Na pergunta de número quatro, "Esse equipamento é desconfortável (machuca a criança ou é necessária a adaptação de roupas para seu uso)?", o participante que usa apenas o andador respondeu que não, já o participante cuja criança utiliza órtese e andador relatou que sim.

Figura 18: Pergunta quatro

Esse equipamento é desconfortável (machuca a criança ou é necessária a adaptação de roupas para seu uso)?
2 respostas

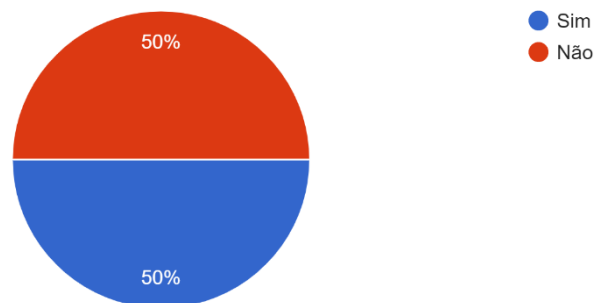


Fonte: Os autores (2021)

Com relação a pergunta cinco “Você acredita que esse equipamento trará melhorias a longo prazo para a criança?”, um dos participantes respondeu que sim e segundo participante respondeu que não.

Figura 19: Pergunta cinco

Você acredita que esse equipamento trará melhorias a longo prazo para a criança?
2 respostas



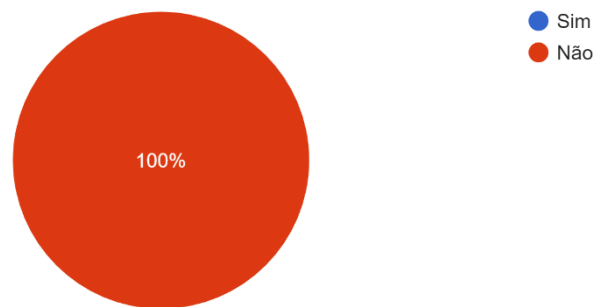
Fonte: Os autores (2021)

No que diz respeito a sexta pergunta, “Você conhece os aparelhos eletroestimuladores? (Exemplos: Walkaide, Bioness)”, ambos os participantes responderam que não.

Figura 20: Pergunta seis

Você conhece os aparelhos eletroestimuladores? (Exemplos: Walkaide, Bioness)

2 respostas



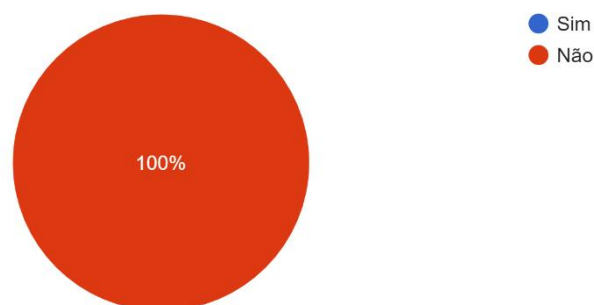
Fonte: Os autores (2021)

Na sétima pergunta, "A criança usa ou já usou estimulação elétrica no tratamento?", os dois participantes responderam que não utilizam estimulação elétrica no tratamento.

Figura 21: Pergunta sete

A criança usa ou já usou estimulação elétrica no tratamento?

2 respostas



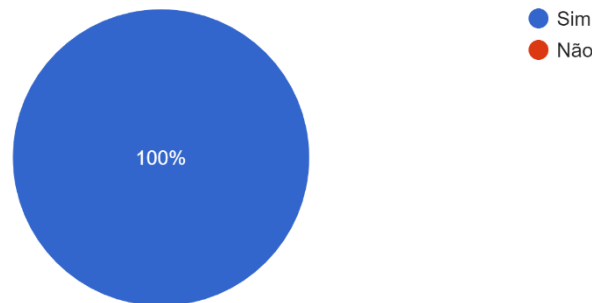
Fonte: Os autores (2021)

Na oitava e última pergunta, "Compraria um equipamento como este de eletroestimulação para auxiliar na caminhada da criança, caso o valor fosse mais acessível?", Ambos os participantes responderam que sim, comprariam o aparelho.

Figura 22: Pergunta oito

Compraria um equipamento como este de eletroestimulação para auxiliar na caminhada da criança, caso o valor fosse mais acessível?

2 respostas



Fonte: Os autores (2021)

3.5 Análise de produtos similares no mercado

Embora sejam poucos os produtos similares encontrados no mercado, iremos nos basear nos mais bem conceituados. A seguir serão listados e comentados os eletroestimuladores funcionais para correção da marcha. Esses aparelhos auxiliam no tratamento da queda do pé causada por lesão no neurônio motor superior como Esclerose múltipla (EM), Acidente vascular cerebral (AVC), Lesão incompleta da medula espinhal, Paralisia cerebral (PC) e Lesão cerebral traumática (TCE).

3.5.1 L300 FootDrop System (Bioness)

Segundo Bioness (2019) o L300 FootDrop System foi projetado para ajudar pessoas com certas condições neurológicas a andar de maneira mais natural, com maior velocidade e equilíbrio aprimorado. A tecnologia do L300 oferece estimulação elétrica programada pelo médico, de baixo nível para ativar nervos e músculos que levantam o pé. O sistema de queda de pés L300 possui tecnologia sem fio adaptável que detecta quando o pé está dentro ou fora do chão e o sensor de marcha se ajusta automaticamente às mudanças na velocidade de caminhada e no terreno. O manguito de perna produz estimulação elétrica para ativar e contrair músculos específicos das pernas para levantar o pé e dar um passo.

O L300 FootDrop System possui três partes principais que usam a comunicação sem fio para "conversar" entre si: O manguito de perna é um dispositivo que se encaixa logo abaixo do joelho e contém eletrodos que fornecem estimulação

onde mais ajuda (1); o sensor de marcha é fixado ao seu sapato e permite que o manguito da perna saiba se o calcanhar está no chão ou no ar (2); o controle remoto portátil permite ajustar o nível de estimulação e ligar e desligar a unidade (3).

Figura 23: Aparelho para FES, Modelo L300 FootDrop System (Bioness)



Fonte: Bioness (2021)

3.5.2 L300 Go (Bioness)

Segundo Bioness (2019) o L300 Go fornece estimulação elétrica, resultando em quedas reduzidas. Um giroscópio de 3 eixos e um acelerômetro estão incorporados no estimulador para monitorar o movimento do usuário nos três planos cinemáticos e implantar a estimulação em 0,01 segundos após a detecção de um evento de marcha válido. Por meio de um algoritmo de aprendizado adaptável, o L300 Go detecta eventos de marcha, fornecendo estímulos precisamente quando necessário, facilitando o usuário a limpar o pé em diferentes velocidades de caminhada, em escadas, rampas e enquanto navega em terrenos irregulares.

Possui um modo de ajuste de início rápido e a programação Bluetooth®, que reduzem significativamente o tempo de configuração e maximizam a produtividade de cada sessão de terapia. A detecção de movimento 3D e os controles integrados tornam o sensor de pé e a unidade de controle opcionais. Os controles integrados permitem uma utilização facilitada, com a capacidade de ligar / desligar, alterar o modo funcional e gerenciar o nível de intensidade à medida que o dia avança de acordo com as especificações do médico. O aplicativo móvel myBioness™ permite que os usuários controlem o L300 Go, estabeleçam metas, monitorem a atividade.

Figura 24: Aparelho para FES, Modelo L300 Go (Bioness)



Fonte: Bioness (2021)

3.5.3 Walkaide (AcceleratedCare Plus Corporation)

Utilizando uma tecnologia de sensor de inclinação e acelerômetro, o WalkAide estimula o nervo peitoral comum a levantar o pé no momento certo durante o ciclo da marcha, promovendo um padrão de caminhada mais natural e seguro.

O uso do WalkAide em todas as etapas da reabilitação neuro fornece ao terapeuta uma ferramenta valiosa para promover os melhores resultados para o paciente, como a velocidade de caminhada com menos fadiga, a qualidade da marcha, a circulação, a condição muscular e a densidade óssea, além de promover a neuroplasticidade e reduzir a atrofia.

Para uso em reabilitações existem os modos de inclinação, manual, calcanhar e exercício.

Figura 25: Aparelho para FES, Modelo Walkaide



Fonte: AcceleratedCare Plus Corporation (2021)

3.5.4 Valores dos produtos encontrados no mercado

Os produtos encontrados no mercado e seus respectivos preços estão representados na tabela 2.

Tabela 2: Produtos similares

Modelo	Marca	Preço
L300 FootDrop System	Bioness	US\$4500,00
L300 Go	Bioness	US\$7200,00
Walkaide	ACP Corporation	US\$4200,00

Fonte: Os autores (2021)

3.6 Construção do Protótipo

Após realizada a revisão bibliográfica, iniciamos a confecção do protótipo. Optou-se, primeiramente, por desenvolver o sistema de captação dos ângulos da perna e, em seguida, conectá-lo ao eletroestimulador. Assim, os testes foram realizados com cada parte, de forma isolada, para que depois possam ser integrados.

Os materiais foram selecionados e adquiridos para a confecção do protótipo e, juntamente com o orientador do trabalho, iniciamos o processo de criação e montagem, em um ambiente apropriado, ou seja, as dependências da Fundação Liberato. Se fez necessário que algumas montagens de circuitos simples fossem realizados na residência dos respectivos autores, sempre com o acompanhamento do orientador e trabalhando com parâmetros (tensão, corrente) que não oferecem riscos.

3.6.1 Circuito para captação dos ângulos da perna

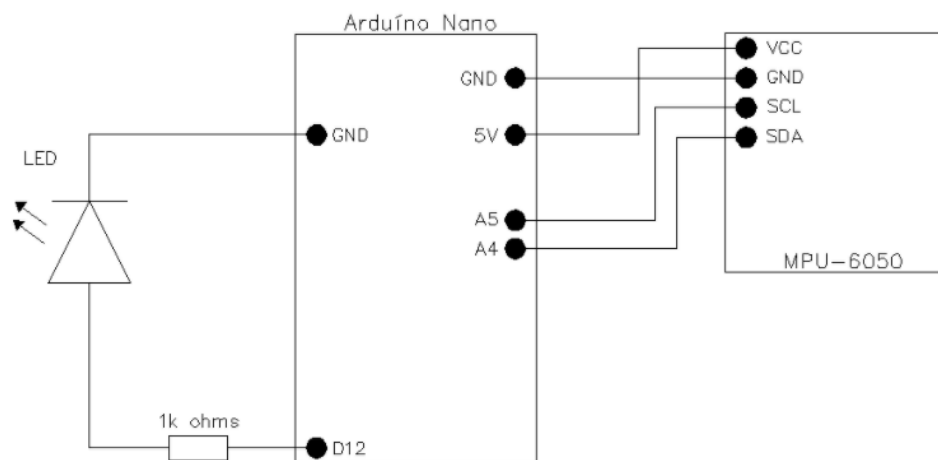
A primeira montagem foi feita em uma *proto board*, uma matriz de contatos, com um Arduino nano e um sensor MPU6050. A programação foi feita no arduíno e os valores do sensor mostrados no Monitor Serial do mesmo. O código referente a leitura dos valores do sensor foi realizado através da biblioteca wire, disponibilizada pelo arduíno.

A segunda montagem foi feita também em uma matriz de contatos, com um Arduino nano, um sensor MPU6050 e um led como atuador. No código responsável por acionar o led no momento desejado (ou seja, quando a pessoa levantar o pé para

dar o passo) foram definidos valores padrão, e, caso os valores do sensor diferissem destes, o led seria atuado. Esses valores padrão são retirados da análise da marcha do paciente, nesse caso um dos autores. Inicialmente os eixos definidos com valor padrão foram o eixo X do acelerômetro (AcX) e o eixo Y do acelerômetro (AcY), os demais não foram usados.

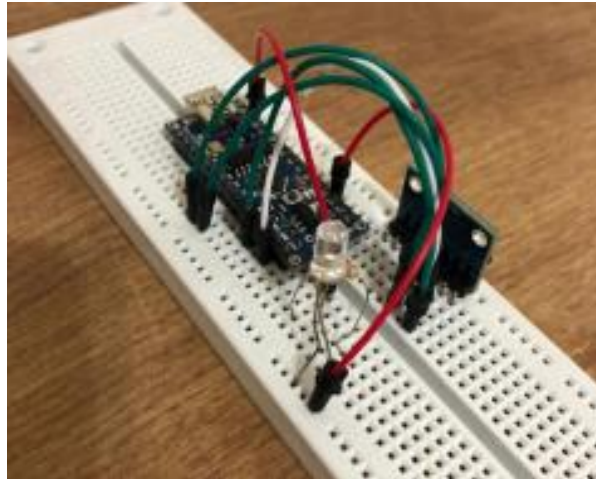
O orientador deste trabalho, indicou, então, que analisássemos apenas um eixo de cada vez e dividíssemos os valores lidos no sensor, trabalhando com números menores, para uma melhor leitura. Assim, foram parametrizados que caso os valores de AcY fossem maiores que -78 e menores que -60 a saída seria acionada. O esquema foi montado na matriz e ao ser ligado, o sensor funcionou, e o led atuava conforme o sensor era movimentado, em diferentes posições. Quando foi realizado o teste com apenas um valor, pôde-se ter uma melhor análise da variação do pé e o momento no qual a saída deveria ligar.

Figura 27: Circuito para leitura dos valores e acionamento da saída



Fonte: Os autores (2021)

Figura 28: Circuito para obtenção dos ângulos da perna na protoboard



Fonte: Os autores (2021)

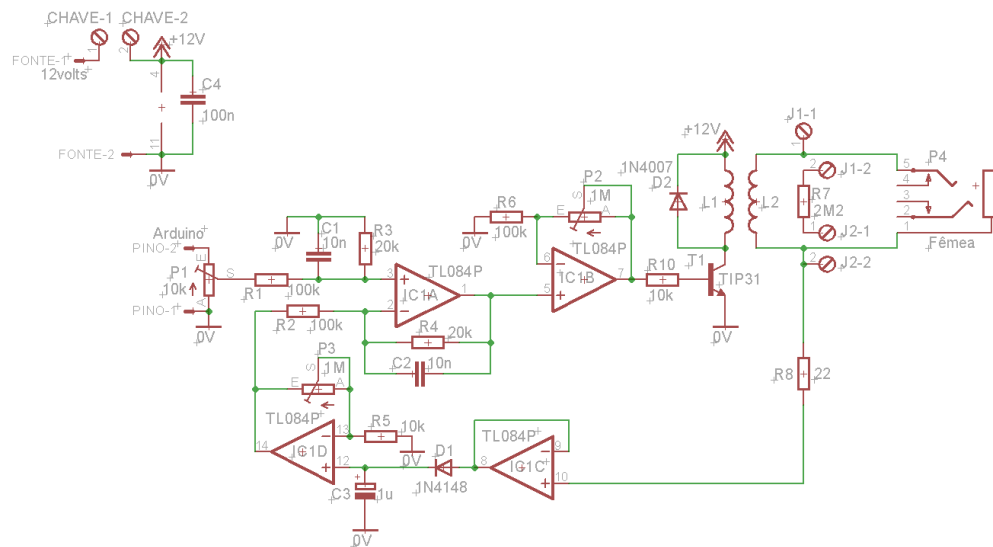
3.6.2 Circuito eletroestimulador

A fim de reduzir mais ainda os custos do projeto, optamos por desenvolver o nosso próprio eletroestimulador ao invés de utilizar um já existente no mercado, tendo em vista que um aparelho eletroestimulador (FES) de entrada custa em torno de R\$600,00. O circuito desenvolvido possui componentes simples como, resistores, capacitores, diodos (1N4148 e 1N4007), CI TI084P, transistor TIP 31, trimpots e um pequeno transformador.

Para o desenvolvimento do circuito usou-se como base os estudos de CHENG et al (2004). Muitos circuitos acabam sendo grandes e consomem muita energia, por esse motivo optou-se por um circuito simples e que permite controle da frequência, duração e amplitude dos pulsos.

A modulação da onda de entrada será diretamente pelo Arduino, aplicando ondas quadradas positivas na entrada do circuito.

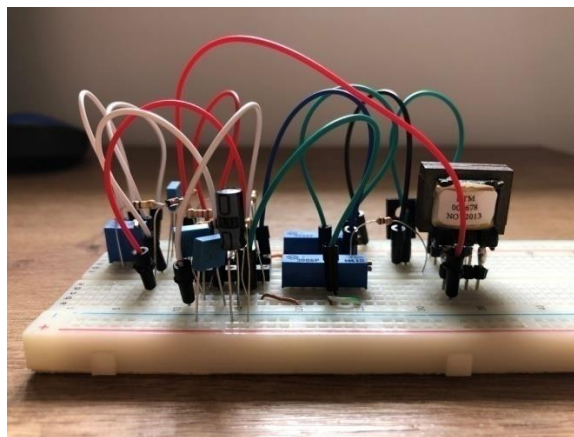
Figura 29: Circuito eletroestimulador



Fonte: Os autores (2021)

Inicialmente, o circuito foi montado em uma protoboard para realizarmos os testes a fim de verificar sua funcionalidade.

Figura 30: Circuito estimulador na protoboard

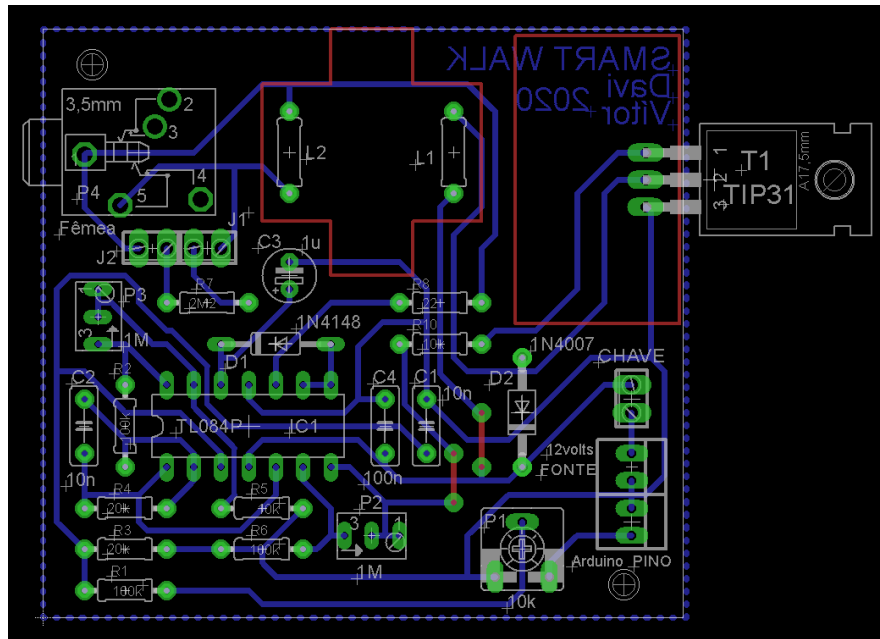


Fonte: Os autores (2021)

3.6.2.2 Desenvolvimento da placa de circuito impresso

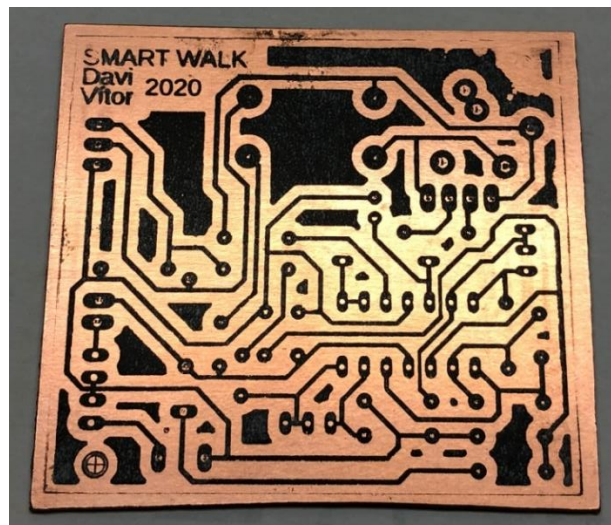
Com a veracidade comprovada, iniciamos o desenvolvimento de uma placa de circuito impresso, com o intuito de deixar o circuito mais usual e menor (6cmx5,5cm), para utilizarmos no protótipo final.

Figura 31: Componentes dispostos na placa de circuito impresso



Fonte: Os autores (2021)

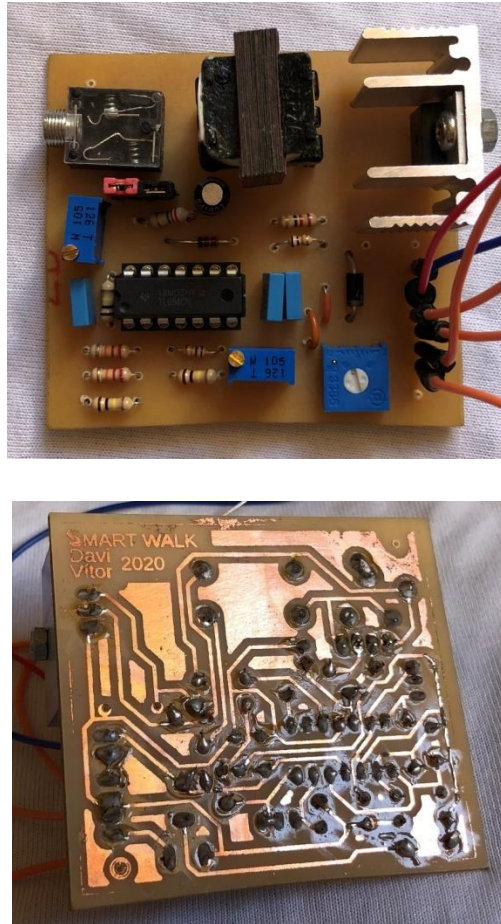
Figura 32: Circuito na placa de fenolite



Fonte: Os autores (2021)

Abaixo segue imagens da placa já com seus componentes soldados.

Figura 33 e 34: Placa final



Fonte: Os autores (2021)

3.7 Estimativa de custos

Abaixo é possível ver a relação dos materiais, assim como, seus devidos valores comerciais, que somados, resultaram no valor que o grupo custeou para o desenvolvimento deste protótipo.

Tabela 3 – Orçamento

Material	Quantidade	Valor unitário
MPU6050	1	R\$17,90
Arduíno nano	1	R\$39,90
Estimulador	1	R\$20,00
Eletrodos	2	R\$18,00
Bateria 9V	1	R\$10,00

Impressão caixa 3D	1	R\$65,00
Total	-	R\$170,80

Fonte: Os autores (2021).

3.8 Descrições dos testes

Os testes foram realizados apenas pelos autores, em suas respectivas residências, tendo em vista o isolamento social. O protótipo inicial, contendo apenas o sensor, o arduíno e o led foi acoplado à uma das pernas de um dos autores e a partir disso os valores de sua caminhada foram expressos através do monitor serial do arduíno.

3.8.1 Testes com o circuito para captação dos ângulos da perna

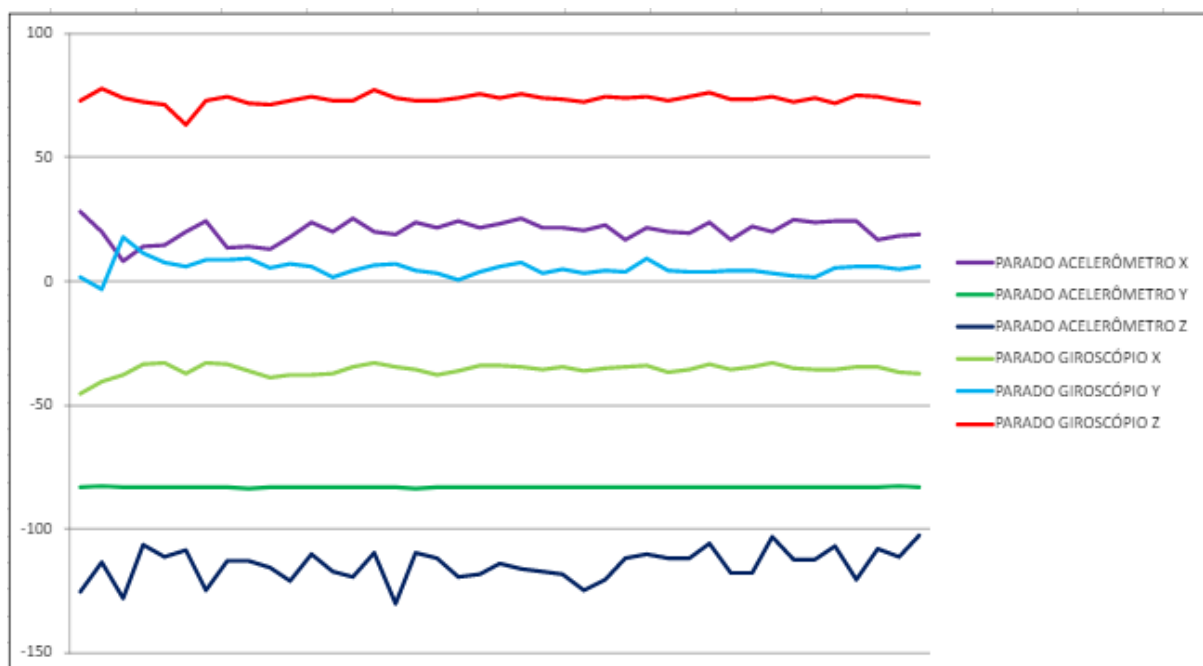
Inicialmente se fez necessário ver quais valores iríamos ser mostrados no momento em que o paciente (um dos autores nesse caso) estivesse com o pé parado e com pé em movimento. Como os valores são muito grandes, foi feita uma divisão para melhor visualização.

Tabela 4 – Valores lidos pelo sensor com o pé parado

PÉ PARADO					
ACELERÔMETRO			GIROSCÓPIO		
X	Y	Z	X	Y	Z
28,2	-83,07	-125,4	-45,15	1,8	73
19,8	-82,84	-113,6	-40,3	-3,3	77,95
8	-83	-128	-37,95	17,6	73,7
14	-83,12	-106,6	-33,65	11,1	72,4
14,6	-83	-111,2	-32,85	7,75	71,5
19,8	-83	-108,6	-37,3	5,8	63,35
24,2	-83	-124,8	-32,85	8,45	73
13,6	-83,12	-112,8	-33,6	8,6	74,45
13,8	-83,58	-113	-36,2	9,05	71,9
13,2	-83	-115,4	-39,15	5,15	71,35
17,8	-83	-121,2	-37,9	7,1	72,95
23,8	-83	-110	-37,6	6,05	74,35
19,8	-83,08	-117,2	-37,3	1,7	72,95
25,4	-83	-119,4	-34,35	4,45	73,1
20	-83,38	-109,4	-32,85	6,3	77,1
18,8	-83	-130,2	-34,35	6,9	73,95
23,8	-83,72	-109,8	-35,6	4,5	72,8
21,6	-83	-112	-37,6	3,15	73
24,2	-83	-119,6	-36,2	0,7	73,85
21,4	-83,07	-118,4	-33,85	3,65	75,65

Fonte: Os autores (2021)

Figura 35 – Gráfico dos valores lidos pelo sensor com o pé parado



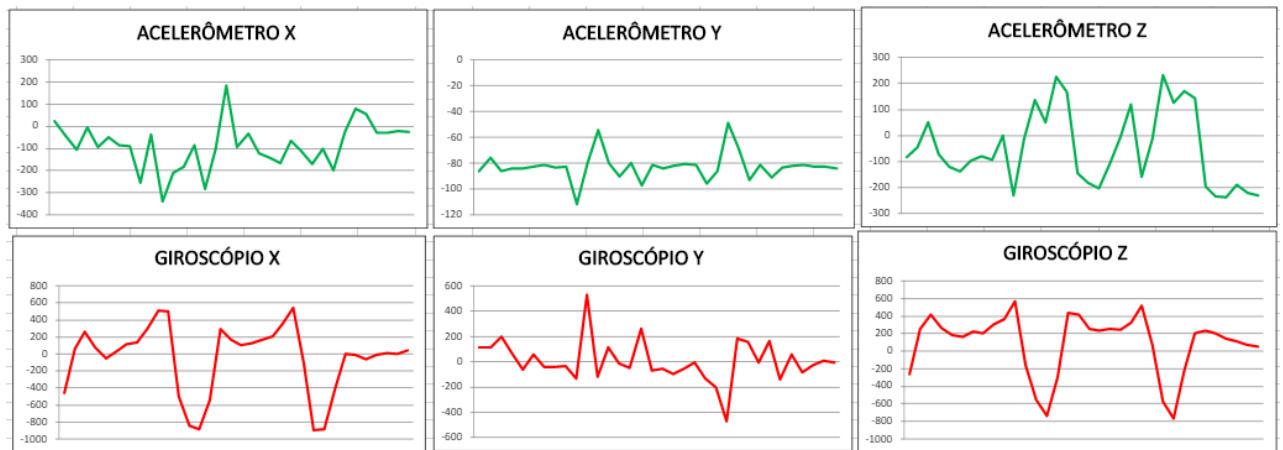
Fonte: Os autores (2021)

Tabela 5 - Valores lidos pelo sensor com o pé em movimento

PÉ EM MOVIMENTO					
ACELERÔMETRO			GIROSCÓPIO		
X	Y	Z	X	Y	Z
22	-85,88	-81,4	-456	111,45	-266,5
-44,6	-75,5	-43,6	59,75	114,5	251,25
-104,6	-86,3	51,8	260,5	201,4	414,05
-5	-84,32	-73,8	66,95	66,6	268,8
-91,8	-83,86	-120,6	-56,3	-63,9	187,15
-51,2	-82,74	-137	34,3	58,7	168,05
-86,2	-81,58	-97,6	108,8	-38,2	228,3
-88,4	-83,02	-78	131,45	-43,6	202,5
-254,4	-82,9	-94	298,2	-31	301,3
-36	-111,3	-2,4	507,25	-129	369,5
-339,6	-79,64	-229	503,1	527,8	572,7
-211,6	-54,1	-12,6	-497,5	-117,9	-157,3
-181	-80,14	136,2	-845,3	114,2	-555,1
-84	-90,24	49,8	-885,6	-11,05	-737,3
-281,8	-80,06	225,6	-538	-49,5	-302,3
-100,6	-96,92	166,8	294,85	261,65	439,6
185,8	-81,12	-146	162,45	-65,05	413
-95,2	-83,7	-180,8	98,5	-55,8	253,1
-34,8	-82,24	-203,6	122,7	-95,25	232,9
-119,8	-80,78	-111	167,1	-52,05	250,45

Fonte: Os autores (2021)

Figura 36 - Gráficos dos valores lidos pelo sensor com o pé em movimento



Fonte: Os autores (2021)

Com os valores obtidos foi possível acrescentar uma lógica na programação, responsável por analisar em qual momento o led iria acionar. Ao caminhar, movimentando o pé da perna na qual o sensor estava a saída era ligada, representando o eletroestimulador. Com a programação feita e analisando o eixo Y do acelerômetro sua variação foi perceptível.

Ao relacionar os valores do gráfico com o pé parado percebe-se uma certa estabilidade do sensor, pois não há variação alguma. Já nos gráficos com o pé em movimento os valores são instáveis e se alteram a cada movimentação, por mais sutil que seja, do sensor, ou seja, define uma tentativa de dar um passo. Dessa forma, os valores do gráfico em movimento que se assemelham com o gráfico parado determina um momento no qual pé está parado e não está buscando dar um passo.

Figura 37 – Um dos autores usando o protótipo inicial

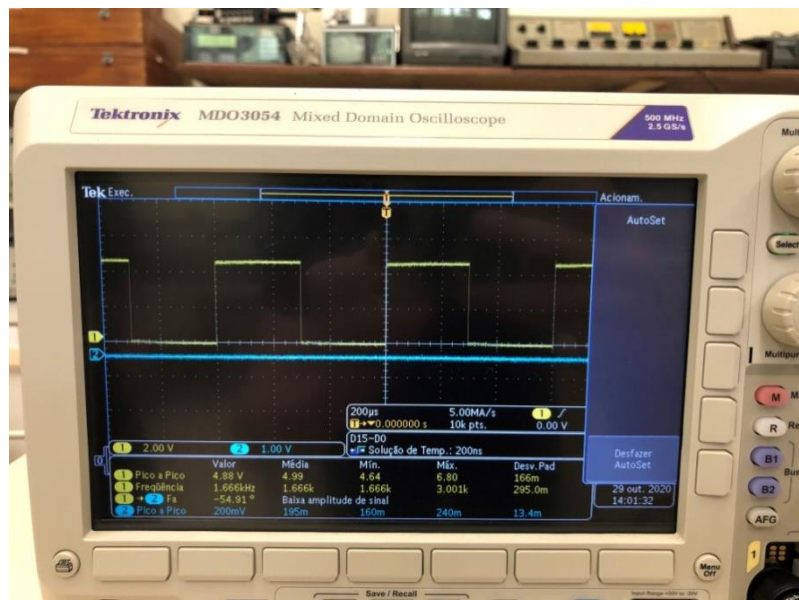


Fonte: Os autores (2021)

3.8.1 Testes com o circuito estimulador

No teste, foram aplicadas duas frequências diferentes, 1.66kHz e 20kHz. Em ambas, a forma de onda aplicada foi quadrada 5V positiva. A forma de onda de entrada foi gerada por um gerador de sinais somente para testes, no protótipo final ela será gerada pelo Arduino, como citado acima.

Figura 38: Sinal de entrada +5V com frequência de 1.66kHz (onda amarela)



Fonte: Os autores (2021)

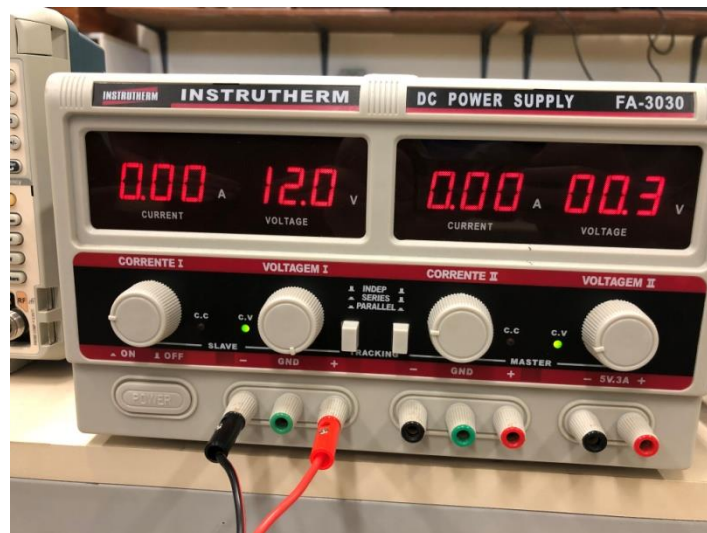
Figura 39: Sinal de entrada +5V com frequência de 20kHz (onda amarela)



Fonte: Os autores (2021)

Para alimentação dos componentes eletrônicos do circuito foi aplicado uma tensão de 12 V, utilizando um gerador de tensão.

Figura 40: Gerador de tensão ajustado com 12 V.

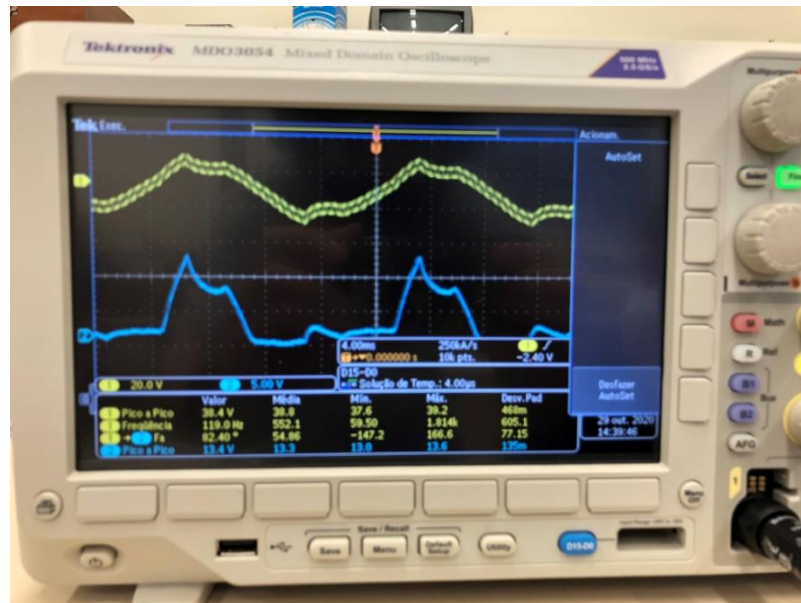


Fonte: Os autores (2021)

A forma de onda de saída gerada foi muito semelhante a forma de onda de um aparelho eletroestimulador já presente no mercado, conforme figura x, comprovando a funcionalidade do circuito.

Na saída foi adicionado um resistor de 2 Mega Ohms, para simular a resistência do corpo humano.

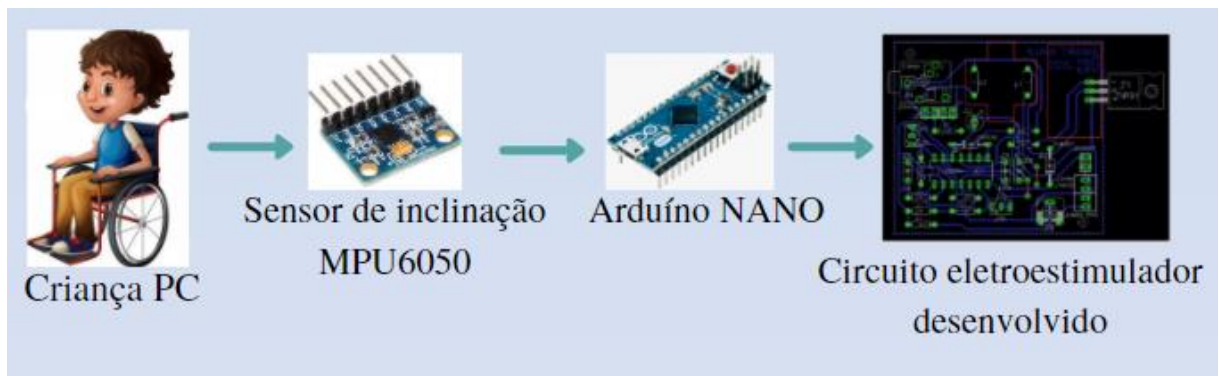
Figura 41: Onda de saída com carga de $2M\Omega$ (onda azul)



Fonte: Os autores (2021)

3.9 Fluxograma de funcionamento

Figura 42: Fluxograma de funcionamento do protótipo



Fonte: Os autores (2021)

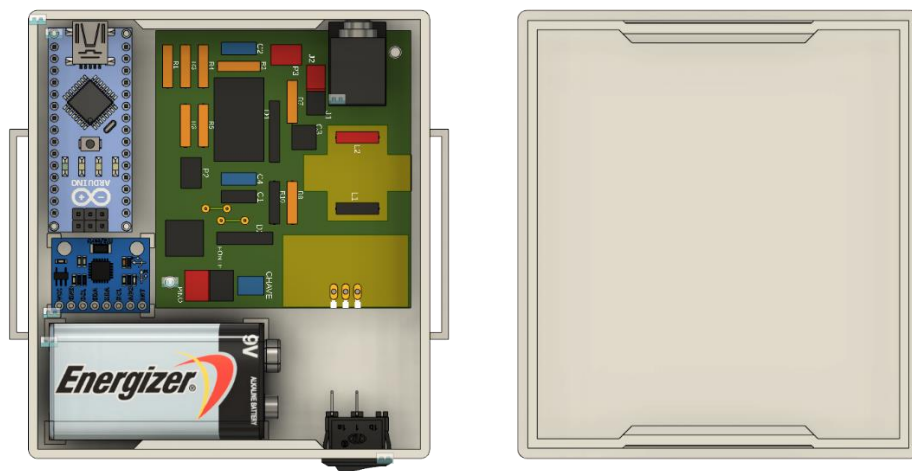
Primeiro o sensor MPU6050, já acoplado na perna da criança, capta os valores de X, Y e Z. Estes valores são interpretados pelo Arduino, que por sua vez, possui a função de analisar se estes valores encontram-se dentro dos valores previstos pelos autores, o momento que a criança deve receber a eletroestimulação. Caso os valores estejam dentro da faixa prevista, o Arduíno envia um sinal de saída, ativando o circuito de eletroestimulação e estimulando o pé do paciente por meio de eletrodos posicionados sobre o músculo responsável por este movimento.

3.10 Modelagem 3D

A fim de elaborar um protótipo robusto e usual, foi desenvolvido uma espécie de case 3D para alojar o acelerômetro MPU 6050, o Arduino, a placa impressa do circuito eletroestimulador e uma bateria para alimentar os componentes. O molde possui tamanho reduzido (97mm x 86mm) para ser mais bem ajustado a perna da criança. Ele possui saída para os eletrodos, que irão posicionados sob o músculo, e entrada para o Arduino, para ajustes da programação. Ainda mais, em suas laterais, estão previstos espaços para colocarmos as tiras, que prenderão o protótipo na perna.

Este é o protótipo final do projeto, o molde será impresso para que realizemos testes de comodidade. Abaixo segue imagens do projeto tridimensional em suas diferentes vistas. Vale lembrar que a placa verde condiz à PCI do eletroestimulador.

Figura 43: Vista superior



Fonte: Os autores (2021)

Figura 44: Vista angular superior fechado



Fonte: Os autores (2021)

3.11 Aplicação do produto

A aplicação do protótipo junto ao público alvo será feita em duas etapas: A etapa de conhecimento do paciente e obtenções de dados médicos a seu respeito, com o acompanhamento da fisioterapeuta e a etapa de programação do protótipo a partir desses dados para que possa ser entregue ao usuário.

3.11.1 Etapa de aquisição de dados

Nesse primeiro momento, serão feitos testes acompanhados do responsável pela criança PC e de uma fisioterapeuta. Utilizando o protótipo acoplado na perna da criança, ela realizará caminhadas, como faz normalmente. O sensor irá medir os ângulos respectivos à ela e enviar para o arduíno, que grava esses valores, como é mostrado no teste realizado por um dos autores.

O passo seguinte será desenvolvido pela fisioterapeuta, que fará análises médicas para assegurar quais parâmetros deverão ser aplicados no caso do respectivo paciente. Utilizando uma FES de mesa ela irá ajustar: intensidade da corrente, frequência, largura de pulso, tempo de subida do pulso, tempo de descida do pulso e tempo do pulso efetivo. Após isso, será realizada a análise muscular da região propícia ao posicionamento do eletrodo. A fisioterapeuta irá definir onde o pulso deverá ocorrer para que o efeito desejado aconteça, ou seja, o pé levante.

Esses dados serão registrados para que a próxima etapa possa ser realizada.

3.11.2 Etapa de entrega ao usuário

A segunda etapa será, inicialmente, usar os valores obtidos pelo sensor na medição da marcha da criança e realizar a programação no arduino. Após isso, os parâmetros serão ajustados, também no arduino e o sistema estará pronto.

Na entrega ao usuário, é levada em conta a posição que a fisioterapeuta definiu para os eletrodos. Assim o protótipo pode ser acoplado à perna da criança.

Figura 45: Protótipo acoplado na perna



Fonte: Os autores (2021)

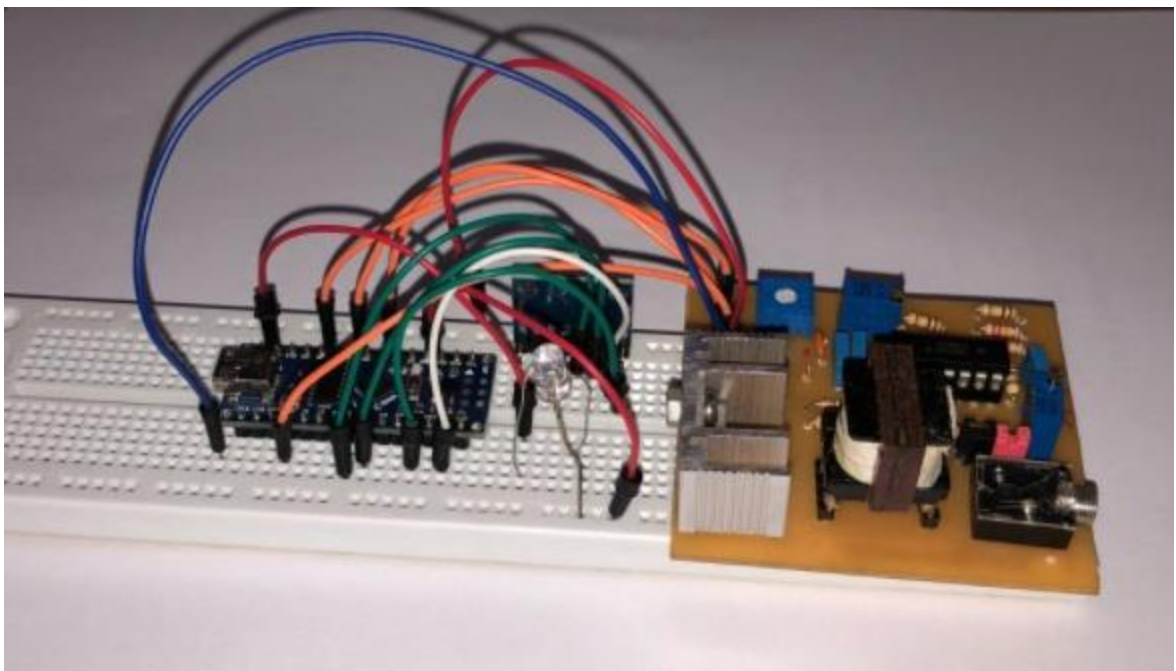
4 RESULTADOS

Para a realização dos resultados foram feitos testes com o protótipo afim de validar seu funcionamento e conversas com a fisioterapeuta afim de validar a utilidade para as crianças com paralisia cerebral.

4.1 Protótipo parcial

Após testes realizados pelos integrantes chegamos a um protótipo parcial. O sistema está montado numa matriz de contatos (*proto board*) e é composto por um sensor MPU6050, um arduíno nano e jumpers para conexão. Ao lado está a placa já com os componentes soldados. Embora seja um protótipo inicial, ele se mostra funcional. O sensor mostrará essa variação ao arduíno e, através da programação, saberá o momento de mandar sinal para a saída, acionando o estimulador. Este tem o objetivo de gerar pulso elétrico através dos eletrodos, quando forem posicionados na perna do paciente.

Figura 46: Protótipo parcial



Fonte: Os autores (2021)

4.2 Protótipo final

Após o desenvolvimento da modelagem 3D da caixa do protótipo, esta foi impressa. O circuito do protótipo parcial foi posicionado dentro dessa caixa, de forma a deixar mais agradável não só esteticamente, mas na aplicação. Ao aplicar no usuário todos os componentes e partes do protótipo estarão dispostas nessa caixa, ficando de forma compacta, levando a um grande conforto.

Na figura 47, podemos ver a impressão da caixa 3D ainda sem os circuitos e aberta. À esquerda está a caixa e à direita a tampa da mesma.

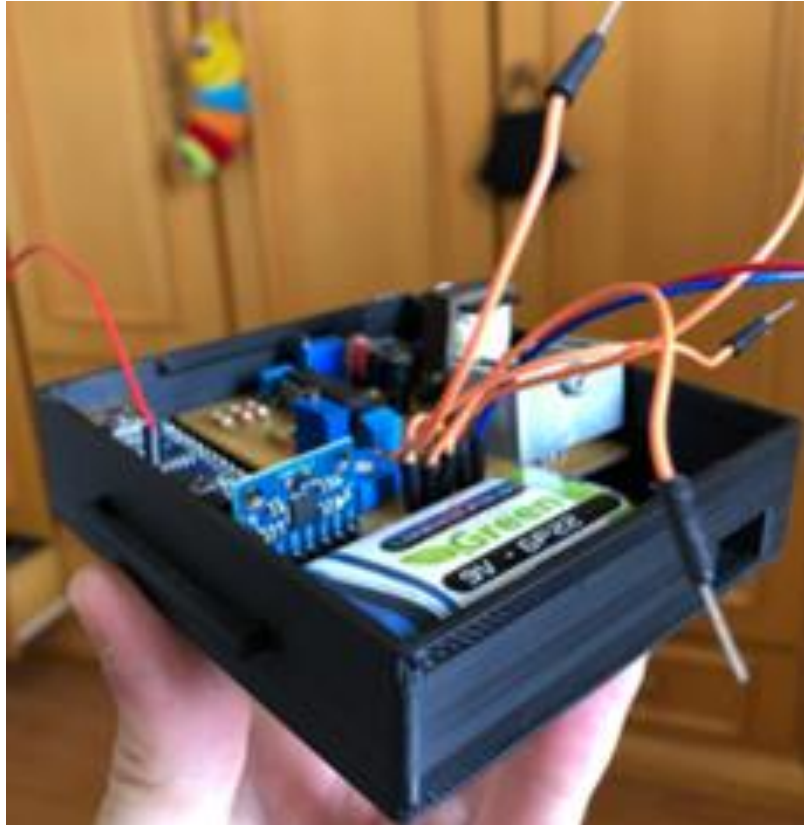
Figura 47: Vista frontal aberta



Fonte: Os autores (2021)

Na figura 48, o circuito estimulador, o sensor MPU 6050, o arduíno nano e a bateria estão posicionados dentro da caixa.

Figura 48: Vista lateral aberta



Fonte: Os autores (2021)

Na figura 49, a tampa foi colocada, já com os componentes dentro da caixa. A caixa possui entradas para os eletrodos e para o cabo do arduíno, além de contar com uma abertura para o interruptor, como mostra na parte inferior da imagem.

Figura 49: Vista lateral fechada



Fonte: Os autores (2021)

Na figura 50, é mostrada a perna de um dos autores, com o protótipo final posicionado nela. Um elástico foi usado para fixar a caixa na perna e os eletrodos estão posicionados conforme os estudos realizados sobre os músculos, buscando deixá-los sobre o tibial anterior e o tríceps sural. O cabo verde dos eletrodos é grande apenas para fins de teste, na aplicação ao usuário o tamanho será reduzido, conforme necessidade.

Figura 50: Protótipo posicionado na perna de um dos autores



Fonte: Os autores (2021)

Na figura 51, é mostrado o protótipo final, composto por:

- Caixa impressa 3D;
- Circuito estimulador, arduíno nano, sensor MPU 6050 e bateria 9V (dentro da caixa, como mostra figura 48);
- Interruptor na parte inferior;
- Elástico para fixação;
- Cabo para conexão dos eletrodos; e
- Eletrodos autoadesivos.

Figura 51: Protótipo final



Fonte: Os autores (2021)

4.3 Erros, problemas e soluções

Durante o desenvolvimento da pesquisa, na etapa de testes e experimentos, foram detectados alguns problemas e melhorias a serem feitas. Conforme o projeto evolui esses eventos se manifestam no uso das tecnologias. A busca de alternativas e verificação das etapas que ocorreram erros visa essa correção.

Como cada pessoa possui uma forma de caminhar, a cada novo usuário a programação deverá ser alterada. Para tornar mais prático e simples esse processo iremos, através de módulos para comunicação com o arduíno, buscar conectar com um aparelho smartphone. Os problemas de programação estão sendo acompanhados pelo orientador e possíveis problemas acerca disso serão corrigidos com o seu auxílio.

Os próximos passos serão realizar testes de funcionamento e autonomia da bateria, afim de verificar a confiabilidade e precisão. Após os testes com o público alvo, o objetivo é aplicar questionários para obter uma avaliação do protótipo.

5 CONCLUSÃO

Levando em consideração o que se tinha como metodologia, é possível afirmar que as crianças com paralisia cerebral, grupo alvo deste projeto, encontram dificuldades cotidianas em relação à sua locomoção, tanto em suas próprias casas quanto em locais públicos. Essa falta de autonomia gera insegurança por parte das crianças e de seus responsáveis. Além disso, os produtos encontrados no mercado, que trabalham com eletroestimulação, são inviáveis e pouco acessíveis para a maior parte da população. A única disposição no mercado que pode abranger grande parte desse público é das órteses, porém não cumprem o papel desejado.

Tendo em vista esta perspectiva, este projeto, ao propor um protótipo de auxílio na locomoção de crianças PC, se mostrou em funcionamento e teve a aprovação de uma fisioterapeuta, que trabalha diariamente com esses pacientes. As ideias iniciais do projeto vêm sendo alcançadas e após as etapas de testes realizados pelos pesquisadores, foi possível verificar que ao aplicar esses testes no público alvo não será algo perigoso e ou desconfortável.

Com o desenvolvimento do circuito eletroestimulador alcançamos uma autonomia e pudemos reduzir muito os custos finais do trabalho, que sempre foi um dos principais intuitos do projeto. A modelagem 3D nos trouxe uma perspectiva de simplicidade e efetividade da ideia de criarmos um dispositivo que não só auxiliasse na locomoção, mas que também fosse confortável, simples e funcional.

Em relação ao custo-benefício, o SmartWalk tem um custo inicial acessível para os usuários, poderia ser adquirido tanto pelos próprios quanto pelas instituições que cuidam destes. Embora o valor de aproximadamente 170 reais impossibilite a compra por parte da população que vive com apenas um salário mínimo, o parcelamento e apoio governamental podem acontecer mais facilmente, por conta da imensa redução no custo. Se comparado a outros produtos similares, o custo do nosso aparelho se torna extremamente baixo, uma vez que é um recurso que pode auxiliar muitas crianças PC a criarem mais independência e autonomia.

REFERÊNCIAS

ACCELERATED CARE PLUS CORPORATION. **Walkaide: For**

Treatment of Foot Drop. Disponível em: <<https://acplus.com/walkaide/>>. Acesso em: 18 de jan. de 2021.

ACELERÔMETRO e Giroscópio MPU6050. **Arduíno e Cia**, 28 de abr. de 2015.

Disponível em: <<https://www.arduinoecia.com.br/acelerometro-giroscopio-mpu6050-arduino/>>. Acesso em: 07 de set. de 2020.

Aguiar IF, Rodrigues AMVN. O uso de órteses no tratamento de crianças com paralisia cerebral na forma hemiplégica espástica: uma revisão bibliográfica. **Temas Desenvolv**. 2002;11(63):45-51.

Alegretti ALC, Mancini MC, Schwartzman JS. Estudo do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral diparéticas espásticas utilizando o Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI). **Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral**. 2004;1(1):35-40.

Arantes NF, Vaz DV, Mancini MC, Pereira MSDC, Pinto FP, Pinto TPS. Efeitos da estimulação elétrica funcional nos músculos do punho e dedos em indivíduos hemiparéticos: uma revisão sistemática da literatura. *Rev Bras Fisioter* 2007;11(6):419-27.

ARDUÍNO nano. **Arduíno**. Disponível em: <<https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>>. Acesso em: 07 de set. de 2020.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE PARALISIA CEREBRAL. **Paralisia**

Cerebral. Disponível em: <<https://paralisiacerebral.org.br/>>. Acesso em: 01 de mar. de 2021.

BIONESS. **The L300 Foot Drop System**. Disponível

em: <http://www.bioness.com/Products/L300_for_Foot_Drop.php>. Acesso em: 17 de abr. de 2021.

Beckung E, Hagberg G. Correlation between ICDH handicap code and Gross Motor Function Classification System in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2000;42(10):669-73.

Bjornson K, Graubert C, McLaughlin J. Test-retest reliability of the gross motor function measure in children with cerebral palsy. **Pediatr Phys Ther**. 2000;12(4):200-2.

CARMO, Livia do. **Músculo tibial anterior**. 2020. Disponível em:

<<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/musculo-tibial-anterior>>. Acesso em: 12 de novembro de 2020.

Castro CC, Batistela F, Martini G, Fonseca J, Montesanti L, Oliveira MC. Correlação da função motora e o desempenho funcional nas atividades de auto-cuidado em grupo de crianças portadoras de paralisia cerebral. **Med Reabil**. 2006;25(1):7-11.

Chagas PSC, Defilipo EC, Lemos RA, Mancini MC, Frônio JS, Carvalho RM. Classificação da função motora e do desempenho funcional de crianças com paralisia cerebral. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 5, p. 409-16, set./out. 2008.

CHENG, K. W. E.; LU, Y.; TONG, K. Y.; RAD, A. B.; CHOW, D. H. K.; SUTANTO, D. Development of a circuit for functional electrical stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v.12, n.1, p.43-47, 2004.

COSTA, Fabiene Balbino Lima da; DAMÁZIO, Laila Cristina Moreira; MELO, Fernanda Granja Ferreira. Os efeitos da estimulação elétrica funcional na marcha de crianças com paralisia cerebral hemiparética após estimulação dos músculos tibial anterior e tríceps sural. **Revista Fisioterapia Brasil**. v. 11, n. 1, p. 61-66, jan./fev. 2010.

Cury VCR, Mancini MC, Melo AP, Fonseca ST, Sampaio RF, Tirado MGA. Efeitos do uso de órtese na mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral. **Rev Bras Fisioter**. 2006;10(1):67-74.

DELGADO, Armando Luiz N. Linguagem C++ - Notas de Aula. **Departamento de Informática Universidade Federal do Paraná (UFPR)**, março de 2018. Disponível: <<http://www.inf.ufpr.br/ci208/NotasAula.pdf>>. Acesso em: 09 de out. de 2020.

Ecard L, Silva APS, Neto MP, Veiga H, Cagy M, Piedade R et al. Alterações na coerência cortical inter-hemisférica produzidas pela estimulação elétrica funcional (FES). **Arq Neuropsiquiatr** 2007;65(2-A):327-31.

Eliasson AC, Krumlinde-Sundholm L, Rosblad B, Beckung E, Arner M, Ohrvall AM, et al. The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scaled development and evidence of validity and reliability. **Dev Med Child Neurol**. 2006;48(7):549-54.

FERNANDES, José Heitor Machado. UFRGS. **Semiologia Ortopédica Pericial: Marcha Humana**. 2012. Disponível em: <http://www.ufrgs.br/semiologiaortopedica/Modulo_06.pdf>. Acesso em: 25 de nov. de 2020.

Gauzzi LDV, Fonseca LF. Classificação da paralisia cerebral. In: Lima CLA, Fonseca LF. **Paralisia cerebral: neurologia, ortopedia, reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 2004. p. 37-44.

GRHAU. **Escala GMFM e GMFCS para paralisia cerebral**. 2016. Disponível em: <<https://grhau.blogspot.com/2016/12/escala-gmfm-e-gmfcs-para-paralisia.html>>. Acesso em: 03 de fev. de 2020.

Guimarães RM, Pereira JS, Batista LA. Fortalecimento do músculo sóleo: impacto na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. *Fisioter Mov* 2007;20(3):11-6

HIMMERMANN K, BECKUNG E, HAGBERG G, UVCBRANT P. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2006;48(6):417-23.

Junqueira RT, Ribeiro AMB, Scianni AA. Efeitos do fortalecimento muscular e sua relação com a atividade funcional e a espasticidade em indivíduos hemiparéticos. *Rev Bras Fisioter* 2004;8(3):247-52.

Kim HS, Steinbok P, Wickenheiser D. Predictors of poor outcome after selective dorsal rhizotomy in treatment of spastic cerebral palsy. **Childs Nerv Syst**. 2006;22(1):60-6.

KRUEGER-BECK, E.; SCHEEREN, E. M.; NETO, G. N. N.; BUTTON, V. L. S. N.; NOHAMA, P. **Efeitos da Estimulação Elétrica Funcional no Controle Neuromuscular Artificial**. v. 19, n. 3, 2010.

LOURENÇO, Rafael. **Músculo tricípite sural**. 2020. Disponível em: <<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/musculo-tricipite-sural>>. Acesso em: 12 de novembro de 2020.

MANCINI MC, FIÚZA PM, REBELO JM, MAGALHÃES LC, COELHO ZAC, PAIXÃO ML, et al. Comparação do desempenho de atividades funcionais em crianças com desenvolvimento normal e crianças com paralisia cerebral. *ArqNeuropsiquiatr*. 2002;60(2B):446-52.

Mancini MC, Alves ACM, Schaper C, Figueredo EM, Sampaio RF, Coelho ZA, et al. Gravidade da paralisia cerebral e desempenho funcional. **RevBrasFisioter**. 2004;8(3):253-60.

Mancini MC. Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI): manual da versão brasileira. Belo Horizonte: Editora UFMG; 2005.

SOUZA FS, SOUZA ELS, SILVA TI. Circuitos de Controle Para um Neuro-Estimulador Funcional Para Auxílio na Deambulação de Hemiplégicos. CEFET-MT.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Diretrizes de atenção à pessoa com paralisia cerebral, Brasília, 1ª edição, p. 49, 2013.

Morris C, Kurinczuk JJ, Fitzpatrick R, Rosenbaum PL. Reliability of the manual ability classification system for children with cerebral palsy. **DevMedChildNeurol**. 2006;48(12):950-3.

MPU-6050 Acelerômetro + Gyro. **Arduíno Playground**. Disponível em: <<https://playground.arduino.cc/Main/MPU-6050/>>. Acesso em: 07 de set. de 2020.

Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **DevMedChildNeurol**. 1997;39(4):214-23.

REDDIHOUGH DS, COLLINS KJ. The epidemiology and causes of cerebral palsy. *Aust J Physiother*. 2003;49(1):7-12.

ROBINSON, J. A.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia Clínica**. Eletroterapia e teste eletrofisiológico, Artmed editora, Porto Alegre, Brasil. 2ª edição, 2001.

Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Dev Med Child Neurol Suppl.** 2007;109:8-14.

Rotta NT. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. *J Pediatr* 2002;78(1):48-54.

Russell DJ, Rosenbaum PL, Avery LM, Lane M. Gross Motor Function Measure (GMFM-66 & GMFM-88) User's Manual. London, UK: Mac Keith Press; 2002.

Schwartzman JS. Paralisia cerebral. **Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral.** 2004;1(1):4-17.

SVARTMAN C, FUCS PM, KERTZMAN PF, OLIVEIRA VM, PRIETO EA. Pé equino na paralisia cerebral: análise do tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, 1994.

TENS Fes Portátil HTM. **Fisiocorpo Brasil**. Disponível em:

<<https://www.fisiocorpobrasil.com.br/produto/11/tens-fes-portatil---htm>>. Acesso em: 07 de dez. de 2020.

Vaz DV, Brício RS, Aquino CF, Viana SO, Mancini MC, Fonseca ST. Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior. **Fisioter Pesqui.** 2006;13(2):58-66

VELLOSO, JOSÉ BRACONNOT. Sistema Para Estimulação Elétrica Funcional (FES-PEB). UFRJ. Rio de Janeiro, Brasil. Junho de 2007.

Wang HY, Yang YH. Evaluating the responsiveness of 2 versions of the gross motor function measure for children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(1):51-6.

Wei S, Su-Juan W, Yuan-Gui L, Hong Y, Xiu-Juan X, Xiao-Mei S. Reliability and validity of the GMFM-66 in 0- to 3-year-old children with cerebral palsy. *Am J Phys Med Rehabil.* 2006;85(2):141-7.

Wood E, Rosenbaum P. The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Dev Med Child Neurol.* 2000;42(5):292-6.

ZANINI, G.; CEMIN, N. F.; PERALLES, S. N. PARALISIA CEREBRAL: causas e prevalências. **Revista Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 22, n. 3, p. 375-381, jul./set. 2009.

APÊNDICES

APÊNDICE A – FORMULÁRIO GOOGLE

Formulário referente ao projeto Smart Walk

Destinado aos responsáveis de crianças com paralisia cerebral com o intuito de entender suas dificuldades para aplicar possíveis melhorias em nosso projeto.

***Obrigatório**

O que é o projeto?

O Smart Walk é um trabalho de conclusão de curso desenvolvido pelos alunos Davi Schneider e Vítor Duarte, estudantes do 4º ano do Curso Técnico de Eletrotécnica na Fundação Liberato. Consiste em um aparelho que, por meio da eletroestimulação, visa auxiliar a locomoção das crianças com paralisia cerebral. Nosso projeto conta com a parceria de uma fisioterapeuta, que atua diariamente com essas crianças e estará nos acompanhando em todas as etapas.





Nome do responsável

Sua resposta

Idade da criança *

Sua resposta

Qual é a principal dificuldade enfrentada no dia a dia? *

Sua resposta

A criança consegue se locomover sem o auxílio de um responsável? *

☐ Sim

☐ Não

A criança faz uso de algum tipo de equipamento que ajude na locomoção?
(Exemplos: órtese, andador, etc.) *

☐ Sim

☐ Não

Se a resposta do item anterior foi "Sim", qual equipamento é usado?

Sua resposta _____

Esse equipamento é desconfortável (machuca a criança ou é necessária a adaptação de roupas para seu uso)? *

☐ Sim

☐ Não

Você acredita que esse equipamento trará melhorias a longo prazo para a criança? *

☐ Sim

☐ Não

Você conhece os aparelhos eletroestimuladores? (Exemplos: Walkaide, Bioness) *

- ☐ Sim
- ☐ Não

A criança usa ou já usou estimulação elétrica no tratamento? *

- ☐ Sim
- ☐ Não

Se a resposta do item anterior foi "Sim", você considera um aparelho acessível (custo e aquisição)? Obs.: O preço desses aparelhos iniciam em 20 mil reais.

- ☐ Sim
- ☐ Não

Compraria um equipamento como este de eletroestimulação para auxiliar na caminhada da criança, caso o valor fosse mais acessível? *

☐ Sim

☐ Não

Alguma sugestão que queira dar ao projeto ;)

Sua resposta

Enviar

Fonte: Os autores (2021)

APÊNDICE B – QUESTIONÁRIO



FUNDAÇÃO ESCOLA TÉCNICA LIBERATO SALZANO VIEIRA DA CUNHA

Rua Inconfidentes, 395 - Bairro: Primavera, Novo Hamburgo - RS – Brasil

Smart Walk – DISPOSITIVO DE AUXÍLIO NA LOCOMOÇÃO DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Alunos: Davi Schneider e Vítor Daniel Duarte

Orientador: Luiz Fernando Galbarino

Co-orientador: Fernanda de Fátima de Lima

QUESTIONÁRIO

Nome: _____

Idade: ____

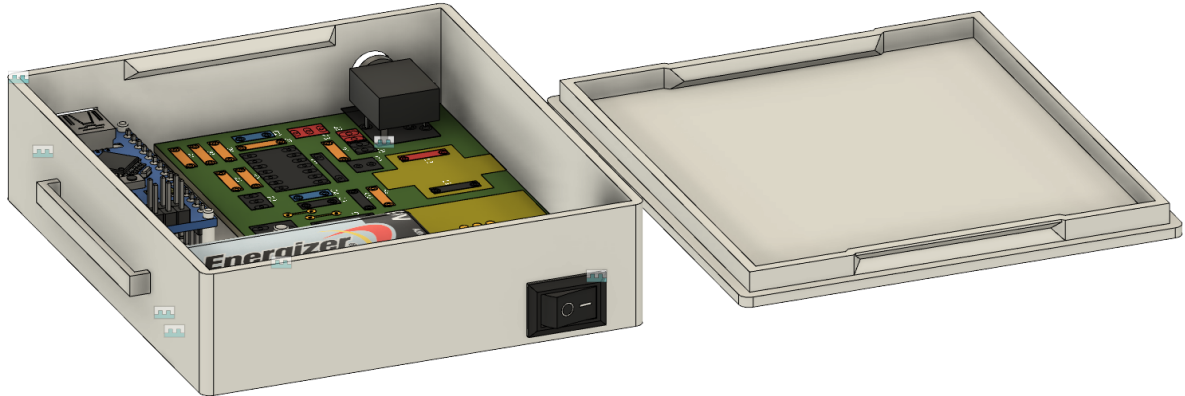
Data: ____/____/____

OBJETIVO: Questionário a ser aplicado às crianças portadoras de paralisia cerebral e, caso necessário, com a ajuda de seus respectivos responsáveis. As respostas irão nos auxiliar e testar nosso protótipo, a fim de apontar problemas, apontar qualidades e sugerir melhoras.

1. Quais são as dificuldades para se locomover no cotidiano?
2. Consegue realizar tarefas sem a ajuda de um responsável utilizando o protótipo?
3. Quais os defeitos do protótipo que podem ser trabalhados?
4. Quais as qualidades do protótipo?
5. Tem alguma sugestão para melhoria ou algo a ser incrementado no protótipo?
6. Após avaliar o protótipo, você o compraria?
7. O preço do protótipo é justo?

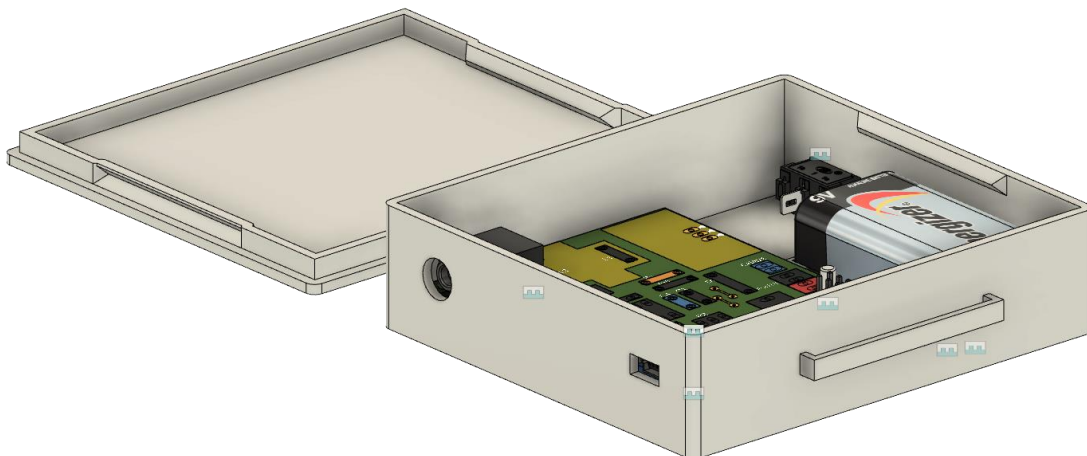
APÊNDICE C – CAIXA DO DISPOSITIVO

Figura 47: Vista angular superior



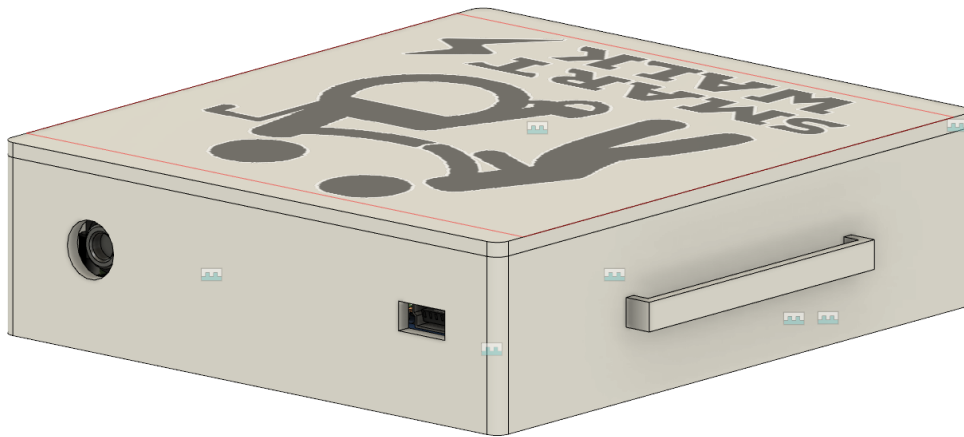
Fonte: Os autores (2021)

Figura 48: Vista angular superior frontal



Fonte: Os autores (2021)

Figura 49: Vista angular superior frontal fechado



Fonte: Os autores (2021)

ANEXOS

ANEXO A – LOGO DO PROJETO



Fonte: Os autores (2021)