

FGA - FACULDADE GAMA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA

**DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE  
FORÇA EM PACIENTES NÃO COOPERATIVOS**

**JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade**  
**CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. Vinícius Zacarias M. da Silva**  
**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**Publicação: 074A/2017**  
**Brasília, Agosto de 2017**



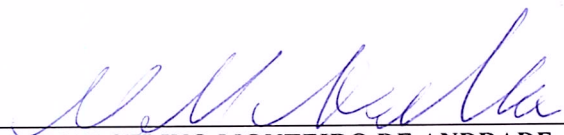
**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE UNB GAMA  
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

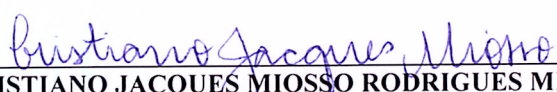
**"DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE  
FORÇA EM PACIENTES NÃO COOPERATIVOS"**

**JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A  
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. MARCELINO MONTEIRO DE ANDRADE – FGA / UNB  
(ORIENTADOR)

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. CRISTIANO JACQUES MIOSSO RODRIGUES MENDES - FGA / UNB  
(EXAMINADOR INTERNO)

  
\_\_\_\_\_  
PROF. DR. JOÃO LUIZ QUAGLIOTTI DURIGAN – FCE / UNB  
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 09 DE AGOSTO DE 2017

**BRASÍLIA/DF, 09 DE AGOSTO DE 2017.**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA EM PACIENTES NÃO COOPERATIVOS, [Distrito Federal] 2017.

71.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2017). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- |                        |                           |
|------------------------|---------------------------|
| 1. UTI                 | 2. DINAMÔMETRO ISOMÉTRICO |
| 3. MOBILIZAÇÃO PRECOCE | 4. EENM                   |
| I. FGA UnB Gama/ UnB.  | II. Título (série)        |

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

LOPES, J. A. L. (2017). DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA EM PACIENTES NÃO COOPERATIVOS. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 074A/2017, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 71.p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

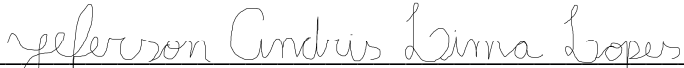
AUTOR: JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES.

TÍTULO: DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA EM PACIENTES NÃO COOPERATIVOS

GRAU: Mestre

ANO: 2017

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.



JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES, 2017

QS 04 CONJUNTO 05 CASA 11, RIACHO FUNDO I.

CEP 71820-405 Brasília, DF – Brasil.

## **Dedicatória**

*à minha família e a todos que possam ser beneficiados com a aplicação deste trabalho*

*JEFERSON ANDRIS LIMA LOPES*

---

## RESUMO

**Introdução:** Pacientes críticos internados em Unidades de Tratamento Intensivo (UTI) apresentam perda de força muscular logo após a intubação com ventilação mecânica e boa parte, até 50%, pode ser diagnosticado com Fraqueza Adquirida em Unidade de Tratamento Intensivo (FA-UTI). Esse diagnóstico é tradicionalmente realizado testando-se manualmente a força e analisando subjetivamente com a escala da *Medical Research Council* (MRC). Essa mensuração de força exige a colaboração do paciente, de forma que diagnósticos de debilidade muscular em pacientes não colaborativos é um desafio. Uma solução é provocar a contração com Estímulo Elétrico Neuromuscular (EENM) e avaliar a resposta com um dinamômetro fixo. **Metodologia:** Para permitir avaliação de força em pacientes não colaborativos projetou-se um aparelho portátil com massa inferior a 8 quilogramas para ser posicionado em um leito e ajustável ao tamanho da perna do paciente, garantindo um posicionamento do joelho em 60° para teste de força muscular dos músculos extensores de joelho. Foi elaborada também um dispositivo eletrônico que permite avaliar a força em tempo real e armazenar o pico de força. O dispositivo foi testado através da análise do músculo reto femoral em dois grupos de pacientes, G1 apenas com procedimentos padrões de fisioterapia e G2 com os procedimentos padrões e EENM, no dia da admissão na UTI, no dia 3, 7 e 14. Os testes com pacientes foram realizados por equipe de fisioterapeutas na UTI trauma do Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF). Aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa - FEPECS/SES-DF sobre o número de parecer 417.180. **Resultados:** O dinamômetro isométrico desenvolvido foi capaz de medir e acompanhar a força do quadríceps, os dados não apresentaram distribuição normal pelo teste de Shapiro-Wilk e a análise estatística foi realizada com o teste não paramétrico Kruskal-Wallis, indicando que o tratamento com EENM foi mais efetivo que o tratamento sem EENM ( $p < 0.014$ ). **Conclusão:** O dispositivo construído apresentou-se como uma forma de medir a força em pacientes não cooperativos, permitindo avaliar a variação de força nos pacientes conforme o tempo de internação e o protocolo de tratamento utilizado.

**Palavras chaves:** UTI, Dinamômetro Isométrico, Mobilização precoce, EENM, Paciente não cooperativo.

---

## ABSTRACT

**Introduction:** Intensive Care Units (ICUs) experiences loss of muscle strength shortly after an intubation with mechanical ventilation, and a good part, up to 50%, can be diagnosed as Acquired Weakness in Intensive Care Units (AWICU). This diagnosis is traditionally carried out testing manually the strength and subjectively analysed with the Medical Research Council scale (MRC). This strength measurement requires patient collaboration, so that diagnoses of muscle weakness in non-collaborative patients can be considered a challenge. One solution is to cause a contraction with Neuromuscular Electrical Stimulus (NMES) and evaluate the response with a fixed dynamometer. **Methodology:** In order to allow assessment of strength in non-collaborative patients a portable device with mass of less than 8 kilograms was designed to be positioned in a bed and to be adjustable to the size of the patient's leg, guaranteeing a positioning of the knee at 60° for muscle strength testing of knee extensor muscles. An electronic device was also developed to evaluate in real-time the force and stores the force peak. The device was tested by the analysis of rectus femoris in two groups of patients, G1 with only traditional physiotherapy and G2 with the traditional procedures and NMES, in the day of admission at ICU, on day 3, 7 and 14. The tests with patients was performed by the team of physiotherapists in the ICU trauma of the Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF). Approved by the Research Ethics Committee - FEPECS / SES-DF on opinion number 417,180. **Results:** The developed isometric dynamometer was able to measure and monitor the strength of the quadriceps, the data had not normal distribution by the Shapiro-Wilk test and the statistical analysis was performed with the Kruskal-Wallis non-parametric test, indicating that the NMES treatment was more effective than non-NMES treatment ( $p < 0.014$ ). **Conclusion:** The developed device presented as a way of force assessment in non-cooperative patients, allowing the evaluation of a force variation in the patients according to the time of hospital stay and the implemented treatment protocol.

**Key words:** ICU; Isometric Dynamometer; Early mobilization; NMES; Uncooperative Patient

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	1
1.3	OBJETIVOS DO PROJETO	2
1.4	JUSTIFICATIVA DA ESCOLHA DO PROJETO	3
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	<b>4</b>
2.1	FISIOLOGIA HUMANA	4
2.1.1	PROPORÇÕES HUMANAS E ANTROPOMETRIA	4
2.1.2	ERGONOMIA	8
2.1.3	MEMBRO INFERIOR DO CORPO HUMANO E MECANISMO DE CONTRAÇÃO	9
2.2	TÉCNICAS DE FORTALECIMENTO MUSCULAR EM INDIVÍDUO NÃO COOPERATIVO	16
2.2.1	DEBILIDADE MUSCULAR EM PACIENTES CRÍTICOS INTERNADOS EM UTI E MOBILIZAÇÃO PRECOCE	16
2.2.2	MUSCULATURA INFERIOR EM INDIVÍDUOS DESNERVADOS (PARAPLEGIA, TETRAPLEGIA)	16
2.2.3	MOBILIZAÇÃO PASSIVA COM CICLOERGÔMETRO	17
2.2.4	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR (EENM)	17
2.3	DINAMOMETRIA PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR	19
2.3.1	TESTE MANUAL	20
2.3.2	TESTE COM DINAMÔMETRO ISOCINÉTICO	20
2.3.3	TESTE ISOMÉTRICO COM DINAMÔMETRO FIXO	22
2.3.4	TESTE ISOMÉTRICO COM DINAMÔMETRO FIXO E EENM	22
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	<b>23</b>
3.1	DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA/TORQUE DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE JOELHO E FLEXORES PLANTAR	24
3.1.1	AJUSTE DO DISPOSITIVO AO PACIENTE	26
3.2	ELETRÔNICA DO DISPOSITIVO	27
3.2.1	CIRCUITO DE MEDIÇÃO DE CORRENTE	28
3.2.2	CIRCUITO DE MEDIÇÃO DE CÉLULA DE CARGA	32
3.2.3	CIRCUITO DE RELÓGIO	34
3.2.4	CIRCUITO DE ARMAZENAMENTO DE DADOS EM CARTÃO DE MEMÓRIA	35
3.2.5	<i>Display</i>	36
3.2.6	MICROPROCESSADOR	36
3.2.7	<i>Shield</i> DE INTEGRAÇÃO DOS MÓDULOS	37
3.2.8	CIRCUITO PARA GERAR FONTE NEGATIVA	37
3.2.9	CASE PARA ABRIGAR A ELETRÔNICA	37

3.3	PROTOCOLO PARA ENCONTRAR OS PONTOS MOTORES.....	38
3.4	PROTOCOLO PARA AFERIR O PICO DE FORÇA/TORQUE .....	40
3.5	ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO REALIZADO PELA EQUIPE DE FISIOTERAPIA DO HBDF .....	41
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>43</b>
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO E CONCLUSÃO .....</b>	<b>45</b>
<b>6</b>	<b>TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>47</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>47</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>52</b>
<b>I</b>	<b>FIGURAS E TABELA DE CUSTOS.....</b>	<b>53</b>
I.1	SENSOR DE CORRENTE .....	54
I.2	<i>Shield</i> .....	55
I.3	TABELA DE CUSTOS .....	56
I.4	DADOS DO ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO .....	56



## LISTA DE FIGURAS

2.1	Distribuição de frequência da altura de um homem britânico, com destaque para a região entre os percentis 5 e 95 Fonte: [1], adaptado. ....	5
2.2	Pontos anatômicos dos ossos para referências de medidas de comprimento a partir do chão e as respectivas proporções médias exibidas em função da altura H para população masculina / feminina dos Estados Unidos em 1972. Fontes: [2] e [3]. ....	6
2.3	A medida direta pode ser feita entre duas marcações de regiões anatômicas dos ossos. (a) Altura do joelho, representada como sendo a distância do ponto anatômico do osso denominado <i>Tibiale laterale</i> ao chão; (b) medição da altura do joelho com segmômetro; (c) distância entre os pontos <i>Trochanterion</i> e o <i>tibiale laterale</i> ; (d) medição com segmômetro da distância <i>Tronchanterion-tibiale laterale</i> . Fonte: [2]. ....	7
2.4	Fluxograma mostrando a correlação entre o produto, usuário e tarefa a ser desempenhada em uma busca por <i>design</i> ergonômico. Fonte: [1]. ....	8
2.5	Principais ossos do membro inferior e indicações das três articulações. A articulação do quadril é multiaxial e as outras fazem apenas o movimento de extensão e flexão como uma dobradiça. Fonte: [4]. ....	10
2.6	Músculos que correspondem ao quadríceps, tais músculos permitem extensão de joelho e flexão de quadril e estabilização do joelho. Fonte: [4]. ....	11
2.7	(a) Diagrama de origem, curso e inserção dos músculos anteriores da perna, com destaque para o quadríceps. (b) ação de extensão do joelho através dos músculos do quadríceps. Fonte: [5]. ....	12
2.8	Diagrama de origem, curso e inserção dos músculos envolvidos na flexão plantar: (a) músculos do compartimento lateral. (b) músculos do compartimento posterior superficial, tríceps sural. (c) Músculos do compartimento posterior profundo. Fonte: [5]. ....	13
2.9	Esquemático de uma unidade motora. Fonte: [6]. ....	15
2.10	Cicloergômetro flexmotor - adaptado ao leito, da empresa cajumoro. Fonte: [7]. ....	17
2.11	Gráfico do percentual de máxima intensidade de contração alcançados por diferentes frequências de eletroestimulação, percebe-se que próximo dos 100 Hz é possível obter a máxima contração muscular. Fonte: [8]. ....	18
2.12	Formas de ondas típicas para obtenção dos parâmetros reobase, cronaxia e tempo de acomodação. Fonte: [9]. ....	19
2.13	Procedimento padrão de avaliação da extensão de joelho com dinamômetro isocinético , a referência de posicionamento para extensão de joelho na elaboração do dispositivo da figura 3.2. Fonte: [10]. ....	21
2.14	Procedimento padrão de avaliação de flexão plantar com dinamômetro isocinético , a referência de posicionamento para flexão plantar na elaboração do dispositivo da figura 3.2. Fonte: [10]. ....	21

3.1	Forma de posicionamento dos pacientes para o protocolo experimental, com destaque aos seguintes itens: (1) - Prancha de posicionamento e ; (2) - Medidor eletrônico; (3) - Eletrodos de estimulação; (4) - Estimulador elétrico; (5) - Indivíduo não cooperativo e; (6) - leito. ....	23
3.2	Dispositivo desenvolvido para permitir o posicionamento correto dos pacientes em decúbito dorsal sobre os sensores com flexão de joelho a 60°, simulando a posição sentada do dinamômetro isocinético [10]. ....	25
3.3	(a) Célula de carga do tipo SV para medir forças do tipo tração com capacidade escolhida de 1000N utilizada para medir extensão de joelho; (b) Célula de carga do tipo GLX com capacidade de 500N utilizada para medir a flexão planar. Fonte: [11]. ....	26
3.4	Eletrônica do dispositivo mostrando o modo de acompanhamento em tempo real da força com a célula de carga de avaliação da flexão do joelho conectada, para mudar para o modo pico de força basta girar o botão .....	27
3.5	Esquemático do sensor de corrente projetado utilizando o amplificador de instrumentação INA118. ....	28
3.6	(a) Capacitores de filtro recomendados por [12], (b) Circuito gerador de tensão de referência obtida a partir de um circuito seguidor de emissor. ....	30
3.7	(a) Ligação no osciloscópio mostrando a ligação dos quatro canais: $V_{in+}$ em 1, $V_{in-}$ em 2, $V_{out+}$ em 3 e $V_{ref}$ em 4 (b) Tela com resultados, onde todos os canais estão com escala de 1 Volt: a linha central mostra o sinal de entrada, obtida pela subtração dos sinais $V_{in+}$ e $V_{in-}$ ; a linha reta mostra $V_{ref}$ , que equivale ao deslocamento do nível base do sinal de saída e; O sinal senoidal de maior amplitude é a saída, com ganho de aproximadamente 8.82 da tensão de pico a pico de entrada. ....	31
3.8	(a) Vista em perspectiva do sensor de corrente desenvolvido. (b) Pinagem do componente. Observa-se que o módulo permite a leitura de dois canais do eletroestimulador, permitindo a avaliação da eletroestimulação de dois músculos diferentes. ....	32
3.9	Arquitetura do Circuito Integrado HX711, com destaque para a comunicação com o microcontrolador realizada através de apenas uma entrada e uma saída. O pino Rate pode ser colocado direto em 1 para configurar a taxa de 80 amostras por segundo (APS), caso contrário a taxa é de apenas 10 APS fonte: [13] .....	33
3.10	(a) Vista em perspectiva do leitor de célula de carga que utiliza o circuito integrado HX711. (b) Pinagem do componente. Os sinais E+, E- são, respectivamente as alimentações positiva e negativa que alimenta a ponte de Wheatstone da célula de carga, Já A- e A+ é o sinal proveniente da ponte e entrada do canal A, as entradas do canal B são ligadas juntamente com as A de mesma polaridade. O sinal DT é conectado ao pino DOUT e o sinal SCK ao PD SCK do CI HX711. ....	34
3.11	(a) Vista em perspectiva do módulo de relógio com CI DS1307Z que disponibiliza informações de data e hora. (b) Pinagem do componente. Percebe-se que apenas dois fios são utilizados para comunicação com o módulo: o SDA e o SCL, uma vez que o protocolo é I2C. ....	35

3.12	(a) Vista em perspectiva do módulo de leitura e gravação em cartão de memória para armazenar os dados de leitura dos sensores de corrente, força/torque, data e hora. (b) Pinagem do componente. Percebe-se que apenas quatro fios de dados são utilizados para comunicação com o módulo: o CS, SCK, MOSI e MISO, pois é SPI [14].	35
3.13	(a) Vista em perspectiva do módulo de <i>Display</i> de 84 x 84 pixels (b) Pinagem do componente.	36
3.14	Vista em perspectiva da placa de desenvolvimento Arduino Nano. O microprocessador é o ATmega 328 e conta com circuito conversor serial-USB para comunicação com o computador.	36
3.15	Case desenvolvido para a eletrônica do dinamômetro.	38
3.16	(a) Aparelho de eletroestimulação que permite intensidades de corrente de até 79mA e cronaxia maior que 1000 $\mu$ s para possibilitar contrações em pacientes com disfunção na excitabilidade neuromuscular.(b) Caneta de eletroestimulação utilizada para verificar o posicionamento dos melhores pontos motores dos músculos a se estimular. (c) Eletrodo de referência. Fonte: [9].	39
3.17	Posicionamento dos eletrodos na coxa sobre os pontos motores dos músculos reto femoral e vasto lateral identificáveis com o protocolo disposto na seção 3.3	40
3.18	Paciente sobre a prancha desenvolvida para garantir o correto posicionamento e captura da força exercida pela extensão de joelho ou pela flexão plantar, nota-se que o joelho fica apoiado em uma estrutura acolchoada, o calcanhar é preso a uma célula de carga do tipo SV e o pé sobre uma placa conectada a uma célula de carga do tipo GLX.	41
3.19	Posicionamento do paciente na versão 2.3 para o ensaio realizado pela equipe de fisioterapia	42
4.1	Paciente posicionado sobre o dispositivo e características principais da versão 3.0: (1) permite o correto ajuste do paciente com joelho a 60° ajustável ao paciente com 3 eixos, (2) estável sobre o leito e (3) baixo peso, inferior a 8 kg.	43
4.2	Pico de força eletricamente evocado no músculo reto femoral nos dois grupos, mostrando a média interpolada entre os dias 1 e 14 e os desvios padrões dos dias de coleta.	44

## LISTA DE TABELAS

2.1	Escala da <i>Medical Council Research</i> para avaliação de força muscular[15] .....	20
4.1	Dados sobre número de amostras, média, mediana, desvio padrão e teste de normalidade Shapiro-Wilk dos valores da força encontrados durante o teste com o dinamômetro isométrico desenvolvido no grupo 1 e grupo 2. Os dados brutos estão no anexo I.4. ....	43
4.2	Resultados do teste de hipótese não paramétrico Kruskal-Wallis. ....	44
4.3	Análise dos resultados pelos valores p com método qui-quadrado. ....	44
I.1	Tabela dos custos referentes à produção do terceiro protótipo construído em acrílico, juntamente com materiais para compor a parte eletrônica. ....	56
I.2	Dados coletados do grupo 1 e grupo 2 .....	57

# LISTA DE SÍMBOLOS

## Siglas

1RM	<i>Uma Repetição Máxima</i>
FA-UTI	<i>Fraqueza Adquirida em Unidade de Tratamento Intensivo</i>
ABS	<i>Acrylonitrile Butadiene Styrene</i>
APS	<i>Amostras por Segundo</i>
ADC	<i>Conversor Analógico-Digital</i>
CAD	<i>Computer Assisted Design</i>
CBEB	<i>Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica</i>
CI	<i>Circuito Integrado</i>
CLT	<i>Consolidação das Leis Trabalhistas</i>
EENM	<i>Estímulo Elétrico Neuromuscular</i>
FDP	<i>Função Densidade de Probabilidade</i>
GND	<i>Ground</i>
G1	<i>Grupo 1</i>
G2	<i>Grupo 2</i>
PCI	<i>Placa de Circuito Impresso</i>
HBDF	<i>Hospital de Base do Distrito Federal</i>
HFA	<i>Hospital das Forças Armadas</i>
I2C	<i>Inter-Integrated Circuit</i>
JC	<i>Joelho-Calcanhar</i>
MMG	<i>Mecanomiografia</i>
NR17	<i>Norma Regulamentadora 17</i>
PT	<i>Pico de Torque</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
SD	<i>Security Disk</i>
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i>
UTI	<i>Unidade de Tratamento Intensivo</i>
VM	<i>Ventilação Mecânica</i>

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Um paciente em estado crítico ao ser internado na Unidade de Tratamento Intensivo (UTI) comumente adquire debilidade muscular nos primeiros dias de Ventilação Mecânica [16]. A redução de massa e força muscular começa pouco tempo depois da internação do paciente na UTI [17]. Esse quadro tem forte impacto no prognóstico do indivíduo, estando associado a internação prolongada, dificuldade no desmame da VM, maior mortalidade e aumento dos custos intra e extra hospitalares [18].

Quando a debilidade é associada à presença de polineuromiopia, miopatia ou neuromiopia da doença crítica dá-se o nome de "*Fraqueza Adquirida na Unidade de Tratamento Intensivo*" (FA-UTI) [19]. A FA-UTI é tipicamente simétrica e afeta principalmente os músculos periféricos proximais, bem como os músculos respiratórios [19]. Seu diagnóstico é obtido em pacientes cooperativos testando-se manualmente a contração exercida de forma voluntária nos três grupos musculares mais afetados de cada extremidade e classificado subjetivamente em cinco níveis na escala da *Medical Research Council* [20]. A soma desses valores vai de 0, indicando paralisia total, a 60, força máxima, e a FA-UTI pode ser diagnosticada quando a soma é inferior a 48 [19].

A mobilização precoce associada ao uso criterioso de sedativos, corticosteróides e bloqueadores neuromusculares podem reduzir a incidência da FA-UTI [19]. Além disso é segura e aplicável em boa parte dos pacientes críticos [21]. A mobilização precoce utiliza técnicas de fisioterapia em pacientes não cooperativos, uma dessas técnicas é a mobilização com cicloergômetro como técnica de cinesioterapia [16]. Outra técnica é o tratamento com Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) [17], onde uma corrente pulsada com frequência próxima a 100 Hz é aplicada para obter a máxima contração involuntária dos grupos musculares [8].

A força muscular pode ser estimada pelo ampanhamento da espessura dos músculos, pela avaliação visual das características das fibras musculares através de ultra-som [22] ou pela estimulação magnética do nervo femoral [23] ou ainda pela resposta emitida pelos músculos através da mecanomiografia (MMG) evocada por EENM [24]. Pode ainda ser medida de forma objetiva através do acompanhamento com dinamometria das medidas de força ou torque evocado por EENM [25]. Tais métodos podem ser utilizados para analisar a eficácia na manutenção da integridade muscular em pacientes não cooperativos.

## 1.2 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

Sabe-se subjetivamente que uso de técnicas de reabilitação precoce na UTI apresenta bons resultados no tratamento e recuperação dos pacientes acamados [21]. Contudo, é difícil mensurar objetivamente qual a real eficácia de cada uma delas ou a mais adequada para cada tipo fisiológico. Outro fator limitante é o fato que grande parte dos pacientes em UTI se encontram em coma natural ou induzido e estão conectados

à diversos aparelhos, sondas e sobre efeito de sedativos, medicações e inibidores de movimento [26].

Intuitivamente, um dos parâmetros mais eficientes para averiguar debilidade muscular é a medição da força de contração dos músculos de forma direta. Podendo ser realizada objetivamente através de dinamômetros isocinéticos, que registram com alta resolução a curva de medição de força muscular tanto isocinética quanto isométrica[10] ou subjetivamente com uso de dinamômetros manuais [20].

A medida de força com dinamômetro isocinético, aparelho que é o padrão ouro da análise de força muscular, é muito utilizado entre atletas de alto rendimento para acompanhar o desenvolvimento muscular [27], todavia não é um aparelho portátil e não pode ser aplicado em pacientes acamados, que estão conectados a diversos aparelhos e sondas essenciais ao seu tratamento.

O teste muscular com dinamômetro manual apresenta como vantagem a sua portabilidade mas em contrapartida apresenta baixa resolução por restringir a força em apenas cinco níveis subjetivos associado à escala da MRC e ser um exame clínico que precisa de fisioterapeutas especializados [20], além disso é necessária a cooperação do paciente para aferir a contração [28].

Em pacientes não cooperativos foram encontradas soluções que avaliam força de músculos que geram flexão dorsal. Ginz et al. desenvolveram um mecanismo para avaliar flexão dorsal e seu estudo mostrou que os pacientes em estado crítico internados em UTI apresentaram perda de força [29]. Durfee et al., criou um mecanismo similar ao anterior, mas com dimensões e peso reduzidos para aplicação em UTI, mostrando que o seu dispositivo também apresenta boa repetibilidade e precisão nos testes [30]. Tourville et al. desenvolveu um aparato adaptado ao leito para medição de força isométrica de músculos do quadril em pacientes cooperativos que permite avaliar os movimentos da articulação do quadril [31].

Não foram encontrados equipamentos desenvolvidos para avaliar força ou torque do quadríceps pela extensão do joelho, nem do tríceps sural pela flexão plantar. A manutenção da força desses músculos é importante, pois são fundamentais para que uma pessoa se mantenha em pé ou caminhe [4].

### 1.3 OBJETIVOS DO PROJETO

O objetivo principal deste trabalho é de desenvolver um dinamômetro isométrico portátil e estável para medição de força dos músculos do membro inferior, quadríceps e tríceps sural, em pacientes não cooperativos. O dispositivo deve ser adequado para utilização sobre leitos de Unidade de tratamento Intensivo (UTI) e possuir ajustes para o correto posicionamento do paciente de acordo com suas dimensões para padronizar o processo de aquisição de dados e repetibilidade de posicionamento dos pacientes nos testes clínicos, evitando possíveis causas de viés[32].

O aparelho eletrônico deve ser um dispositivo portátil de mão, alimentado por bateria, com *display* para exibir informações sobre a força aplicada nos transdutores e registrar o pico de força. Além disso, deve ser também capaz de ler e armazenar os sinais de corrente da Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM) e os sinais de força captados pelas células de carga durante a extensão de joelho e/ou de flexão plantar.

O objetivo secundário é a análise dos dados coletados pelo dinamômetro desenvolvido para verificar perda ou ganho de força após a admissão dos pacientes na UTI. Dois grupos com pelo menos 10 pacientes

não cooperativos em cada devem ser distribuídos aleatoriamente em dois grupos: (1) grupo que recebe apenas procedimentos de rotina do hospital, sem EENM e; (2) grupo com procedimentos de rotina e EENM.

Espera-se avaliar as seguintes hipóteses: (1) se o grupo sem EENM mantém força avaliada no músculo reto femoral ou se há perda; (2) se a força é mantida no grupo com EENM ou se há ganho e; (3) se o tratamento com EENM e sem EENM possuem mesma eficiência ou se o primeiro é mais eficiente que o segundo.

#### **1.4 JUSTIFICATIVA DA ESCOLHA DO PROJETO**

O padrão ouro para aferir força muscular dos grupos extensores de joelho do quadríceps é por meio da utilização de dinamômetros isocinéticos [33], tais aparelhos são muito utilizados para treinar e aferir força em atletas de alto rendimento [27], não sendo adequado para pacientes acamados e não cooperativos, os quais estão conectados à diversos aparelhos, sondas e sobre efeito de sedativos e medicações.

Toonstra e Mattacola mostraram que o teste isométrico com um dinamômetro fixo fornece medidas confiáveis de força e também demonstra alta correlação ao teste realizado com dinamômetro isocinético [33]. Ginz et al. conclui que a força isométrica em músculos esqueléticos pode ser facilmente medida em pacientes não cooperativos através de estímulos elétricos [29].

Dessa forma, um dispositivo portátil que permita realizar a dinamometria isométrica sobre o leito de uma UTI através de contrações musculares evocadas por EENM abre a possibilidade de testar os procedimentos clínicos de reabilitação de maneira confiável. Permitindo a verificação de quais métodos são mais eficazes para manutenção da integridade e força das fibras musculares nos diversos pacientes acamados, sem a necessidade de removê-los do leito de modo a criar estratégias para reduzir a debilidade muscular adquirida na UTI.

Os procedimentos clínicos utilizados neste trabalho foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa - FEPECS/SES-DF sobre o número de parecer 417.180 e executados na UTI trauma do Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF) pela equipe coordenada pelo doutor Vinicius Zacarias Maldaner da Silva, fisioterapeuta UTI Adulto HBDF - HFA, e pelo doutorando Paulo Eugênio da Silva, fisioterapeuta membro do departamento de reabilitação do HBDF.



# 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

## 2.1 FISILOGIA HUMANA

O dinamômetro isométrico desenvolvido neste trabalho foi projetado para se adaptar ao tamanho do usuário e permitir ao paciente um posicionamento padrão para avaliação de força. Assim, sua estrutura deve ter ajustes congruentes às dimensões humanas. Para isso apresenta-se em 2.1.1 um estudo sobre antropometria.

Além disso a estrutura deve ser pensada ergonomicamente no profissional que utiliza o dispositivo, de modo que em 2.1.2 é realizado uma apresentação sobre conceitos de ergonomia do produto.

A estrutura do dispositivo deve ser capaz de medir a contração muscular a partir de estímulos elétricos. Para isso é apresentado em 2.1.3 um estudo sobre musculatura humana e os mecanismos de contração. São mostrados pontos importantes sobre o processo de contração natural (2.1.3.3) e o de contração induzida (2.1.3.4).

### 2.1.1 Proporções humanas e antropometria

O sistema antigo mais detalhado sobre as proporções humanas foi registrado por volta do ano 15 antes de Cristo por um arquiteto Romano chamado Vitruvius. Em seus estudos ele associou a proporção humana como sendo um princípio fundamental de *design* nas construções. Baseado nos manuscritos de Vitruvius, Leonardo da Vinci (1452 - 1519) desenhou a figura de um homem circunscrito em um quadrado e um círculo para ilustrar a teoria das proporções humanas, a qual ele chamou de "proporções de ouro". Assim, o homem era abordado como se obedecesse a um único padrão estético e metafísico [1].

Foi Albredech Durer (1471-1528) que começou a catalogar e caracterizar os diversos tipos físicos humanos com base na observação sistemática e na medição das proporções em grande número de pessoas. Assim, a antropometria começou a surgir como ciência [1]. Sabe-se atualmente que os dados antropométricos variam consideravelmente entre regiões diferentes, como exemplo a população da Scandinavia tem tendência a ser altos e a população da Ásia e Itália mais baixos [34].

Dessa forma, a antropometria é o ramo da ciência que lida com medidas e proporções do corpo humano, mais especificamente com o tamanho, forma, força e capacidades de trabalho [1]. Assim como em outras áreas da ciência, a antropometria deve ser associada à padrões de medidas, que são estabelecidos por normas nacionais ou internacionais. A *International society for the Advancement of Kinanthropometry* (ISAK) conta com especialistas da área em mais de 50 países, incluindo o Brasil, e trabalha desde 1986 para desenvolver padrões em antropometria [2].

As dimensões humanas são então baseadas em estudos empíricos e analisados matematicamente. Variáveis como altura, se forem obtidas a partir de uma população razoavelmente homogênea, obedecem a uma distribuição estatística denominada normal ou "distribuição Gaussiana" conforme a Figura 2.1. Essa distribuição é muito comum de ser encontrada na biologia em geral e na antropologia em particular. [1].

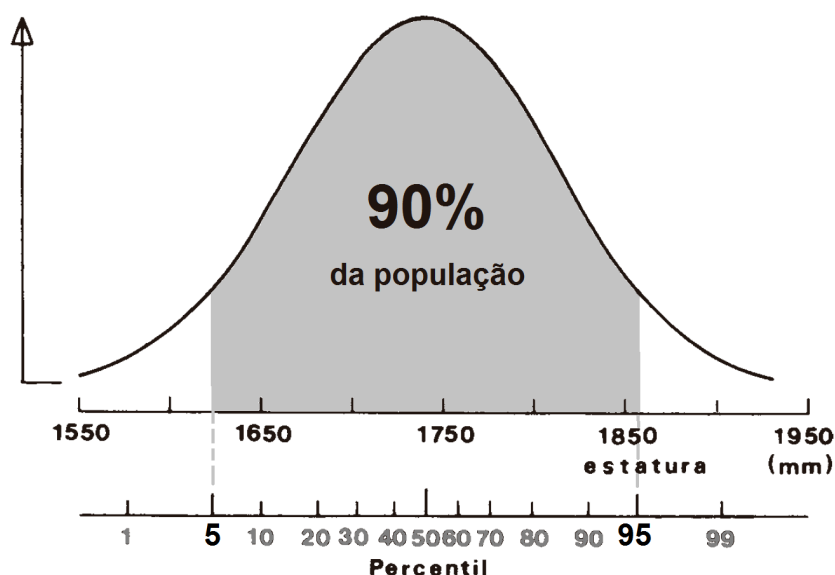


Figura 2.1: Distribuição de frequência da altura de um homem britânico, com destaque para a região entre os percentis 5 e 95 Fonte: [1], adaptado.

As medidas antropométricas em uma determinada população são classificadas em ordem crescente e descritas por percentil. Em um estudo ou projeto é comum utilizar o percentil 5 como parâmetro mínimo e 95 como máximo, abrangendo assim 90% da população. Caso queira-se atingir uma parcela maior da população pode-se utilizar os percentis de 1 a 99, o que equivale a 98% dos indivíduos [34].

Uma distribuição Gaussiana pode ser totalmente definida pela média e pelo desvio padrão [1]. Silva et al. em um levantamento sobre o perfil antropométrico da população brasileira usuária do transporte aéreo nacional fez o levantamento da estatura e outros dados antropométricos em 5.305 homens entre 15 e 87 anos de idade nos principais aeroportos do país e encontrou em sua amostra uma média de estatura igual a 1731 mm e desvio padrão de 73 mm [35]. Isso equivale a dizer que 90% da população avaliada tem estatura entre 1611 mm (percentil 5) e 1851 mm (percentil 95). Pode-se também inferir que 98% está entre 1561 mm (percentil 1) e 1901 mm (percentil 99).

#### 2.1.1.1 Medição da estatura e comprimentos do corpo

Segundo ISAK existem quatro técnicas para medir a estatura: posição livre, estatura contra a parede, comprimento em decúbito e estatura ereta. O comprimento em decúbito deve ser utilizado em crianças de até dois ou três anos ou adultos incapazes de ficar em pé. Os três outros métodos apresentam resultados levemente diferentes. O método recomendado por ISAK é a medição da estatura ereta. Isso porque existe uma variação na altura durante o dia, essa diferença pode ser minimizada com o sujeito em posição ereta e sua altura medida com estadiômetro de parede, sendo importante também registrar a hora que a medida é coletada.[2].

Para se fazer medidas de comprimento podem ser utilizados o antropômetro, o paquímetro com grande escala ou o segmômetro. Essas medições são padronizadas através de pontos anatômicos dos ossos segundo norma da ISAK. Os pontos de marcação são identificados por nomes em latim com intuito de padronizar e

facilitar a comunicação entre os profissionais da área, conforme figura 2.2.

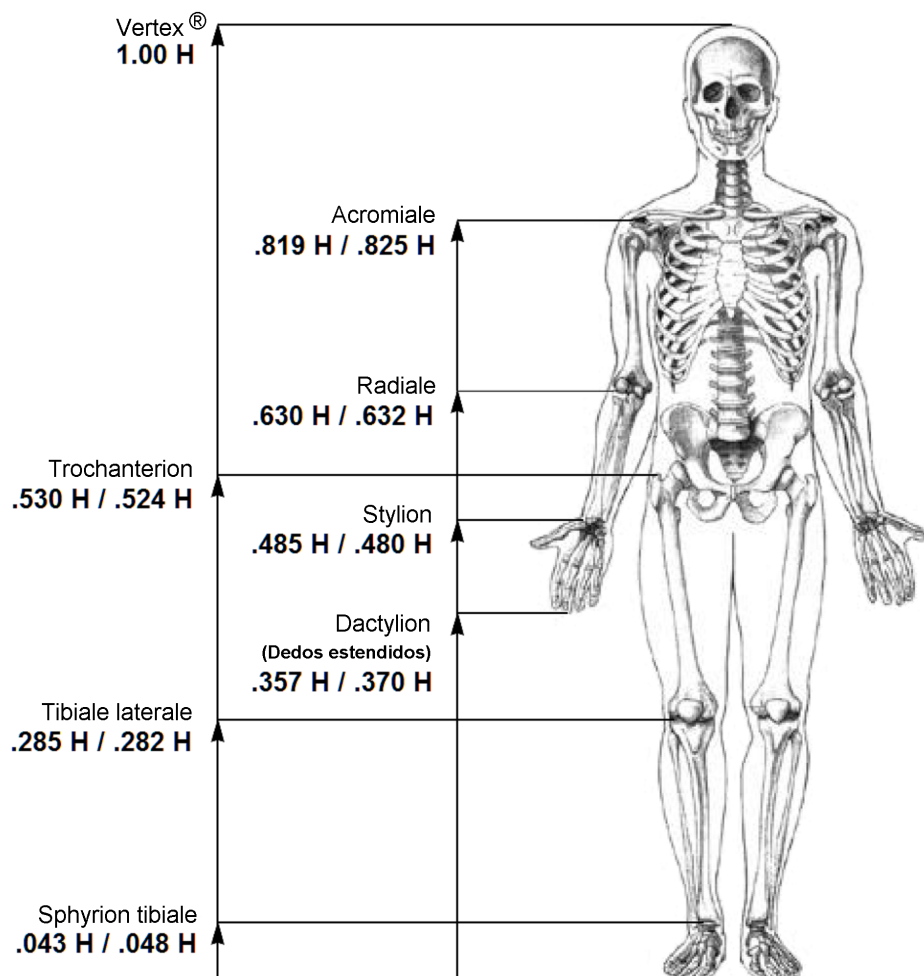


Figura 2.2: Pontos anatômicos dos ossos para referências de medidas de comprimento a partir do chão e as respectivas proporções médias exibidas em função da altura H para população masculina / feminina dos Estados Unidos em 1972. Fontes: [2] e [3].

Existem dois métodos para medição de comprimentos do corpo: de forma direta ou indireta [2]. As medições são ditas diretas quando se utiliza apenas algum instrumento com escala para se obter a medida entre dois pontos de interesse, por exemplo: a medição com estadiômetro de parede do *Vertex* ao chão (altura ereta), a medição com um segmômetro ou paquímetro de larga escala do ponto (*Tibiale laterale*) ao chão (altura do joelho), conforme figura 2.3 (b), ou ainda entre os pontos *Trochanterion* e o *Tibiale laterale* (comprimento entre o quadril e o joelho), conforme figura 2.3 (d). A medida direta gera menos erros que as indiretas, portanto é a forma mais recomendada de se medir comprimentos [2].

Já as indiretas são medidas obtidas a partir de outras medições e são encontradas a partir de uma fórmula matemática. Para as medições indiretas deve-se posicionar o indivíduo em pé e com postura ereta. As distâncias são medidas a partir dos pontos anatômicos dos ossos desejados ao chão. As medições entre dois pontos, os quais estão apontados na figura 2.2, são então obtidas a partir da subtração entre os pontos [2]. Como exemplo podem-se obter as distâncias entre o ponto *Trochanterion* e o *Tibiale laterale* (TrTl) subtraindo-se a distância do ponto *Trochanterion* ao chão (Tr) da distância do ponto *Tibiale laterale* ao

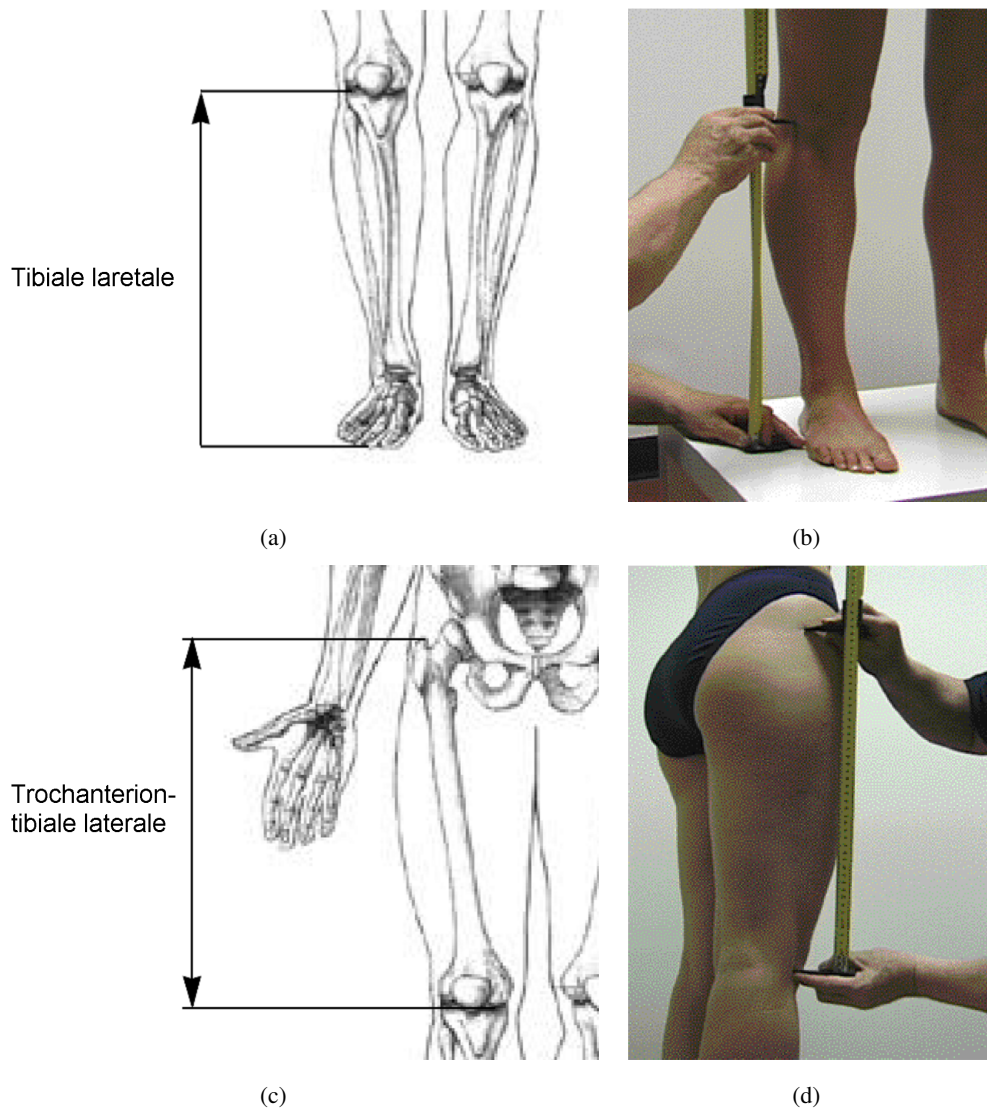


Figura 2.3: A medida direta pode ser feita entre duas marcações de regiões anatômicas dos ossos. (a) Altura do joelho, representada como sendo a distância do ponto anatômico do osso denominado *Tibiale laterale* ao chão; (b) medição da altura do joelho com segmômetro; (c) distância entre os pontos *Trochanterion* e *tibiale laterale*; (d) medição com segmômetro da distância *Trochanterion-tibiale laterale*. Fonte: [2].

chão (Tl):

$$TrTl = Tr - Tl$$

Outro exemplo prático é a obtenção da altura de um indivíduo a partir da medida direta entre a base do pé e o joelho (*Tibiale laterale* (Tl)) através das equações de Chumlea. Bojmehrani et al. compararam a medição de estatura ereta de 100 indivíduos, sendo 75 homens e 25 mulheres, antes de serem submetidos a cirurgias cardíacas e as medidas obtidas com o método de estimação da altura pelo comprimento Tl após a cirurgia. Esse método obteve apenas 0.1% das estimações de altura com erros superiores a 10% quando comparado ao valor medido de estatura ereta [36].

A equação de Chumlea para estimar a estatura  $H$  em homens é dada por:

$$H = 64.19 - (0.04 \times a) + (0.02 \times Tl),$$

e para mulheres:

$$H = 84.88 - (0.24 \times a) + (1.83 \times Tl),$$

onde  $H$  representa a estatura,  $a$  representa a idade em anos e  $Tl$  é a distância entre o ponto *Tibiale laterale* e a base do pé [36].

### 2.1.2 Ergonomia

A palavra ergonomia vem do Grego *ergos*, trabalho, e *nomos*, regras. Seu objetivo é associar o comportamento humano às ferramentas utilizadas em seu ambiente de trabalho. Assim, um produto ergonômico é aquele que seu design é pensado para favorecer a sua utilização por um ser humano buscando eficiência funcional, facilidade de uso, conforto, saúde, segurança e qualidade de trabalho. Todo o *design* do produto é focado na tarefa e no usuário, conforme figura 2.4. [1].

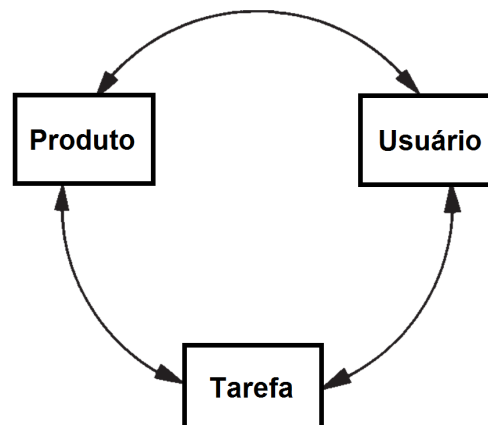


Figura 2.4: Fluxograma mostrando a correlação entre o produto, usuário e tarefa a ser desempenhada em uma busca por *design* ergonômico. Fonte: [1].

A ergonomia pode ser uma parte inerente do *design*, manufatura e uso. Conhecer como os padrões antropométricos, postura, demanda repetitiva e espaço de trabalho afetam aos usuários é crítico para entender a ergonomia, pois ela está diretamente relacionada com as necessidades do usuário final [34].

Para se construir o dispositivo portátil apresentado neste trabalho, além da questão da antropometria utilizada no projeto para permitir ajuste confortável ao usuário não cooperativo, fez-se necessário pensar no profissional que utiliza o aparelho em ambiente clínico. Um dos fatores mais críticos relatados pela equipe de trabalho na UTI é a questão: qual é o limite máximo de peso do equipamento que minimiza riscos para o operador, tendo em vista que o dispositivo precisa ser carregado manualmente por um técnico?

Essa questão é difícil de responder, depende da forma postural ao se levantar a carga, do condicio-

namento físico e das características mecânicas equipamento por exemplo. Dessa forma deve sempre se esperar que o risco de lesões aumenta proporcionalmente com o peso da carga [1].

No Brasil, a Consolidação das Normas Trabalhistas (CLT) estabelece os limites de peso máximo permitido para levantamento manual de peso como sendo de 60 kg para Homens e de 20 a 25 kg para mulheres dependendo do tipo de trabalho contínuo ou esporádico [37]:

*"Art. 198 - É de 60 kg (sessenta quilogramas) o peso máximo que um empregado pode remover individualmente, ressalvadas as disposições especiais relativas ao trabalho do menor e da mulher.(Redação dada pela Lei nº 6.514, de 22.12.1977)"*

*"Art. 390 - Ao empregador é vedado empregar a mulher em serviço que demande o emprego de força muscular superior a 20 (vinte) quilos para o trabalho contínuo, ou 25 (vinte e cinco) quilos para o trabalho ocasional."*

A Norma Regulamentadora Brasileira 17 (NBR17) define o que é o transporte manual de cargas e também faz ressalvas se o trabalho é exercido por jovem ou se compromete saúde ou segurança do trabalhador [38] :

***"17.2.1.1. Transporte manual de cargas designa todo transporte no qual o peso da carga é suportado inteiramente por um só trabalhador, compreendendo o levantamento e a deposição da carga.***

*17.2.1.2. Transporte manual regular de cargas designa toda atividade realizada de maneira contínua ou que inclua, mesmo de forma descontínua, o transporte manual de cargas.*

*17.2.1.3. Trabalhador jovem designa todo trabalhador com idade inferior a 18 (dezoito) anos e maior de 14 (quatorze) anos.*

***17.2.2. Não deverá ser exigido nem admitido o transporte manual de cargas, por um trabalhador cujo peso seja suscetível de comprometer sua saúde ou sua segurança.***

*17.2.3. Todo trabalhador designado para o transporte manual regular de cargas, que não as leves, deve receber treinamento ou instruções satisfatórias quanto aos métodos de trabalho que deverá utilizar, com vistas a salvaguardar sua saúde e prevenir acidentes.*

*17.2.4. Com vistas a limitar ou facilitar o transporte manual de cargas, deverão ser usados meios técnicos apropriados.*

***17.2.5. Quando mulheres e trabalhadores jovens forem designados para o transporte manual de cargas, o peso máximo destas cargas deverá ser nitidamente inferior àquele admitido para os homens, para não comprometer a sua saúde ou a sua segurança. "***

### **2.1.3 Membro inferior do corpo humano e mecanismo de contração**

O membro inferior suporta o corpo quando em pé ou em locomoção, ele é revestido por pele, tecidos subcutâneos que contêm vasos e nervos e pela fascia profunda. Por dentro, o septo intermuscular separa os músculos em compartimentos. A coxa possui três compartimentos: O anterior, o posterior e o medial. A perna tem os compartimentos anterior, posterior e lateral. Já o pé apenas o dorsal e sola. Cada compartimento possui músculos com ações comuns e é comandado e nutrido por uma rede neurovascular [4]. As

extremidades dos músculos esqueléticos são normalmente conectadas aos ossos em cada extremidade por tecidos conjuntivos resistentes, nomeados tendões [39].

Os ossos são estruturas rígidas e resistentes que mantêm a estrutura mecânica da perna e através de ligamentos, tecidos conjuntivos fibrosos que conectam ossos, formam as articulações [5]. A articulação do quadril, entre os ossos do quadril e o fêmur, permite uma variedade de movimentos devido ao encaixe multiaxial. A parte inferior do fêmur com a patela e a parte superior da tíbia formam a articulação do joelho, a qual permite apenas um movimento gínglimo, similar a de uma dobradiça. A tíbia e a fíbula unem-se ao talus formando a articulação do tornozelo, cujo movimento é também gínglimo [4]. A figura 2.5 mostra os principais ossos e as articulações do membro inferior.

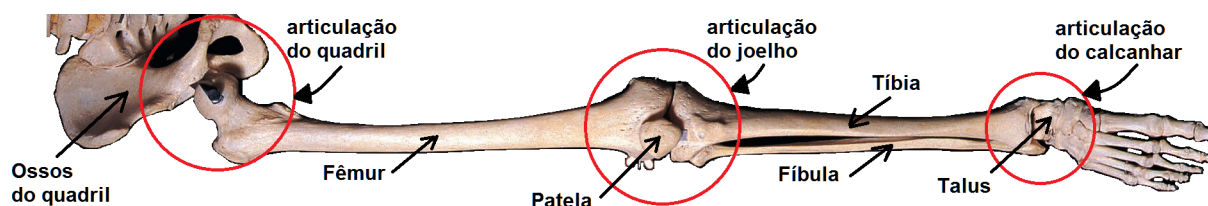


Figura 2.5: Principais ossos do membro inferior e indicações das três articulações. A articulação do quadril é multiaxial e as outras fazem apenas o movimento de extensão e flexão como uma dobradiça. Fonte: [4].

A articulação do quadril é formada pela cavidade do acetábulo, formado pelos ossos do quadril, e a cabeça do fêmur. A união entre ambos é feita por um material fibrocartilagenoso chamado lábio acetabular e por ligamentos. A articulação permite os movimentos de flexão, extensão, adução, abdução, circundução e rotação [5].

A articulação do joelho é a maior articulação do corpo humano e é formada pelos côndilos do fêmur e da tibia e a patela. Existem ligamentos, meniscos e bursa comunicante em vários pontos da articulação para permitir a ligação e reduzir impactos e atritos entre os ossos. É uma articulação gínglimo, permite flexão e extensão. Também permite alguma rotação se a articulação estiver flexionada. [5].

A articulação do tornozelo é formada pelos maléolos medial da tíbia e lateral da fíbula e o talus. Uma cápsula articular e ligamentos fazem a união entre os três ossos. É também uma articulação gínglimo, permitindo os movimentos de flexão plantar e flexão dorsal, atingindo  $70^\circ$  entre os extremos de flexão plantar e dorsal [5].

Os músculos que produzem movimento nas articulações são os músculos esqueléticos, músculos estriados voluntários [4]. Esses músculos são formados de fibras individuais que contraem quando estimulada por um neurônio motor somático. Cada ramo do neurônio motor inerva um número de fibras musculares. A variação na ativação dos neurônios motores resulta em gradações na força de contração de todo o músculo [39].

Quando o músculo contrai é exercida uma tensão nos tendões e nos ossos os quais está conectado. A contração gera movimento dos ossos nas articulações, onde um dos ossos normalmente move-se mais que o outro. O tendão no qual o músculo se conecta ao osso menos móvel é chamado origem e o tendão conectado ao osso que sofre maior deslocamento é chamado inserção [39].

As ações de contração dos músculos esqueléticos são controladas pelo sistema nervoso somático por nervos que possuem ação voluntária ou por reflexo. Tais nervos são derivados da medula espinhal e dos plexos sacrais. O nervo femoral inerva-se no compartimento anterior da coxa e o nervo obturador no compartimento medial. O compartimento posterior da coxa e os compartimentos da perna e do pé são comandados pelo nervo ciático [4].

Para o presente trabalho é necessário entender o comportamento do quadríceps femoral, localizado no compartimento anterior da coxa conforme figura 2.6, que são músculos extensores de joelho (subsubseção 2.1.3.1) e dos músculos fibulares, tríceps sural, flexor longo dos dedos e tibial posterior, localizados no compartimento lateral e posterior da perna conforme figura 2.8, que são músculos que geram flexão plantar (subsubseção 2.1.3.2) [5].

### 2.1.3.1 Músculos que geram movimento de extensão do joelho

A ação de extensão do joelho, figura 2.7 (b), é executada quase que exclusivamente pelo quadríceps femoral, com o tensor fascia lata fornecendo uma assistência insignificante. A ação do quadríceps é maior quando a articulação do joelho está estendida, o que faz com que o músculo reto femoral e os vastos exerçam todo seu potencial de contração) [5].

O quadríceps femoral consiste em quatro músculos: reto femoral, vasto lateral, vasto intermédio e vasto medial, cobrindo a face dianteira e lateral do fêmur (figura 2.6) [4]. O músculo reto femoral atua em duas articulações, do quadril e do joelho, e os outros três apenas do joelho [5].

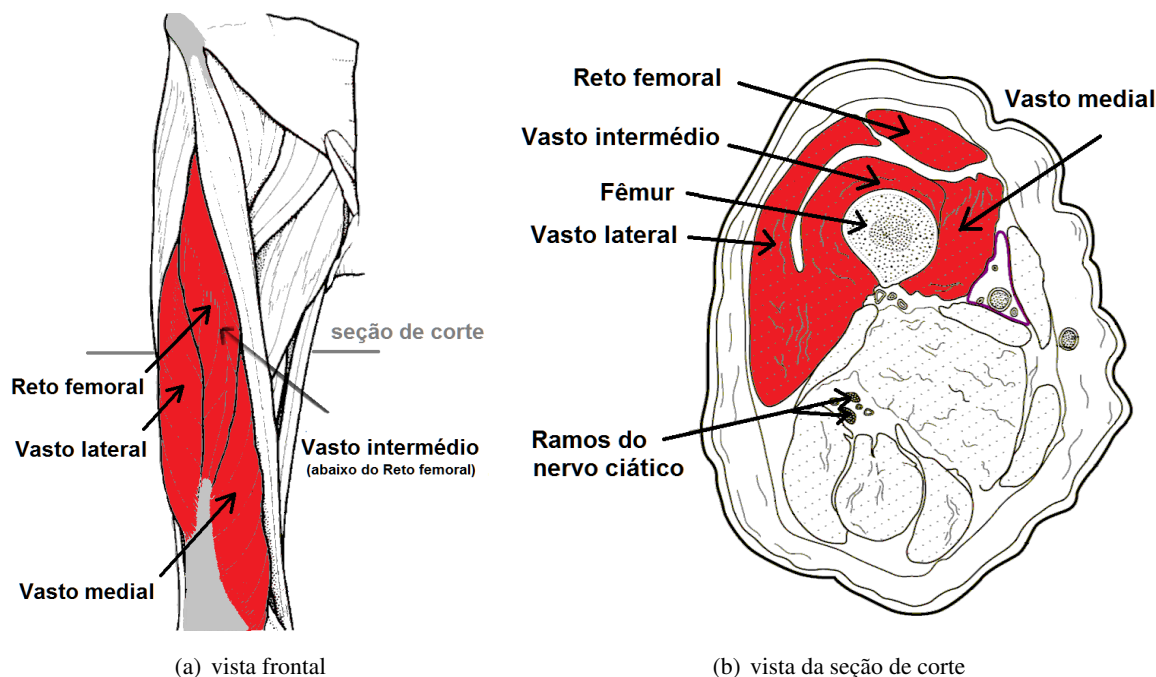


Figura 2.6: Músculos que correspondem ao quadríceps, tais músculos permitem extensão de joelho e flexão de quadril e estabilização do joelho. Fonte: [4].

O quadríceps femoral é um forte músculo antigravidade, estendendo a articulação do joelho enquanto em pé, caminhando ou correndo. O reto femoral também flexiona o quadril. As fibras inferiores do vasto



medial estabilizam a posição da patela [4]. Sua potência excede a de todos os outros flexores do corpo. Quando o quadríceps femoral está paralisado, não é possível manter-se em pé. [5].

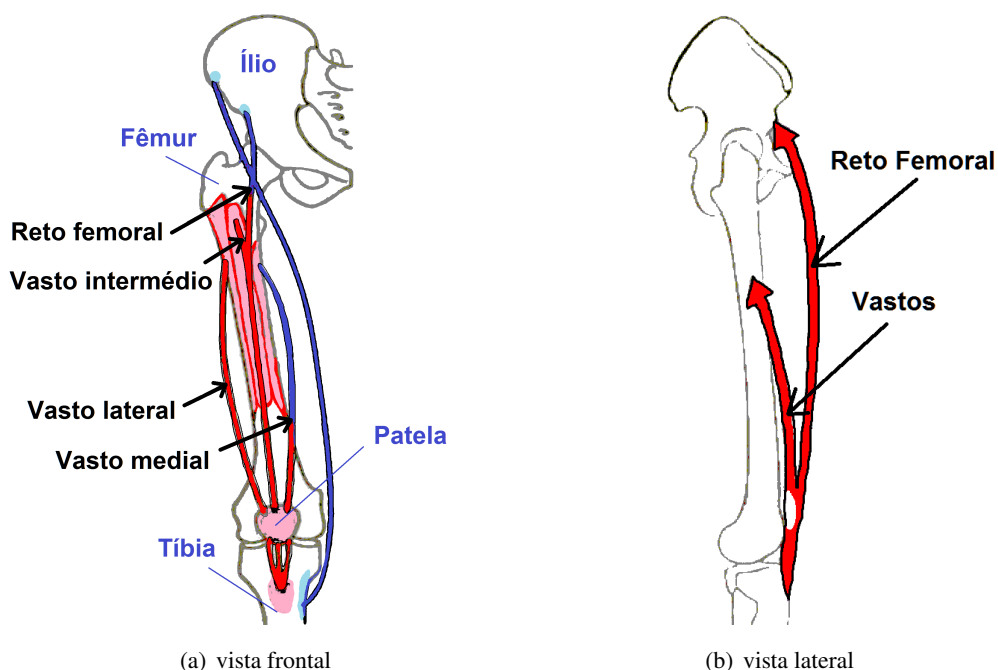


Figura 2.7: (a) Diagrama de origem, curso e inserção dos músculos anteriores da perna, com destaque para o quadríceps. (b) ação de extensão do joelho através dos músculos do quadríceps. Fonte: [5].

Como é possível observar na figura 2.7 (a), a ponta superior do músculo reto femoral é conectada à espinha íliaca inferior anterior e na parte superior do acetábulo. O músculo vasto intermédio parte da superfície anterior e lateral do fêmur. O vasto medial inicia-se na porção média da linha áspera, localizado na porção posterior do fêmur. O vasto lateral origina-se da superfície lateral do trocanter maior, da linha intertrocanterica, da tuberosidade glútea e do lábio lateral da linha áspera [5]. Os quatro músculos se juntam e formam um único tendão que se insere na patela. Da patela o tendão é continuado como ligamento patelar até a tuberosidade da tíbia [5]. A figura 2.7 (b) mostra o sentido e direção de contração dos músculos reto femoral e os vastos para gerar a extensão de joelho.

### 2.1.3.2 Músculos que geram flexão plantar

A flexão plantar é executada pela combinação de contração dos músculos tríceps sural (sóleo, gastrocnêmio), fibulares curto e longo, flexor longo dos dedos e tibial posterior [5], conforme a figura 2.8.

Os músculos fibulares, do compartimento lateral da perna, atuam de maneira secundária na flexão plantar devido ao seu deslocamento por trás do maléolo lateral. O músculo fibular longo é fixo à cabeça da fíbula e a região proximal da fíbula, terminando em um longo tendão que passa por trás do maléolo lateral em uma bainha sinovial juntamente com o tendão do fibular curto. O tendão passa por dentro do cuboide em um canal fibroso especial e fixa-se na sola do pé por uma outra bainha sinovial. O músculo fibular curto é ligado da superfície lateral da fíbula até a tuberosidade do quinto metatarso [5]. O diagrama de origem e inserções dos músculos fibulares pode ser visto na figura 2.8 (a). Ambos os músculos tem função principal

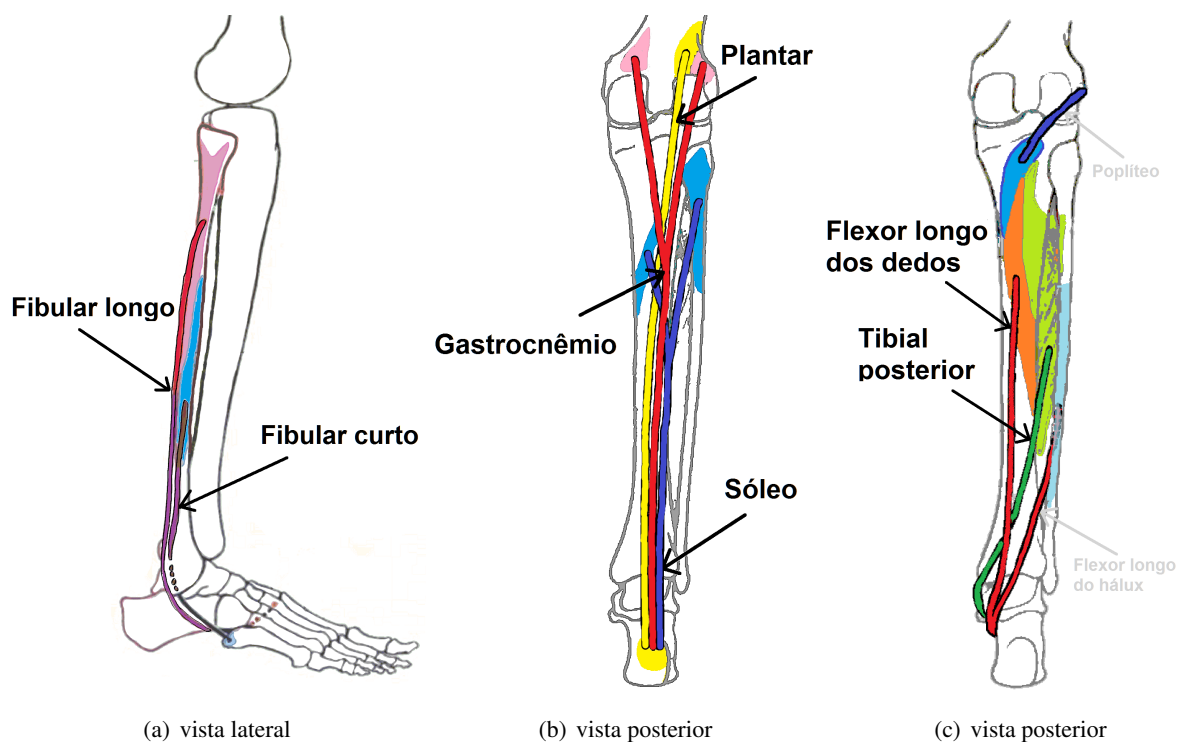


Figura 2.8: Diagrama de origem, curso e inserção dos músculos envolvidos na flexão plantar: (a) músculos do compartimento lateral. (b) músculos do compartimento posterior superficial, tríceps sural. (c) Músculos do compartimento posterior profundo. Fonte: [5].

de pronação do pé e auxiliam o movimento de flexão plantar [4].

A camada superficial de músculos do compartimento posterior da perna é formado pelo tríceps sural, no qual estão o sóleo e o gastrocnêmio medial e lateral e o músculo plantar. O tríceps sural é o maior responsável pela força na flexão plantar. Ele pode levantar o peso do corpo quando em pé ou caminhando. A atividade máxima do tríceps sural é obtida quando a articulação do joelho está estendida, pois quando a articulação está flexionada o gastrocnêmio já encontra-se encurtado [5].

O músculo sóleo se inicia da cabeça ao terço superior da superfície dorsal da fíbula e também pela linha do músculo sóleo na tíbia e entre o arco tendinoso entre a cabeça da fíbula e tíbia. O tendão terminal junta-se com o tendão do gastrocnêmio e se insere na tuberosidade do calcâneo com o tendão calcâneo, conhecido como tendão de Achilles. O músculo gastrocnêmio inicia-se com a sua cabeça medial próximo ao côndilo femoral medial e com a cabeça lateral próximo ao côndilo lateral femoral e algumas fibras de ambos os músculos originam-se da cápsula articular do joelho. O músculo junta-se com o tendão do sóleo e são inseridos na tuberosidade do calcâneo. O músculo plantar é um músculo fino e delicado que vai do condílio lateral do fêmur e da cápsula articular do joelho à borda medial do tendão calcâneo [5]. O diagrama de origem e inserções dos músculos fibulares pode ser visto na figura 2.8 (b).

O tibial posterior vem da membrana interosso e a superfície adjacente da tíbia e fíbula. O tendão corre por baixo do sulco maleolar atrás do maléolo medial em uma bainha sinovial entre o sustentáculo do talo e a tuberosidade do osso navicular e chega à sola do pé. Na perna sem carga, o tibial posterior produz flexão plantar e supinação simultânea. Na perna com carga, aproxima o calcanhar à panturrilha [5].

O flexor longo dos dedos é fixo na superfície posterior da tíbia e o seu tendão corre por uma bainha sinovial abaixo do flexor até a sola do pé. Na perna com carga a contração flexiona os dedos e então o pé. Também trabalha como supinador. Com carga ele auxilia no suporte do arco plantar (cava do pé) [5].

### 2.1.3.3 Processo de contração natural

A unidade básica responsável pela contração em músculos esqueléticos é a fibra muscular. Seu comprimento varia entre poucos milímetros a 30 cm e diâmetro de 10 a 100  $\mu m$ . Durante a contração a fibra se reduz para 57 % do comprimento de repouso. As fibras não se mantêm contraída todo o tempo, elas contraem e relaxam rapidamente [6].

As fibras esqueléticas em mamíferos não contraem individualmente, pequenos grupos de fibras musculares são alimentados simultaneamente por ramos terminais de uma fibra nervosa ou axônio no qual o corpo celular vem do corno anterior da massa cinzenta espinhal. O corpo celular do nervo com seu longo axônio e seus ramos terminais que suprem as fibras musculares compõem a unidade motora (figura 2.9). A unidade motora é então a unidade funcional dos músculos esqueléticos que fazem com que todas as fibras em uma unidade motora contraíam quase que simultaneamente, com desvio padrão de latência de aproximadamente 20 $\mu s$  causado devido às características físicas diferentes de cada ramos terminais que inervam cada fibra e devido à diferente deposição de pacotes de acetilcolina depositadas em cada junção neuromuscular [6].

As fibras esqueléticas tem aparência estriadas, produzindo faixas escuras (faixa A) e claras (faixa I) que vão se alternando ao longo da fibra; As faixas A são compostas de filamentos grossos com proteína miosina e as faixas B de filamentos finos com proteína actina. Dando suporte estrutural aos filamentos de miosina e actina estão as faixas Z. Entre duas faixas Z dá-se o nome de sarcômero. Pontes cruzadas que vão do filamento grosso para o fino fazem com que os filamentos deslizem entre si e o músculo se contraia e se encurte, a atividade dessas pontes cruzadas é regulada pela disposição de íons de cálcio ( $Ca^{2+}$ ) que se incrementa pelos potenciais de ação na fibra muscular. A liberação dos íons ( $Ca^{2+}$ ) fazem com que os filamentos de actina e miosina se atraiam, de forma que a actina deslize sobre os filamentos de miosina e fazem com que o músculo contraia, reduzindo assim seu tamanho [39].

O potencial de ação é gerado pelo sistema nervoso e propagado pelo corpo do neurônio motor através da variação dos níveis de íons de sódio ( $Na^+$ ) e potássio ( $K^+$ ) dentro e fora do corpo do axônio. Nos ramos terminais é liberada a enzima acetilcolina que faz com que o músculo inicie seu processo de contração. [39].

Assim, o processo natural de contração é comandado por nervos motores somáticos que partem da medula espinhal e se inervam nos músculos [39]. O controle do quadríceps é feito por ramos do nervo femoral (L2-L4) [4], os fibulares longo e curto são comandados pelo nervo fibular superficial (L5 - S1), o nervo tibial (S1 - S2) controla os músculos tríceps sural e plantar, o nervo tibial (L4 - L5) controla o músculo tibial posterior. O nervo tibial (S1 - S3) controla o flexor plantar dos dedos [5].

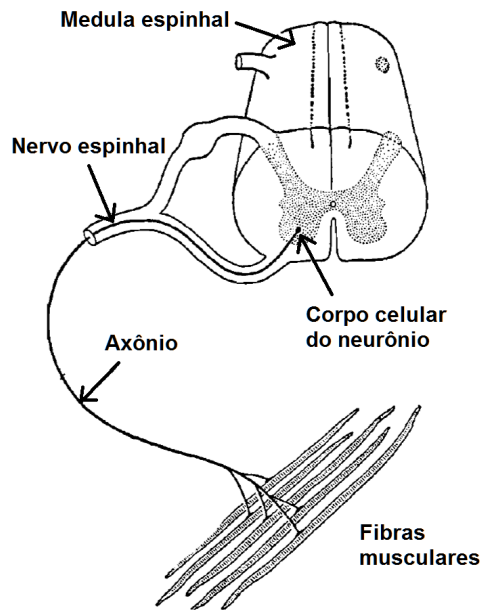


Figura 2.9: Esquemático de uma unidade motora. Fonte: [6].

#### 2.1.3.4 Resposta dos músculos esqueléticos ao estímulo elétrico (contração induzida)

Todas as células no corpo humano mantêm uma diferença de potencial em sua membrana, chamado potencial de repouso, na qual a porção interior fica carregada negativamente quando se compara com o exterior da célula, para neurônios esse potencial é de  $-70$  mV. Um aspecto central da fisiologia dos neurônios e dos músculos é a capacidade de produzir e conduzir variações no potencial da membrana, tal característica é denominada excitabilidade ou irritabilidade [39].

A contração de músculos isolados em resposta à estímulos elétricos imita o comportamento dos músculos quando são contraídos por estímulos do próprio corpo. Quando o músculo é estimulado com um único pulso elétrico com intensidade suficientemente alta ele rapidamente contrai e relaxa. Aumentar a intensidade do estímulo aplicado aumenta a força da contração muscular até o ponto de saturação. A força do músculo pode então ser gradativa, ou variada, fato importante para o controle dos movimentos dos músculos esqueléticos. Se um pulso secundário for entregue imediatamente após o primeiro será produzido uma contração muscular secundária que pode parcialmente esconder o rastro no primeiro [39].

A estimulação das fibras musculares *in vitro* com um estimulador elétrico ou *in vivo* pelos neurônios motores normalmente acarretam na contração máxima da fibra individualmente. Contrações musculares mais fortes são então produzidas pelo estímulo de um número maior de fibras musculares. Os músculos esqueléticos podem então produzir contrações graduais, a força depende muito mais do número de fibras recrutadas do que a força de contração das fibras individuais [39].

Se o estimulador for configurado para entregar PULSOS em sequência de forma automática, o tempo de relaxamento entre as contrações musculares vai ficando cada vez menor a medida que a tensão de contração aumenta em amplitude, esse efeito é denominado tetania incompleta. Em uma determinada frequência não é mais possível observar o relaxamento entre as contrações, de modo que a contração se mantém de forma suave, esse tipo de contração é chamado de tetania completa [39]. A tetania completa ocorre quando a

estimulação é feita com uma taxa próxima a 100 Hz, obtendo-se a máxima contração muscular. Fonte: [8]. Caso mantenha-se nessa situação isométrica por um tempo o músculo fadiga e a força cai [39].

## **2.2 TÉCNICAS DE FORTALECIMENTO MUSCULAR EM INDIVÍDUO NÃO COOPERATIVO**

É importante a utilização de técnicas que permitem mobilização precoce em pacientes críticos internados em UTI pois essa intervenção reduz o risco de aquisição de fraqueza muscular e atrofia associada a internação prolongada [21]. Em (2.2.1) são mostrados fatores de risco para gerar debilidade muscular e 10 benefícios da mobilização precoce de pacientes em estado crítico em UTI e em (2.2.2) é indicado que também é importante estimular os músculos em pacientes desnervados. Estudos recentes mostram que as técnicas de mobilização passiva com cicloergômetro (subseção 2.2.3) e com EENM (subseção 2.2.4) são bem aplicáveis e seguras [40] e [41].

### **2.2.1 Debilidade muscular em pacientes críticos internados em UTI e mobilização precoce**

A falta de movimentação em pacientes acamados pode provocar atrofia muscular, contratura articular, doenças tromboembólicas e resistência à insulina [42]. Até 50% dos pacientes internados em UTI possuem falha de vários órgãos ou infecções generalizadas e adquirem debilidade muscular FA-UTI [19].

Segundo John e Bapat, os fatores de risco para aquisição de FA-UTI são: (1) sexo feminino; (2) sepse; (3) estado catabólico; (4) síndrome de resposta inflamatória sistêmica; (5) falha de múltiplos órgãos, (6) duração prolongada da ventilação mecânica; (7) hiperglicemia; (8) glucocorticóides; (9) imobilidade e (10) agentes inibidores neuromuscular [19].

Denehy, Lanphere e Needham descrevem 10 razões para iniciar a mobilização precoce na UTI, são elas: (1) diminui complicações por estar acamado; (2) pode reduzir sequelas em pacientes com chances de adquirir FA-UTI; (3) é possível mudar as barreiras culturais que impedem a aceitação da mobilização precoce mostrando que é seguro e viável; (4) é possível implementar devido a experimentos da literatura mostrando sucesso; (5) promove redução de sedação; (6) é seguro; (7) promove melhores resultados funcionais; (8) pode reduzir complicações psiquiátricas de pacientes após a alta; (9) existem novas tecnologias que criam novas oportunidades; (10) reduz os custos hospitalares [43];

### **2.2.2 Musculatura inferior em indivíduos desnervados (paraplegia, tetraplegia)**

A desnervação muscular causada por ruptura ou esmagamento do nervo leva à perda imediata das atividades motoras e reflexas do mesmo e atrofia muscular progressiva. Com isso, a realização das funções musculares fica prejudicada, mesmo em caso de restabelecimento da inervação, ocorrendo alteração da maioria das fibras musculares que são substituídas por tecido fibroso e gorduroso e causando atrofia muscular [44]. Malaggi estudou um grupo de 25 ratos desnervados e mostrou em seu estudo que a prática de

treinamento físico é um fator que retarda a atrofia muscular [44].

### 2.2.3 Mobilização passiva com cicloergômetro

O cicloergômetro é um aparelho estacionário de ciclismo com mecanismos internos que permitem alterar o tipo de exercício realizado pelo paciente.[45]. O cicloergômetro, como o da figura 2.10, pode ser colocado em frente ao leito é permitir que os pacientes realizem exercícios de forma passiva, ou ativa com detecção de espasmos [7]. Dessa forma o cicloergômetro pode ser utilizado tanto em pacientes cooperativos [40] quanto em pacientes não cooperativos [46].

Pires et. al em um estudo com 38 pacientes (60% homens) relatou que durante o uso do cicloergômetro foram percebidas poucas alterações cardiorespiratórias, confirmando ser um procedimento seguro, e que os pacientes avaliados relataram alta satisfação com a atividade [40].

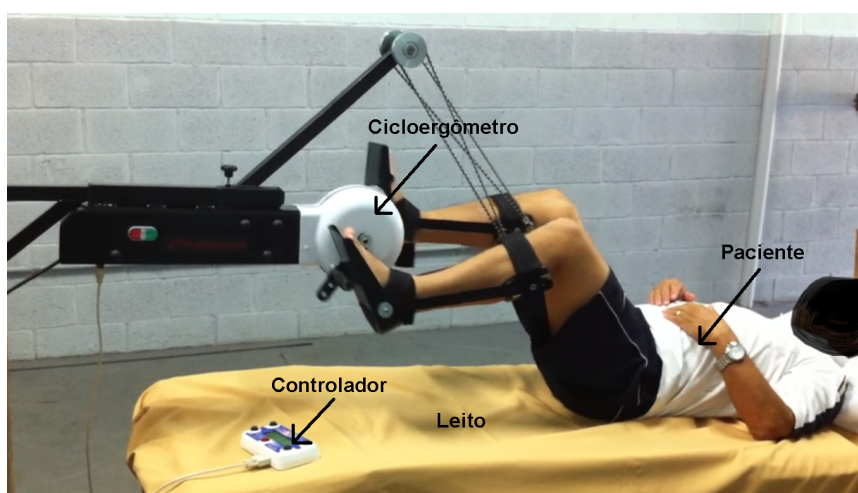


Figura 2.10: Cicloergômetro flexmotor - adaptado ao leito, da empresa cajumoro. Fonte: [7].

### 2.2.4 Estimulação Elétrica Neuromuscular (EENM)

A *American Thoracic Society*, *European Respiratory Society* e *European Society of Intensive Care Medicine* vêm a terapia com EENM como adjuvante em pacientes críticos acamados e com alto risco de desenvolver fraqueza do músculo esquelético [45].

A contração muscular de músculos esqueléticos pode ser induzida por EENM com intensidade e largura de pulso suficientemente altos para iniciar o processo de contração das fibras musculares [39]. O estímulo pode ser aplicado através de eletrodos posicionados na superfície da pele sobre o ponto motor, a região de encontro entre as fibras musculares e o neurônio motor [9]. Uma resposta do músculo pode ser visualizada através de um único pulso com largura igual à cronaxia e amplitude de duas vezes a reobase [8]. Uma contração mais constante pode ser observada sinais de baixa frequência como 5 Hz e 10 Hz, com tetania incompleta, até sinais próximos a 100Hz, com tetania completa, como observado na figura 2.11 [8]. Onde tetania completa corresponde à uma contração máxima [39].

Dos padrões conhecidos de eletroestimulação, cada um possui eficácia e objetivos diferentes, podendo

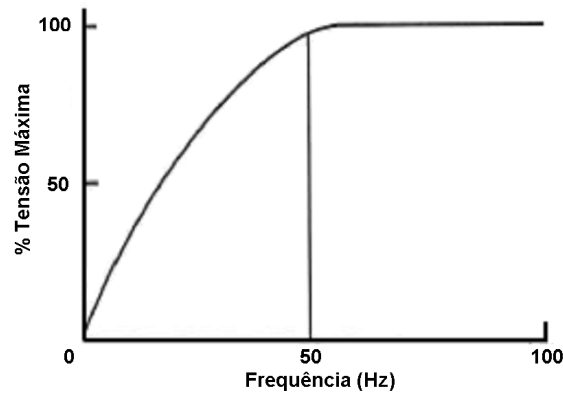


Figura 2.11: Gráfico do percentual de máxima intensidade de contração alcançados por diferentes frequências de eletroestimulação, percebe-se que próximo dos 100 Hz é possível obter a máxima contração muscular. Fonte: [8].

ser utilizado para tratamento da dor, terapias para reforço muscular, celulalgias, tratamento uroginecológico e eletrodiagnóstico [9]. Explorar esses diversos parâmetros é algo trabalhoso e envolve muita pesquisa e experimentos. Silva demonstrou um protocolo de estimulação elétrica neuromuscular (EENM) baseado no nível de cronaxia é seguro e viável. Em seu estudo mostrou que utilizando 90 contrações por músculo com largura de pulso igual à cronaxia e frequência de 100 Hz durante 3 dias consecutivos não houve diferenças significativas no nível de creatina fosfoquinase nem mudança de padrão nos níveis de saturação venosa de oxigênio ou de lactato sérico. Preservando, assim, níveis normais de respiração celular [41].

O aparente benefício da estimulação elétrica neuromuscular mostrado em estudos de fortalecimento em indivíduos com debilidade de força muscular pode ser explicado pela ativação consistente das mesmas unidades motoras - uma condição que é altamente favorável para o treinamento da força muscular. Se os eletrodos forem aplicados sempre no mesmo local, sobre as mesmas condições aséptica da pele e com o mesmo protocolo de EENM, as mesmas unidades motoras serão ativadas em cada contração durante toda sessão. Assim, pode-se haver ganho de força por se caracterizar um treino envolvendo contração e repouso das fibras musculares [9].

#### 2.2.4.1 Eletrodiagnóstico

O eletrodiagnóstico permite o levantamento de dados importantes para investigar as características musculares. Dependendo do estímulo elétrico aplicado é possível extrair parâmetros fisiológicos como o nível Reobase, a Cronaxia e acomodação das fibras musculares [9]. Esses parâmetros são respostas musculares à diferentes estímulos. Segundo [9]:

- Reobase: É a mínima corrente necessária para produzir contração muscular, para  $T = 1000$  ms e  $R = 2000$  ms, com forma de pulso retangular.
- Cronaxia: É a menor largura de pulso retangular, com intensidade de 2 vezes a reobase, para produzir contração muscular.

- Acomodação: É a mínima corrente necessária para produzir contração muscular, para  $T = 1000$  ms e  $R = 2000$  ms, com forma de pulso exponencial.

Onde  $T$  é o período ligado e  $R$  é o período de repouso. A contração observável pode ser definida como a observada visualmente ou palpável. No caso de um estudo clínico deve-se observar os critérios sempre da mesma forma com intuito de evitar os erros de análise e diagnóstico a partir das medidas observadas. A figura 2.12 ilustra como é a modulação do sinal para identificar os diversos parâmetros.

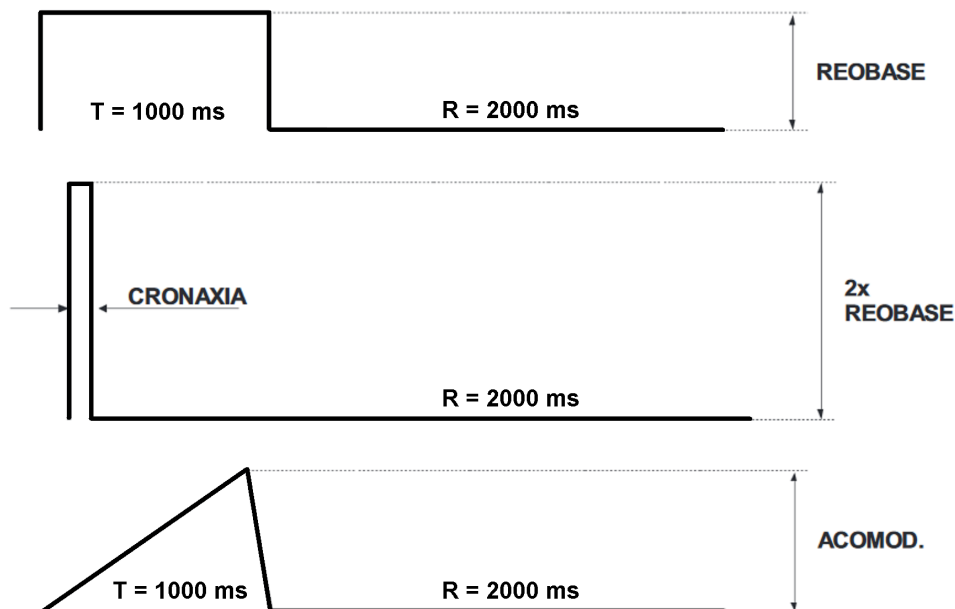


Figura 2.12: Formas de ondas típicas para obtenção dos parâmetros reobase, cronaxia e tempo de acomodação. Fonte: [9].

A observação da reobase, cronaxia e tempo de acomodação através de um protocolo bem definido permite a identificação dos pontos motores, que são as melhores regiões para aplicação do estímulo elétrico neuromuscular, onde são posicionados os eletrodos para a EENM, e também os níveis seguros de intensidade de corrente elétrica. O protocolo utilizado neste trabalho é descrito na seção 3 - subseção 3.3.

### 2.3 DINAMOMETRIA PARA AVALIAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR

Meereis et al. em um estudo sistemático encontrou nove métodos de avaliação de força muscular sendo eles: Dinamômetro isocinético, o mais utilizado; Teste de uma repetição máxima (1RM); Teste muscular manual; Dinamômetro isométrico modificado; Esfigmomanômetro modificado; Salto horizontal unipodal; Cirtometria de coxa; Teste de ponta do pé [47].



### 2.3.1 Teste manual

O método de medição manual está associado à escala da *Medical Council Research*, cuja tabela 2.3.1 explica o que significa cada nota. Ele pode ser de dois tipos: sem aparelhos e aplicando subjetivamente a escala MRC diretamente, ou utilizando dinamômetros manuais [28].

Tabela 2.1: Escala da *Medical Council Research* para avaliação de força muscular[15]

Nota	Explicação
0	sem contração
1	espasmos ou traços de contração
2	movimento ativo, sem a presença da força da gravidade
3	movimento ativo contra gravidade
4	movimento ativo contra a gravidade e resistência
5	potência normal

No modo sem aparelhos a nota 4 pode ser dividida em -4, 4 e +4 para classificar o movimento contra à resistência como leve, moderado ou forte e melhorar a estimativa[15]. Dessa forma é um exame que exige grande perícia do fisioterapeuta que o aplica, o teste é realizado apenas em pacientes cooperativos, mas o posicionamento do corpo e a posição inicial do membro avaliado pode gerar viés em um estudo clínico [32].

Com auxílio do dinamômetro pode-se reduzir ainda mais a escala e obter outros níveis de variação de forma mais objetiva [28]. Porém, ainda depende-se muito da perícia do fisioterapeuta, de modo que Toonstra e Mattacola mostraram que o teste com dinamômetro manual não apresenta boa correlação com o dinamômetro isocinético [33].

### 2.3.2 Teste com Dinamômetro isocinético

Esse método apresenta grande confiabilidade, permitindo testar diferentes tipos de força: isométrica, isocinética e torque em diferentes graus de amplitude de movimento [47]. O modo dessa aparelho que interessa a este trabalho é o modo isométrico, esse é o modo na qual o dinamômetro mantém velocidade zero em qualquer faixa de movimento não permitindo mudança significativa na angulação do joelho. Conforme figura 2.13. Segundo o fabricante Biodex [10] esse modo pode ser utilizado em aplicações clínicas nos seguintes casos:

- O modo isométrico pode ser usado pré ou pós-cirurgia com critério.
- O modo isométrico pode ser usado perto de um intervalo doloroso para o aumento da força na faixa dolorosa.
- Pode-se verificar a qualidade da contração através de uma manutenção de força isométrica.

O dispositivo desenvolvido neste trabalho foi concebido com a intenção de simular o posicionamento no dinamômetro isocinético, mas com objetivo de avaliar apenas contração isométrica. Assim o aparelho



Figura 2.13: Procedimento padrão de avaliação da extensão de joelho com dinamômetro isocinético , a referência de posicionamento para extensão de joelho na elaboração do dispositivo da figura 3.2. Fonte: [10].



Figura 2.14: Procedimento padrão de avaliação de flexão plantar com dinamômetro isocinético , a referência de posicionamento para flexão plantar na elaboração do dispositivo da figura 3.2. Fonte: [10].

deve permitir a avaliação dos músculos do quadríceps na extensão de joelho, conforme a figura 2.13 e ava-

liar os músculos do tríceps sural e tibiais com o movimento de flexão plantar , baseado no posicionamento ilustrado na figura 2.14.

### **2.3.3 Teste isométrico com dinamômetro fixo**

Kim et al. compararam o método com dinamômetro manual e com o mesmo dinamômetro fixo e compararam com o dinamômetro isocinético em posição de decúbito dorsal e sentada. Seu estudo envolveu 27 voluntárias saudáveis e os testes foram realizados com a articulação do joelho a 35°. O resultado demonstrou que um dinamômetro fixo com paciente em decúbito dorsal apresentou correlação de Pearson com o dinamômetro isocinético estatisticamente significativa, o que indica que o dinamômetro fixo tem validade e precisão ao medir a força do quadríceps [48]

Toonstra e Mattacola também mostraram que o teste isométrico com um dinamômetro fixo fornece medidas confiáveis de força e também demonstra alta correlação ao teste realizado com dinamômetro isocinético [33].

### **2.3.4 Teste isométrico com dinamômetro fixo e EENM**

Ginz et al. desenvolveram um mecanismo para avaliar força dos músculos tibiais anterior em pacientes não cooperativos utilizando um dispositivo desenvolvido para tal propósito, indicando que a força isométrica em músculos esqueléticos pode ser medida em pacientes não cooperativos através de estímulos elétricos. [29].

Em uma outra abordagem, Ibitoye et al. associou o sinal de mecanomiografia (MMG), som emitido pelos músculos, ao torque isométrico do músculo reto femoral durante uma contração evocada com EENM em sujeitos com lesão da medula espinhal, o qual percebeu que o sinal de MMG mostrou boa correlação com o torque obtido através de dinamometria e sugere que o MMG pode ser um parâmetro para mostrar recuperação ou deterioração da unidade motora em desnervados ou como meio de acompanhamento durante as seções de EENM. [24]

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho propõe um sistema mecânico instrumentado eletronicamente para medição de força muscular de grupos extensores de joelho e flexores plantar em paciente não cooperativo. A figura 3.1 ilustra a forma de utilização da plataforma de força. A técnica consiste em posicionar o indivíduo não cooperativo (5) em decúbito dorsal com a perna apoiada sobre o dispositivo desenvolvido (descrito na subseção 3.1), permitindo manter o joelho a 60 graus de flexão para a captura do pico de força/torque (1).

Como o paciente é não cooperativo, a força a ser medida deve ser evocada por EENM. Para isso é importante encontrar os pontos de maior excitabilidade e os parâmetros de reobase, cronaxia e acomodação (subseção 3.3)

O diagnóstico de tais parâmetros e o EENM é realizado através do eletroestimulador, equipamento médico específico para eletroestimulação (4). Tal aparelho permite fornecer ao músculo uma corrente pulsada com largura de pulso, frequência e intensidade controlável de modo a gerar contração muscular. Essa corrente controlada é denominada estímulo elétrico e é transmitido à junção neuromuscular do paciente através de eletrodos, devidamente posicionados na superfície da pele sobre os pontos motores. Assim, associado ao dispositivo de medição de força desenvolvido é possível aplicar um EENM com finalidade de gerar uma contração muscular involuntária e obter o parâmetro Pico de Torque (PT) (subseção 3.4) pela resposta do músculo ao estímulo.

O paciente é então preso à estrutura do dispositivo e são posicionados eletrodos nos melhores pontos motores do músculo reto femoral e vasto do quadríceps para extensão de joelho ou no gastrocnêmio do tríceps sural para flexão plantar (3).

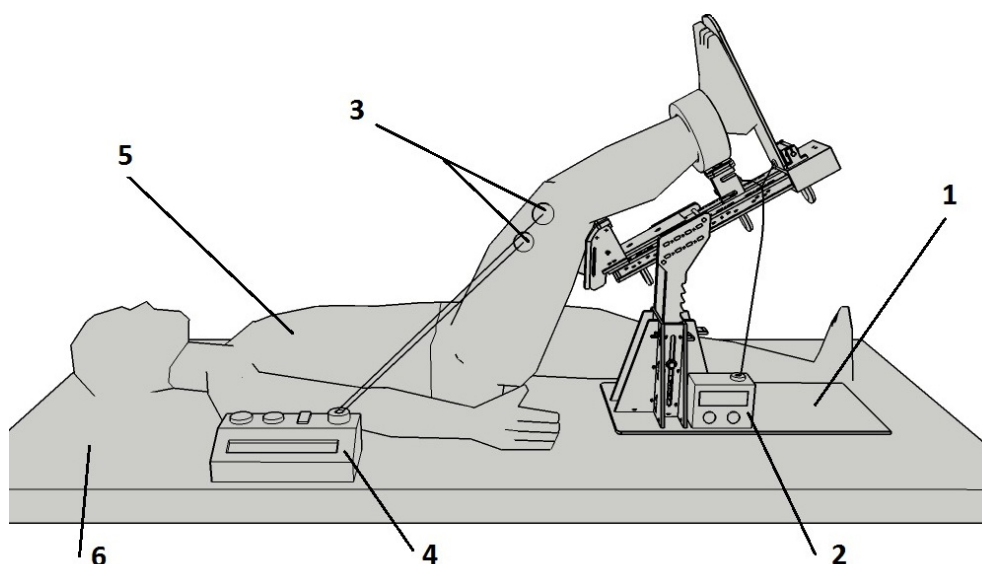


Figura 3.1: Forma de posicionamento dos pacientes para o protocolo experimental, com destaque aos seguintes itens: (1) - Prancha de posicionamento e ; (2) - Medidor eletrônico; (3) - Eletrodos de estimulação; (4) - Estimulador elétrico; (5) - Indivíduo não cooperativo e; (6) - leito.

O aparelho eletrônico (2) é capaz de captar dois sinais de corrente que saem dos canais do eletroestimulador, bastando para isso colocar o sensor de corrente (descrito na subseção 3.2.1) em série com o circuito eletrodo-eletroestimulador. O aparelho também tem dois canais de captura dos sinais de tensão emitidos pelas células de carga (ver subseção 3.2.2). Dessa forma é possível montar o esquema de eletroestimulação tanto para os músculos extensores do quadríceps como para os músculos extensores tibiais e ainda capturar os sinais de EENM da perna e a resposta da perna através da força exercida nas células de carga. Além disso, a eletrônica também conta com relógio (conforme subseção 3.2.3), com leitor e gravador de cartão de memória (subseção 3.2.4) e *display* (mostrado na subseção 3.2.5). Todos os módulos são controlados através de um microcontrolador (descrito na subseção 3.2.6) e são conectados a um *shield* que conecta todos os sensores e periféricos junto ao microcontrolador (apresentado na subseção 3.2.7).

O protocolo do ensaio clínico foi realizado com dois grupos com testes no dia 1, 3, 7 e 14, conforme descrito na seção 3.5. Os procedimentos clínicos utilizados neste trabalho foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa - FEPECS/SES-DF sobre o número de parecer 417.180 e executados na UTI trauma do Hospital de Base do Distrito Federal (HBDF) pela equipe coordenada pelo doutor Vinicius Zacarias Maldaner da Silva, fisioterapeuta UTI Adulto HBDF - HFA, e pelo doutorando Paulo Eugênio da Silva, fisioterapeuta membro do departamento de reabilitação do HBDF. Os resultados do experimento foram gentilmente cedidos para a composição deste relatório.

### **3.1 DISPOSITIVO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA/TORQUE DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE JOELHO E FLEXORES PLANTAR**

Os requisitos gerais levantados pela equipe de trabalho considerados para a confecção do dispositivo foram:

- (I) o joelho deve ficar flexionado a sessenta graus;
- (II) ser ajustável às medidas do usuário;
- (III) ser estável na cama;
- (IV) ser um leve e portátil e;
- (V) suportar forças de até 1000 newtons no transdutor de força.

As dimensões do dispositivo foram baseadas em medidas antropométricas de modo que pode ser utilizado por pacientes de aproximadamente 1355 a 2084 milímetros. Essas alturas foram estimadas pela distância da altura do joelho, considerando as relações antropométricas apresentadas na subsubseção 2.1.1.1.

A figura 3.2 mostra o modelo 3.0 do dispositivo desenvolvido, o qual funciona como dinamômetro isométrico adaptado ao leito em que é possível posicionar o joelho do paciente a uma altura de 31,2 a 47 cm ajustando a posição do guia vertical (15) sobre a base fixadora (14). As células de carga 8 ou 9 podem ser posicionadas entre 28,3 a 47,7 cm do joelho do paciente, para isso basta deslizar as células até a posição adequada no trilho (13) e então travar manualmente. O calcanhar do paciente é preso sobre uma estrutura

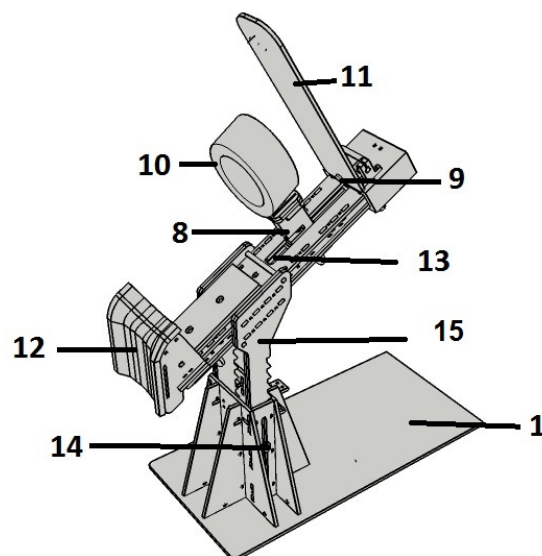


Figura 3.2: Dispositivo desenvolvido para permitir o posicionamento correto dos pacientes em decúbito dorsal sobre os sensores com flexão de joelho a  $60^\circ$ , simulando a posição sentada do dinamômetro isocinético [10].

acolchoada (10) conectada à célula de carga da extensão de joelho (8) para avaliação dos grupos extensores do quadríceps. A prancha (11) é utilizada para apoiar o pé do paciente para avaliar os músculos flexores do tríceps sural ou tibiais pela força exercida na célula de carga de flexão plantar (9).

No dinamômetro isocinético (apresentado na seção 2.3.2) o paciente é posicionado sentado com a articulação do quadril em  $90^\circ$  graus e a articulação do joelho a  $60^\circ$ . Assim, para o paciente acamado que permanece em decúbito dorsal o dispositivo adapta esse posicionamento ao leito, mantendo principalmente a angulação na articulação do joelho de  $60^\circ$  graus. Rotacionando em  $90^\circ$  a figura 3.18 percebe-se que o posicionamento em relação ao padrão isocinético é similar. Dessa forma, o dispositivo é um aparelho para avaliação de força isométrica evocada por estímulo elétrico neuromuscular (EENM) e adaptado ao leito que foi baseado no posicionamento do usuário no padrão ouro de avaliação de força ou torque muscular [10], permitindo avaliar tanto músculos que geram extensão de joelho (subsubseção 2.1.3.1) como os que geram flexão plantar (subsubseção 2.1.3.2).

As células de carga (8) e (9), (figura 3.2), são do tipo SV e GLX, respectivamente. O tipo de célula foi escolhido para simplificar o *design*, conforme o sentido da força exercida sobre cada célula, tração ou compressão. Para a célula do tipo SV, responsável por aferir a força de tração decorrente da extensão de joelho quando excitados os músculos extensores do quadríceps, escolheu-se um modelo que permite captar até 1000 N de Força. A célula do tipo GLX foi escolhida devido ao seu formato comprido e delgado, ideal para medir compressão devido à flexão plantar gerada pela estimulação EENM dos músculos flexores do tríceps sural ou tibial, a capacidade escolhida foi a de 500 N. A figura 3.3 mostra o formato de tais células.

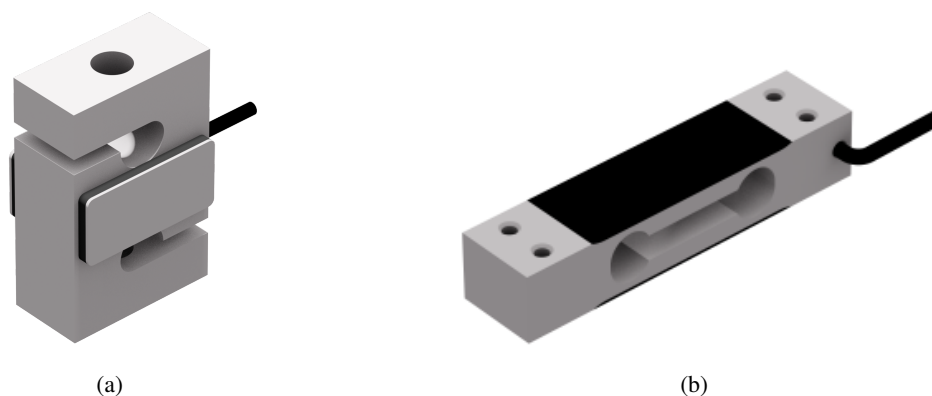


Figura 3.3: (a) Célula de carga do tipo SV para medir forças do tipo tração com capacidade escolhida de 1000N utilizada para medir extensão de joelho; (b) Célula de carga do tipo GLX com capacidade de 500N utilizada para medir a flexão planar. Fonte: [11].

### 3.1.1 Ajuste do dispositivo ao paciente

Todo o mecanismo do dispositivo (1) é projetado para adequar-se às medidas do usuário. Essa adequação é realizada ajustando a torre de elevação (15) ao longo do trilho para ajuste de posicionamento de altura (14); do posicionamento da célula de carga da extensão do joelho (8) e da célula de carga da flexão plantar (9) ao longo do trilho para ajuste de posicionamento do tornozelo (13); da regulagem fina do acolchoado de posicionamento do joelho (12) para fixar bem toda a estrutura.

Com a regulagem do trilho para ajuste de posicionamento de altura (14) sobre a torre de elevação (15), o posicionamento do joelho do usuário varia de uma altura de 332 milímetros a 510 milímetros. A célula de carga da extensão de joelho (8) e a célula de carga da flexão plantar (9) apresentam um posicionamento que varia de 335 milímetros a 530 milímetros do joelho do usuário.

Para um usuário de altura  $H$ , em milímetros, estima-se com base nas relações apresentadas na sub-subseção 2.1.1.1 a distância entre a pelve e o joelho é igual a  $0,245 \times H$ ; a distância entre o joelho e o calcanhar igual a  $0,246 \times H$ ; e a distância entre o calcanhar e a planta do pé igual  $0,039 \times H$ .

A regulagem do trilho para ajuste de posicionamento de altura (14), em relação à base da torre de elevação (15), deve ser igual a

$$0,245 \times H - 332$$

de modo que a base da torre de elevação (15) fica a 0 milímetros (ajuste mínimo) no trilho para ajuste de posicionamento de altura (14) para um usuário de 1355 milímetros e a 178 milímetros (ajuste máximo) para um usuário de 2084 milímetros de altura.

A célula de carga da extensão de joelho (8) deve ser posicionado na altura do calcanhar do usuário, isso equivale colocá-lo a uma distância aproximada de

$$0,246 \times H - 336$$

do ajuste mínimo do trilho para ajuste de posicionamento do tornozelo (13). Assim, a célula de carga da extensão de joelho (8) é posicionado a 0 milímetros (ajuste mínimo) no trilho para ajuste de posicionamento

do tornozelo (13) para um usuário de 1365 milímetros e a 177 milímetros (ajuste máximo) para um usuário de 2084 milímetros de altura.

A célula de carga da flexão plantar (11) é posicionada junto à planta do pé do usuário na sapatilha de apoio (9) a uma distância aproximada de  $0,039 \times H$  da célula de carga da extensão de joelho (8), equivalendo a uma distância de

$$0,285 \times H - 336$$

no trilho para ajuste de posicionamento do tornozelo (13). Ou seja, a distância do sensor de carga da flexão plantar (11) é de 53 milímetros (ajuste mínimo) no trilho para ajuste de posicionamento do tornozelo (13) para um usuário de 1365 milímetros e a 258 milímetros (ajuste máximo) para um usuário de 2084 milímetros de altura.

### 3.2 ELETRÔNICA DO DISPOSITIVO

A unidade microcontrolada de aquisição de sinais (2) permite acompanhar os sinais de corrente, que são os estímulos gerados por um aparelho de eletroestimulação como o da figura 3.16, e de força, devido às contrações musculares obtidas pela célula de carga da extensão do joelho (8) e pela célula de carga da flexão plantar.

Para capturar os sinais de corrente, a unidade microcontrolada possui dois canais para medição de correntes de até 150 mA. Possui também dois canais para medição de força, permitindo a leitura dos sinais do sensor de carga dos da extensão de joelho e do sensor de carga de flexão plantar. O aparelho apresentado na figura 3.4 é o medidor microprocessado conectado à célula de carga da extensão de joelho (8) alimentado com bateria de 9 Volts.



Figura 3.4: Eletrônica do dispositivo mostrando o modo de acompanhamento em tempo real da força com a célula de carga de avaliação da flexão do joelho conectada, para mudar para o modo pico de força basta girar o botão



### 3.2.1 Circuito de medição de corrente

A figura 3.5 mostra o circuito projetado para medição de sinal de corrente. A corrente é medida indiretamente a partir da tensão do resistor *shunt*  $R_s$  de 1 Ohm posicionado em série entre um canal do eletroestimulador neuromuscular, representado por uma fonte de corrente  $I_1$ , e os eletrodos conectados ao paciente, cuja resistência do volume condutor é representada por  $R_p$ .

O aparelho de eletroestimulação utilizado [9] consegue fornecer uma corrente pulsada de amplitude de até 79 mA. Esse sinal de corrente é modulado a uma taxa principalmente de 50 a 100 Hz para gerar contração, sendo que existem inúmeras possibilidades de modulação e geração desse sinal: pode-se variar a frequência de modulação; pode-se utilizar sinais retangulares, senoidais ou exponenciais; pode-se criar variações rítmicas na intensidade dos pulsos; podem-se utilizar portadoras de até 8kHz moduladas com frequências que gerem contrações; pode-se ainda ter sinais monopolares (correntes sempre no mesmo sentido) ou bipolares (correntes com inversão de fase) [9]. A aquisição e processamento desses sinais através de um circuito de instrumentação deve considerar todos esses aspectos de forma a conseguir perceber a forma e intensidade do estímulo de corrente utilizado no tratamento.

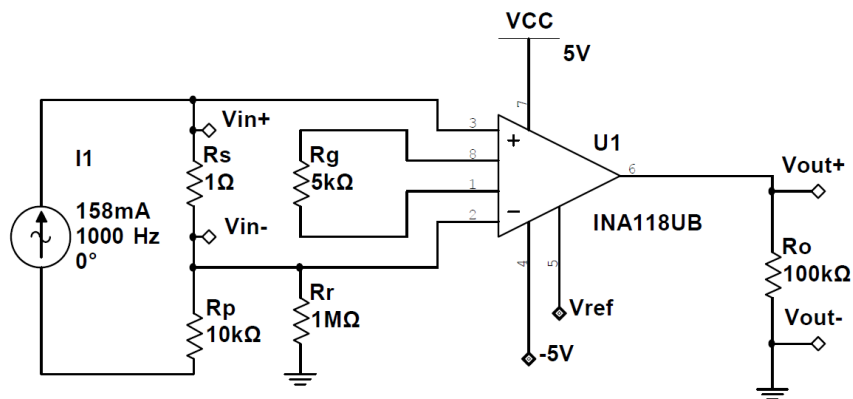


Figura 3.5: Esquemático do sensor de corrente projetado utilizando o amplificador de instrumentação INA118.

O INA118 utilizado no circuito da figura 3.5 é um circuito amplificador de instrumentação [12] de alta precisão e alta rejeição de modo comum, com a configuração apresentada ele trabalha como um amplificador diferencial em que a saída é proporcional a  $(V_{in+} - V_{in-})$ . A fonte de corrente representada na figura mostra um valor de corrente pico a pico. Para esses pequenos sinais é mais intuitivo considerar o valor das tensões e corrente também como sendo o de pico a pico, por isso as análises aqui consideram tais sinais levarão em conta o sinal dessa forma.

O condicionador de sinais deve garantir que o sinal fique todo inserido dentro da faixa dinâmica de captura do conversor Analógico-Digital (AD). Dessa forma a amplitude máxima ( $A_{max}$ ) e a mínima ( $A_{min}$ ) do sinal de tensão gerado pela leitura do resistor *shunt* ligado em série a um dos canais do eletroestimulador deve ser mapeada entre o valor de amplitude máximo e mínimo de leitura do conversor AD.

Embora a intensidade máxima de corrente do aparelho analisado seja  $i_{pk} = 79mA$ , sabe-se que ela pode ser aumentada caso se preserve a densidade de corrente de forma a não gerar danos às fibras musculares dos pacientes. Isso permite que mais unidades motoras sejam recrutadas e assim tem-se uma expectativa

de ser mais efetivo o tratamento. Assim, para o projeto do circuito de instrumentação considerou-se um pico de corrente duas vezes maior que a intensidade máxima do aparelho atual, ou seja  $i_{pk} = 158mA$ , ou  $i_{pk-pk} = 316mA$ . Assim, caso a onda seja bipolar tem-se:

$$i_{max} = 158mA \quad i_{min} = -158mA$$

Para se fazer a transdução desses valores de amplitude de corrente em amplitude de tensão coloca-se um resistor *shunt* ( $R_{shunt}$ ) em série com o circuito. Utilizando a primeira lei de Ohm tem-se que:

$$V_{in+max} = R_{shunt} \cdot i_{max} \quad e$$

$$V_{in-min} = R_{shunt} \cdot i_{min}$$

O circuito de eletroestimulação é um gerador de corrente fixa, de modo que qualquer valor de  $R_{shunt}$  como um valor baixo não interfere diretamente na corrente que atravessa o paciente. Contudo, quanto mais baixo o valor do resistor de *shunt*, menor a potência dissipada no componente. Dessa forma, considerou-se

$$R_{shunt} = 1\Omega$$

. Assim:

$$V_{in+max} = 158mV \quad V_{in-min} = -158mV$$

Como normalmente um conversor AD não consegue ler um valor de tensão negativo, é necessário deslocar a referência de saída do circuito para um valor positivo de modo que o menor valor de entrada amplificado ainda permaneça positivo. Assim, considerando que o circuito seja alimentado com 5V, mas que o amplificador INA 118 possa reproduzir apenas 4.3 V devido às perdas internas do circuito, o valor da tensão de referência  $V_{ref}$  foi projetado como metade desse valor de tensão, ou seja,  $V_{ref} = 2.15V$ .

Utilizando um circuito seguidor de emissor consegue-se através de um divisor de tensão projetar uma fonte estável de tensão de aproximadamente 2.15V. Assim, utilizando um transistor bipolar npn e considerando a queda de tensão base emissor como sendo de 0.7 V, a tensão na base do circuito deve ser de 2.85V. Isso pode ser atingido se considerarmos que a corrente que passa por R2 na figura 3.6 seja muito maior que a corrente que entra na base do transistor. Considerando  $\beta = 100$  e calculando-se a corrente de saturação do transistor como sendo  $I_{c_{sat}} = VCC/R1$ , ou seja  $I_{c_{sat}} = 500mA$ , a corrente máxima que entra pela base é então  $I_b = I_{c_{sat}}/\beta$ . Assim, se considerarmos a corrente que passa por R2  $I_{R2} \gg I_{c_{sat}}$  e considerarmos  $I_b = 0$  para facilitar o cálculo do divisor de tensão na base o erro é inferior a 1%.

Assim, considerando  $R0 = R4 + R3$ , a soma das resistências  $R0$  e  $R2$  devem ser menor ou igual a  $10k\Omega$  para que a corrente no divisor de tensão seja superior a 500 mA. A tensão na base é dada pela tensão em  $R0$  ( $V_b = V_{R0}$ ) essa tensão pode ser calculada pela fórmula do divisor de tensão dada pela equação do divisor de tensão:

$$V_b = \frac{R0}{R0 + R2} VCC$$

Isolando-se  $R0$  na equação acima e substituindo os valores  $Vb = 2.84V$ ,  $VCC = 5V$  e considerando  $R2 = 3.9k\Omega$  tem-se que  $R0 = 5.13k\Omega$ . Dessa forma a Condição  $R0 + R2 \leq 10k\Omega$  é satisfeita. Como não existe esse resistor comercial optou-se por utilizar  $R3 = 4.7k\Omega$  e  $R4$  como um potenciômetro de  $1k\Omega$  para ajuste fino, conforme figura 3.6.

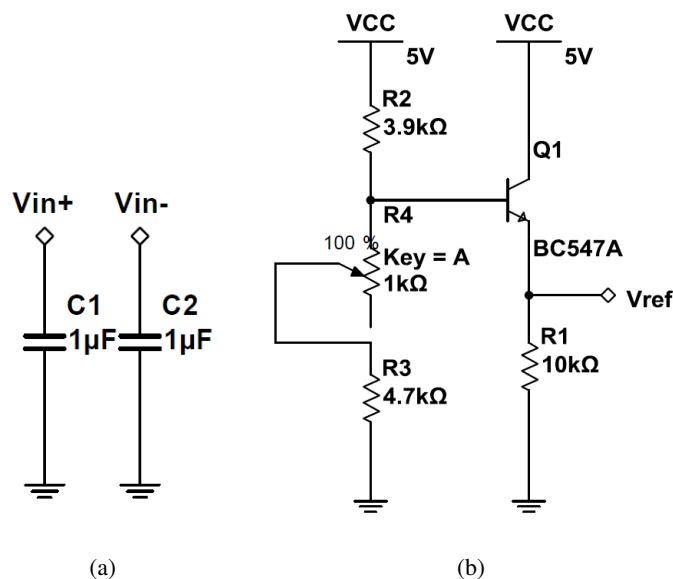


Figura 3.6: (a) Capacitores de filtro recomendados por [12], (b) Circuito gerador de tensão de referência obtida a partir de um circuito seguidor de emissor.

Como o valor de referência foi definido em 2.15 V, O sinal de corrente na saída do circuito  $Vout$  é deslocado pelo Valor de  $Vref$ , de forma que a amplitude de pico do sinal equivale a  $Vout - Vref$ . Assim a amplitude pico a pico do sinal de saída é de  $2(Vout - Vref)$ , Assim:

$$2(Vout - Vref) = G(V_{in+} - V_{in-})$$

Isolando-se  $G$  e substituindo pelos valores máximos de  $V_{in+}$  e  $V_{in-}$  e  $Vref = 2.15V$  e considerando  $Vout$  como 90% do dobro de  $Vref$ , para evitar possível saturação do sinal, ou seja,  $Vout_{max} = 3.87V$  e  $Vout_{min} = 0.43V$ . Assim, o ganho  $G$  é dado por:

$$G = \frac{2(Vout - Vref)}{V_{in+max} - V_{in-min}} \rightarrow G = \frac{2 * (3.87 - 2.15)}{0.158 - (-0.158)} \rightarrow$$

$$G = \frac{3.44}{0.316} \rightarrow G = 10.88$$

Dessa forma, o ganho projetado deve ser de 10.88 vezes a tensão de pico a pico de entrada. Segundo [12] o ganho do amplificador INA118 pode ser ajustado por um único resistor  $Rg$  através da equação:

$$G = 1 + \frac{50k}{Rg}$$

Assim, Isolando-se  $R_g$  e posteriormente substituindo  $G = 8.11$  tem-se:

$$G = 1 + \frac{50k}{R_g} \rightarrow G - 1 = \frac{50k}{R_g} \rightarrow R_g = \frac{50k}{G - 1}$$

$$R_g = \frac{50k}{10.88 - 1} \rightarrow R_g = 5k\Omega$$

Substituindo-se  $R_g = 4.7k\Omega$ , o valor de resistor comercial mais próximo tem-se os seguintes valores:

$$G = 11.64$$

$$V_{ref} = 2.15V$$

$$V_{in_{pk-pk}} = 316mV$$

$$V_{out_{pk-pk}} = G \times V_{in_{pk-pk}} \rightarrow V_{out_{pk-pk}} = 3.67V$$

$$V_{out_{min}} = V_{ref} - V_{out_{pk-pk}}/2 \rightarrow V_{out_{min}} = 315mV$$

$$V_{out_{max}} = V_{ref} + V_{out_{pk-pk}}/2 \rightarrow V_{out_{min}} = 3.98V$$

A figura 3.7 mostra valores parecidos encontrados a partir do simulador CAD e mostra resultados condizentes com os valores calculados.

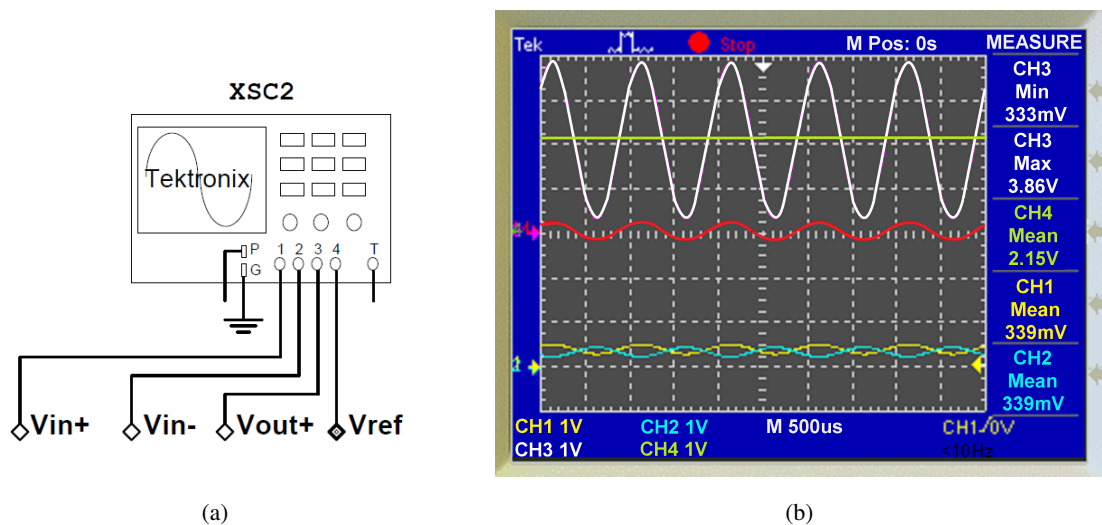


Figura 3.7: (a) Ligação no osciloscópio mostrando a ligação dos quatro canais:  $V_{in+}$  em 1,  $V_{in-}$  em 2,  $V_{out+}$  em 3 e  $V_{ref}$  em 4 (b) Tela com resultados, onde todos os canais estão com escala de 1 Volt: a linha central mostra o sinal de entrada, obtida pela subtração dos sinais  $V_{in+}$  e  $V_{in-}$ ; a linha reta mostra  $V_{ref}$ , que equivale ao deslocamento do nível base do sinal de saída e; O sinal senoidal de maior amplitude é a saída, com ganho de aproximadamente 8.82 da tensão de pico a pico de entrada.

A figura 3.8 ilustra o projeto do sensor, Na camada superior ele é composto de dois circuitos idênticos ao mostrado na figura 3.5 e mais os capacitores de acoplamento nas entradas conforme ilustrados na figura 3.6. O circuito para gerar  $V_{ref}$  foi implementado junto ao *shield* descrito na subseção 3.2.7.

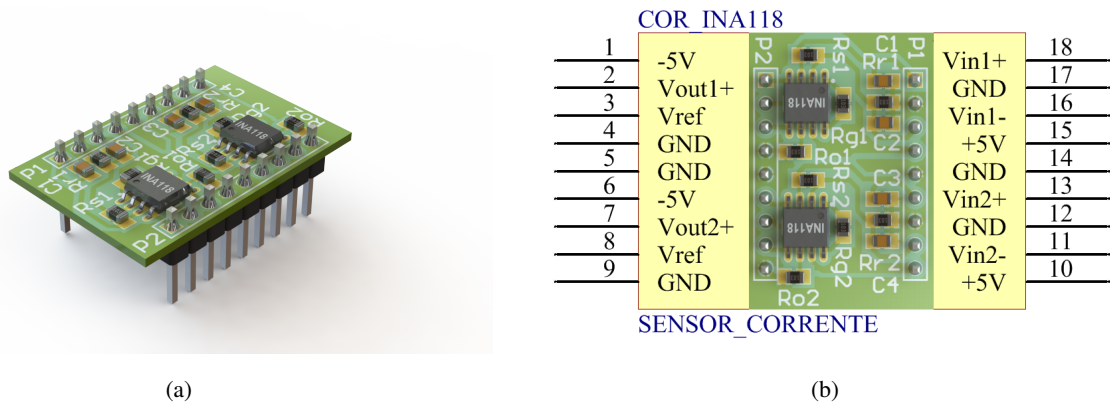


Figura 3.8: (a) Vista em perspectiva do sensor de corrente desenvolvido. (b) Pinagem do componente. Observa-se que o módulo permite a leitura de dois canais do eletroestimulador, permitindo a avaliação da eletroestimulação de dois músculos diferentes.

Assim, o circuito projetado faz o condicionamento do sinal de corrente em sinal de tensão em níveis aceitáveis para o Conversor Analógico-Digital (ADC) do microcontrolador utilizado, descrito na subseção 3.2.6. Esse, por sua vez realiza a conversão das informações analógicas em informação amostrada e quantizada e binarizada. A taxa ou frequência de amostragem ( $F_s$ ) deve obedecer ao teorema de Nyquist e a quantização deve respeitar o erro máximo permitido no projeto de modo que se possa reconstruir o sinal com a resolução necessária para o processamento e análise dos sinais. Para essa aplicação os 10 bits do ADC do arduino é suficiente, pois os sinais gerados pelos eletroestimuladores apresentam níveis de quantização bem inferiores. No caso deste trabalho, o eletroestimulador utilizado [9] dispõe de apenas 160 níveis de quantização, ou seja, 8 bits já seria suficiente. O layout dos circuitos desenvolvidos para o sensor de corrente está desenhado no anexo I.1.

### 3.2.2 Circuito de medição de célula de carga

O HX711 é um ADC de 24 bits projetado para a leitura diferencial de sensores em forma de ponte de wheatstone e recomendado para utilização em balanças ou aplicações de controle industrial [13]. O conversor possui dois canais multiplexados, A e B. Quando alimentado com 5 Volts é possível selecionar os ganhos de 128 ou 64 para o canal A, permitindo a leitura de uma faixa entre  $\pm 20$  mV e  $\pm 40$  mV, respectivamente. O canal B possui o ganho fixo em 32, equivalente à leitura de uma faixa de  $\pm 80$  mV. A arquitetura é mostrada na figura 3.9.

As principais características do CI HX711 segundo o fabricante [13] são:

- Dois canais de entrada selecionáveis, A e B, embora o B não esta sendo utilizado nesta aplicação;
- Amplificador de ganho programável de baixo ruído integrado no chip com ganhos de 32,64 e 128;
- Regulador de tensão integrado para célula de carga e alimentação analógica para o ADC;
- Oscilador integrado, dispensando o uso de cristal;

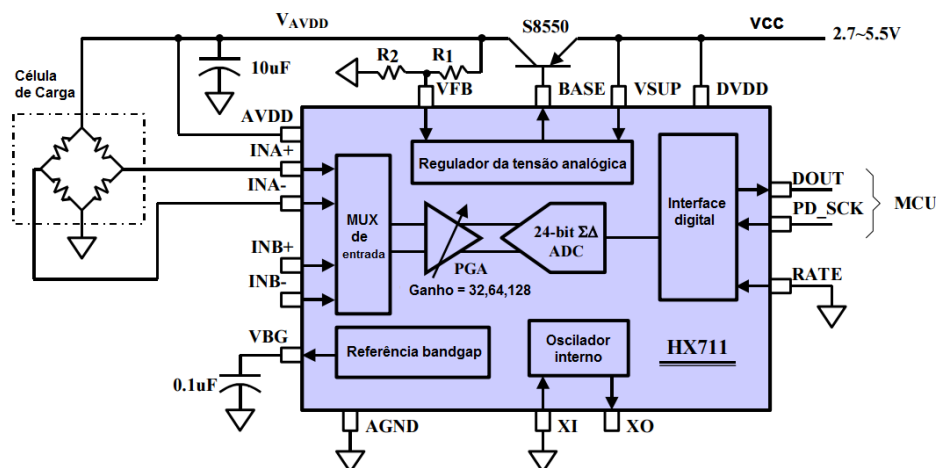


Figura 3.9: Arquitetura do Circuito Integrado HX711, com destaque para a comunicação com o microcontrolador realizada através de apenas uma entrada e uma saída. O pino Rate pode ser colocado direto em 1 para configurar a taxa de 80 amostras por segundo (APS), caso contrário a taxa é de apenas 10 APS fonte: [13]

- Reinicia as configurações padrões toda vez que liga;
- Controle digital simples sem necessidade de programação e interface serial;
- Permite seleção entre taxa de 10 ou 80 Amostras Por Segundo (APS);
- Filtro de rejeição de 50 e 60 Hz;
- Consumo de corrente em condição de operação normal menor que 1.5mA e quando desligado menor que 1  $\mu$ A;
- Tensão de operação de 2.6 a 5.5 V;
- Temperatura de operação de -40 a +85 graus C.

Uma característica interessante do circuito é que possui regulador interno permitindo que se ligue ou desligue a alimentação da célula de carga e ainda é possível controlar o valor de alimentação analógica  $V_{AVDD}$  através de um divisor de tensão no caso de se querer utilizar uma tensão menor na célula, o que poderia economizar energia. Função importante quando se trabalha com baterias.

$$V_{AVDD} = V_{BG} \frac{R1 + R2}{R1}$$

onde  $V_{BG}$  é a tensão de referência. A taxa de operação de 80 Hz pode não ser a ideal para obter alguns parâmetros como a velocidade de condução do estímulo elétrico neuromuscular. Nesse caso, o HX711 possui a opção de se utilizar um *clock* externo ou cristal com frequência de oscilação de até 20 MHz e configurando o pino RATE para nível lógico 1 pode-se obter uma taxa dada pela equação :

$$Taxa = \frac{F_{clk}}{138240}$$

Assim, a taxa máxima é de 144 amostras por segundo. Para a comunicação do HX711 com um microcontrolador utiliza-se os pinos PD\_SCK e DOUT. Eles são utilizados para captura de dados, seleção da entrada A ou B, seleção de ganho e para desligar o módulo.

Quando o dado não está pronto para ser lido, o pino DOUT fica em nível lógico '1'. Nesse momento o pino PD\_SCK deve permanecer em nível lógico '0'. No instante que DOUT vai para nível lógico '0' indica que existe dado a ser lido. Aplicando de 25 a 27 pulsos de *clock* no pino PD\_SCK a informação é deslocada do registrador para o pino DOUT. Cada pulso em PD\_SCK desloca um bit, começando pelo bit mais significativo até todos os 24 bits serem deslocados. O vigésimo quinto pulso em PD\_SCK coloca o pino DOUT novamente em nível lógico '1'.

O número de pulsos que se aplica em PD\_SCK também determina o canal e o ganho da próxima leitura, se forem 25 pulsos o HX711 configura para ler informação do canal A com ganho de 128, sendo 27 pulsos muda-se o ganho para 64 e no caso de serem 26 pulsos o próximo dado é referente ao canal B e o ganho é de 32. Assim, como não está sendo utilizado o canal B nessa aplicação pois diminuiria ainda mais a taxa de amostragem pode-se curto-circuitar A+ com B+ e A- com B- para se ter a opção dos três ganhos diferentes.

A figura 3.10 mostra a Placa de Circuito Impresso (PCI) e os pinos a se conectar no *shield*.

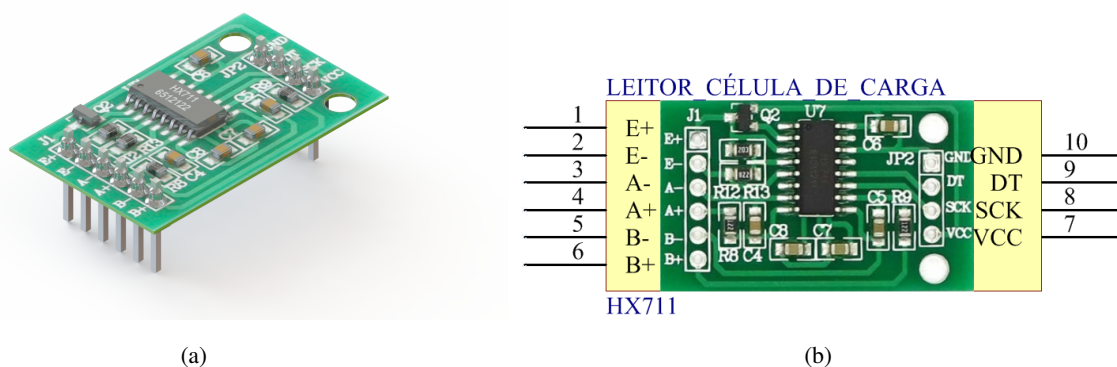


Figura 3.10: (a) Vista em perspectiva do leitor de célula de carga que utiliza o circuito integrado HX711. (b) Pinagem do componente. Os sinais E+, E- são, respectivamente as alimentações positiva e negativa que alimenta a ponte de Wheatstone da célula de carga, Já A- e A+ é o sinal proveniente da ponte e entrada do canal A, as entradas do canal B são ligadas juntamente com as A de mesma polaridade. O sinal DT é conectado ao pino DOUT e o sinal SCK ao PD SCK do CI HX711.

### 3.2.3 Circuito de relógio

O circuito de Relógio é desenvolvido de forma a consumir pouca eletricidade. Para isso ele opera com cristais de 32kHz e possui projeto eficiente eletricamente. O circuito da figura 3.11 utiliza o CI DS1307Z e permite a leitura de dados de ano, mês, dia, dia da semana, hora, minutos e segundos. Todas essas informações são acessadas via protocolo I2C [49].

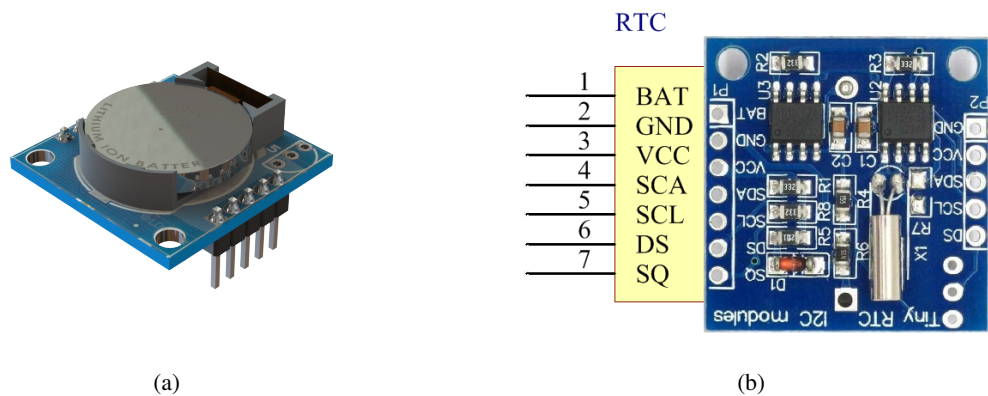


Figura 3.11: (a) Vista em perspectiva do módulo de relógio com CI DS1307Z que disponibiliza informações de data e hora. (b) Pinagem do componente. Percebe-se que apenas dois fios são utilizados para comunicação com o módulo: o SDA e o SCL, uma vez que o protocolo é I2C.

### 3.2.4 Circuito de armazenamento de dados em cartão de memória

O Circuito representado na figura 3.12 é um leitor e gravador de cartão de memória. Os Cartões de memória *Security Disk* SD operam com uma tensão de alimentação de 3.3 Volts [14], logo a placa faz a conversão do nível lógico para permitir a comunicação entre um microcontrolador que opera a 5V e o cartão de memória.

Os cartões SD permitem acesso aos elementos de memória através de um protocolo próprio de leitura de dados de forma paralela ou utilizando a Serial Peripheral Interface (SPI) [14], o que é normalmente feito quando se opera o *SD Card* integrado a um microcontrolador.

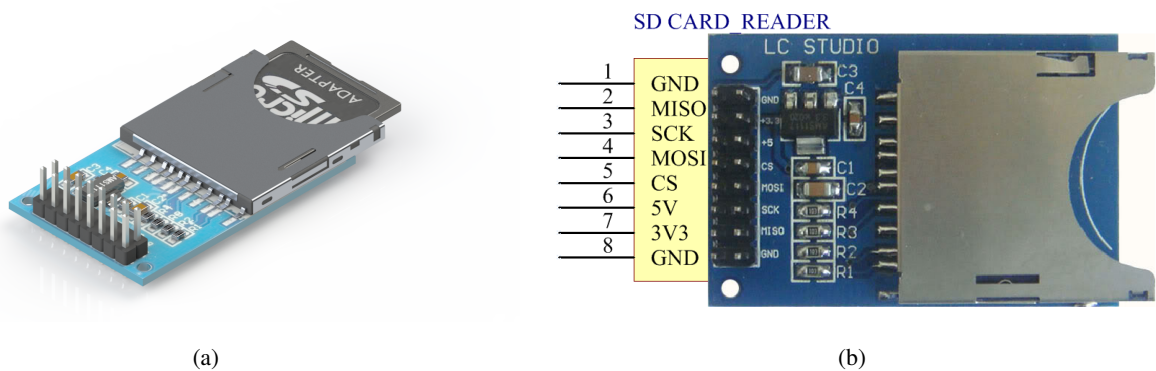


Figura 3.12: (a) Vista em perspectiva do módulo de leitura e gravação em cartão de memória para armazenar os dados de leitura dos sensores de corrente, força/torque, data e hora. (b) Pinagem do componente. Percebe-se que apenas quatro fios de dados são utilizados para comunicação com o módulo: o CS, SCK, MOSI e MISO, pois é SPI [14].



### 3.2.5 Display

O *display* escolhido foi o do antigo nokia 5110, ele é um monitor gráfico de 84 por 84 pixels [50], permitindo uma maior liberdade para a construção de figuras, interfaces e menus. A figura 3.13 mostra uma vista em perspectiva do *display*.

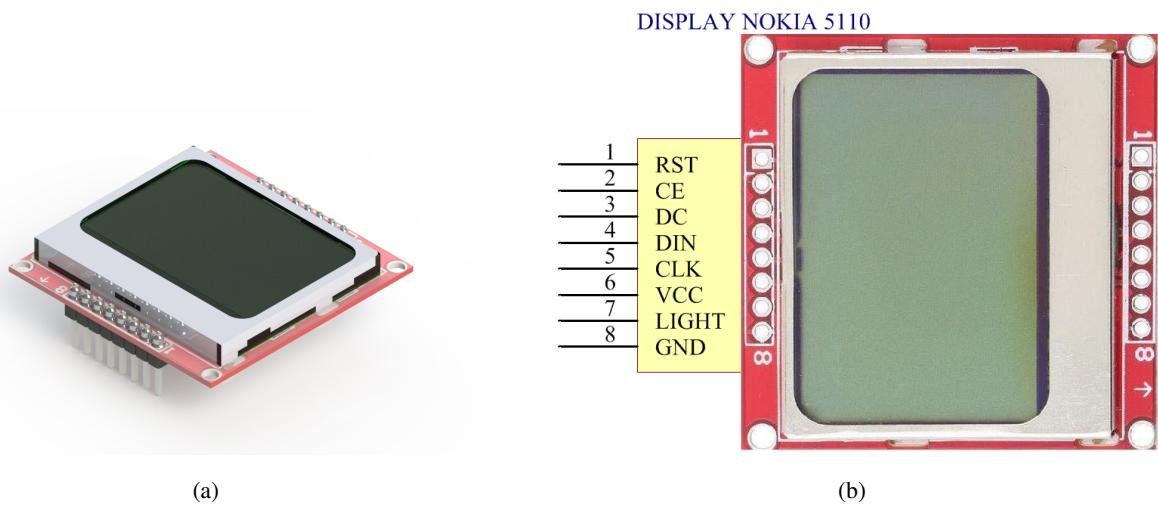


Figura 3.13: (a) Vista em perspectiva do módulo de *Display* de 84 x 84 pixels (b) Pinagem do componente.

### 3.2.6 Microprocessador

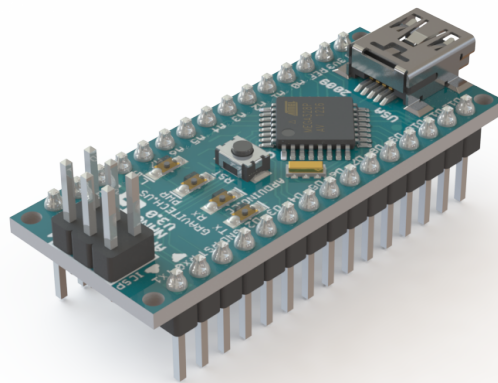


Figura 3.14: Vista em perspectiva da placa de desenvolvimento Arduino Nano. O microprocessador é o ATmega 328 e conta com circuito conversor serial-USB para comunicação com o computador.

A figura 3.14 mostra uma placa de desenvolvimento denominado Arduino Nano. O microcontrolador é o ATmega328 com arquitetura AVR, opera a 5V, tem 30KB livres de memória de programa e e 2KB de memória RAM, EPROM de 1KB, Capaz de fornecer 40 mA por pino de entrada/saída, possuindo no total 22 pinos, os quais 6 permitem saída PWM e 8 entradas analógicas [51].

### 3.2.7 Shield de integração dos módulos

O *shield* conecta todos os módulos ao Arduino nano de forma organizada e de maneira prática, o esquemático encontra-se ampliado em anexo I.2. Possui encaixe para o *display* Nokia 5110; dois leitores de célula de carga HX711, um leitor e gravador de cartão de memória, um *Real Time Clock* (RTC) e um sensor de corrente com dois canais, além de um transistor como chave para controlar a luz de fundo do *display* cuja base é conectada em uma porta PWM para controlar o brilho.

O *shield* conta com quatro botões e um potenciômetro para permitir controlar o menu de funções, conta com o circuito para fazer uma fonte negativa para os sensores de corrente e também um transistor como seguidor de emissor como sinal de referência para elevar o nível DC do sinal de corrente, permitindo a leitura de sinais de corrente bipolares pelo conversor AD do Arduino.

### 3.2.8 Circuito para gerar fonte negativa

O amplificador de instrumentação utilizado 3.2.1 necessita de fonte simétrica para permitir a leitura do estímulo elétrico de valores positivos e negativos, pois o sinal de estimulação elétrica neuromuscular pode ser bipolar. Assim o aparelho consegue captar tanto a forma como a amplitude do sinal de eletroestimulação, o que possibilita identificar o tipo de estímulo aplicado ao usuário do dispositivo.

A fonte simétrica deve ser capaz de alimentar um INA118, que é um amplificador de instrumentação integrado. O circuito consome uma corrente de  $350 \mu A$  [12]. A tensão de alimentação é alimentado com  $\pm 3.3V$ . Isso equivale a uma carga:

$$R_L = \frac{V_L}{I_L} \rightarrow R_L = \frac{3,3V}{350\mu A} \rightarrow R_L = 9,43K\Omega$$

O circuito para criar uma fonte simétrica utiliza dois capacitores a partir de uma tensão positiva de 5V criar uma fonte negativa de -5V. para isso é utilizado um circuito inversor de amplitude em série com um circuito duplicador de tensão e em seguida um regulador de tensão negativa LM7905, conforme anexo I.2

O circuito inversor possui um arranjo de diodos rápidos, e pares complementares de transistores bipolar para permitir carregar os capacitores de modo que a tensão final duplique.

### 3.2.9 Case para abrigar a eletrônica

Para unir todos os componentes e permitir a utilização por um técnico é importante a integração de todos os componentes em um case, esse case foi projetado em *software* CAD e fabricado com impressora 3D. Foram 3 peças, a base principal que possui encaixes para todos os módulos, a tampa e o botão rotativo que controla o menu, a figura 3.15 mostra como ficou o projeto.

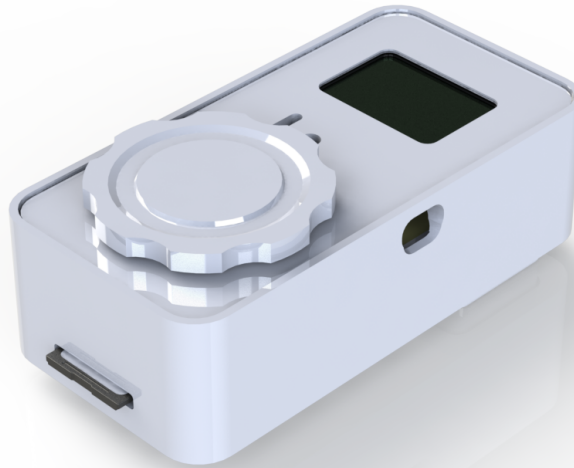


Figura 3.15: Case desenvolvido para a eletrônica do dinamômetro.

### 3.3 PROTOCOLO PARA ENCONTRAR OS PONTOS MOTORES

Para a realização do protocolo apresentado nesta seção é necessário um eletroestimulador capaz de fornecer até 69 mA de corrente e com formato de onda configuráveis que permitam utilizar larguras de pulso de 20 a 1000  $\mu\text{s}$  (figura 3.16 a), um eletrodo ativo em formato de caneta (figura 3.16 b) e um eletrodo dispersivo de referência com  $100\text{cm}^2$  de área (figura 3.16 c).

O protocolo adotado para encontrar os pontos motores é baseado nas recomendações do fabricante do eletroestimulador "DUALPEX 071"[9] e é o seguinte:

1 - Posiciona-se o eletrodo dispersivo no calcanhar do paciente, que são eletrodos de alumínio com área de  $100\text{cm}^2$  envoltos em espuma molhada com gel condutor para evitar queimaduras. Esse eletrodo é conectado ao polo positivo do canal do eletroestimulador.

2 - Configura-se o eletroestimulador para fornecer uma corrente quadrada monopolar de frequência 0,33 Hz (que gera contração bem baixa conforme visto na seção 2.2.4, na figura 2.11), para isso ajusta-se  $T_{ON}$  (tempo ligado) para 1 segundo e  $T_{OFF}$  (tempo de repouso) para 2 segundos, conforme o primeiro gráfico da figura 2.12 e selecionando-se a intensidade de corrente inicial em 1mA varre-se todo a área onde se espera encontrar uma zona de inervação, onde se consegue a maior excitação do músculo quando aplicado um estímulo. Realiza-se esse procedimento incrementando-se de 1 em 1 mA até verificar um ponto com contração visível. Na prática, ao se fazer esse procedimento verifica-se a resposta do sistema à função degrau e a intensidade mínima em que se observa contração é a chamada reobase.

3 - Encontrado o ponto de maior excitabilidade, marca-se com caneta dermatográfica de alta fixação o ponto encontrado para posterior aplicação dos eletrodos durante todos os dias de avaliação.

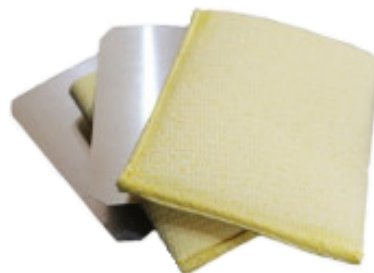
4 - No mesmo ponto testa-se a cronaxia (conforme o segundo gráfico da figura 2.12). Assim ajusta-se  $T_{ON}$  para 20  $\mu\text{s}$ , e  $T_{OFF}$  para 2 segundos. Se não for observado resposta ao estímulo incrementa-se o valor de  $T_{ON}$  de 100 em 100  $\mu\text{s}$  até encontrar o valor da cronaxia. Na prática, o que se faz aqui é testar a



(a)



(b)



(c)

Figura 3.16: (a) Aparelho de eletroestimulação que permite intensidades de corrente de até 79mA e cronaxia maior que 1000  $\mu$ s para possibilitar contrações em pacientes com disfunção na excitabilidade neuromuscular.(b) Caneta de eletroestimulação utilizada para verificar o posicionamento dos melhores pontos motores dos músculos a se estimular. (c) Eletrodo de referência. Fonte: [9].

resposta ao impulso do sistema.

5 - Por fim, utilizando uma modulação de forma de onda com crescimento lento observa-se a acomodação, os sistemas neuromusculares íntegros tem de reagir de forma menos efetiva a tais estímulos. Assim, aplicando-se uma onda de crescimento exponencial com  $T_{ON} = 1$  segundo e  $T_{OFF} = 2$  segundos (conforme o terceiro gráfico da figura 2.12), testa-se a observação de contração partindo-se de uma intensidade de corrente de 1mA, o ponto em que se observa contração é o ponto de acomodação, que nada mais é que a resposta à uma onda exponencial.

6 - Com o valor da reobase e da acomodação pode-se calcular o Índice de Acomodação (IA) por:

$$IA = \frac{Ac}{Rb} \quad (3.1)$$

Onde  $Ac$  é a acomodação e  $Rb$  é a reobase. O índice de acomodação e a cronaxia são parâmetros que podem ser utilizados para determinar se existem disfunções na excitabilidade neuromuscular [52].

### 3.4 PROTOCOLO PARA AFERIR O PICO DE FORÇA/TORQUE

A figura 3.18 ilustra o posicionamento do paciente sobre o leito e a prancha. Com o paciente (5) em decúbito dorsal a 0°, a plataforma deve ser ajustada para posicionar quadril a 90° de flexão e o joelho à 60° graus de flexão onde ocorre o maior torque. Os eletrodos para a estimulação (3) elétrica devem ser posicionados na linha entre a crista ilíaca ântero-superior do quadril e a borda superior da patela nas áreas identificadas como o ponto motor, as área de maior excitabilidade, conforme figura 3.17.



Figura 3.17: Posicionamento dos eletrodos na coxa sobre os pontos motores dos músculos reto femoral e vasto lateral identificáveis com o protocolo disposto na seção 3.3

Realizam-se três estímulos com 69 mA, largura de pulso de 400  $\mu$ s, frequência de 100 Hz, tempo de subida de 1 segundo e tempo ON de 3 segundos. Os intervalos definidos em 2 minutos. Os maiores valores considerados para a análise. As medidas devem ser realizadas nos dias 1, 3, 7 e 14.

As informações de pico de força ( $PF$ ) são processadas e exibidas pelo circuito eletrônico (2) caso sejam fornecidos ao aparelho o comprimento entre o joelho e o calcanhar ( $D_{JC}$ ). O pico de torque ( $PT$ ) é então obtido por

$$PT = PF \times D_{JC} \quad (3.2)$$

O torque pode ser utilizado como parâmetro de análise com intuito de eliminar o efeito da alavanca representada pela distância joelho-calcanhar (JC) que poderiam influir na análise. Supondo que duas pessoas com comprimento JC diferentes, mas que possuam o mesmo padrão, quantidade e qualidade das fibras musculares e supondo também mesma resistência elétrica e densidade volumétrica da perna, além disso mesmos parâmetros de reobase, cronaxia e acomodação nos músculos excitados, uma pessoa com esse comprimento grande precisaria de um estímulo maior para exercer a mesma força na célula de carga

presa ao calcanhar que uma pessoa com a distância menor, uma vez que a distancia JC se comporta como alavanca.

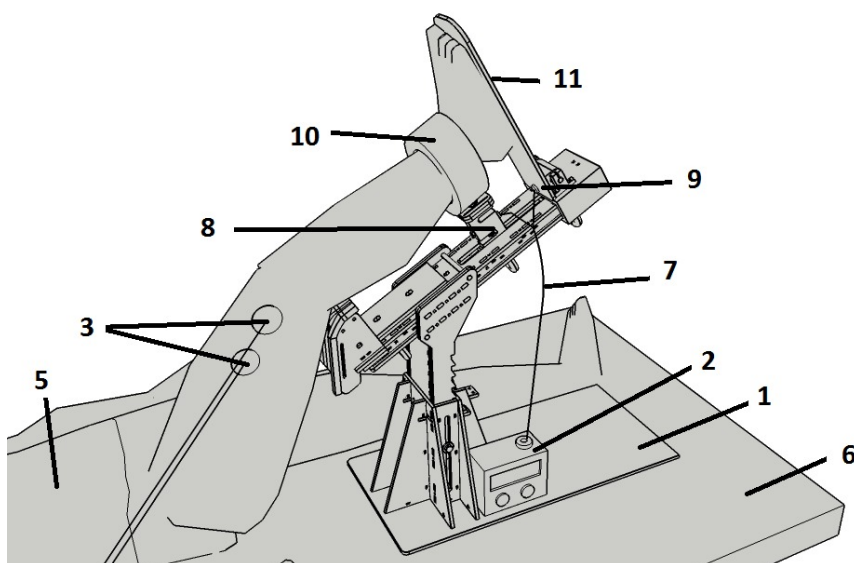


Figura 3.18: Paciente sobre a prancha desenvolvida para garantir o correto posicionamento e captura da força exercida pela extensão de joelho ou pela flexão plantar, nota-se que o joelho fica apoiado em uma estrutura acolchoada, o calcanhar é preso a uma célula de carga do tipo SV e o pé sobre uma placa conectada a uma célula de carga do tipo GLX.

### 3.5 ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO REALIZADO PELA EQUIPE DE FISIOTERAPIA DO HBDF

A prancha em uma versão preliminar mostrada na figura 3.19 foi utilizada para a realização de um ensaio clínico randomizado. Tal prancha apresenta os mesmos requisitos fundamentais apresentados na nova versão da prancha, que foram essenciais para permitir a viabilidade dos ensaio clínico, garantindo o posicionamento padrão de quadril posicionado a 90 graus de flexão e joelho a 60 graus. A equipe possui Comitê de Ética em Pesquisa aprovado pela - FEPECS/SES-DF sobre o número de parecer 417.180.

Foram incluídos pacientes de ambos os sexos entre 18 e 60 anos submetidos a ventilação mecânica por no máximo 48 horas e com traumatismo cranioencefálico. Foram excluídos pacientes com diagnóstico de diabetes mellitus crônica, portadores de doenças neuromusculares prévias, pacientes com história de abuso de álcool, portadores de HIV, pacientes com insuficiência renal crônica, pacientes em uso de medicações neurotóxicas e/ou bloqueador neuromuscular, pacientes com lesão medular, grávidas, pacientes com lesões em pele na região a ser tratada, pacientes com IMC > 35, portadores de doenças reumáticas e auto-imunes e pacientes com fraturas instáveis nos membros inferiores que impedissem a aplicação do EENM.

Os pacientes foram distribuídos aleatoriamente entre o grupo 1 (G1) e grupo 2 (G2). A partir deste ponto foram acompanhados do início da intubação até 14 dias. A avaliação da excitabilidade neuromuscular, a análise da arquitetura muscular e as análises sanguíneas foram realizadas em ambos os grupos no dia



Figura 3.19: Posicionamento do paciente na versão 2.3 para o ensaio realizado pela equipe de fisioterapia de entrada na pesquisa e nos dias 3, 7 e 14; respectivamente. O G1 foi submetido à fisioterapia de rotina com mobilização passiva. O G2, além da fisioterapia de rotina, foi submetido ao protocolo de EENM nos músculos quadríceps femoral, isquiotibiais, gastrocnêmios e tibial anterior.

A EENM foi aplicada por 30 minutos, com frequência de 100Hz e largura de pulso igual a  $400\mu s$ . O Tempo ligado ( $T_{ON}$ ) foi ajustado em 5 segundos e tempo desligado ( $T_{OFF}$ ) foi de 25 segundos, desta forma, contabilizando 45 contrações. A intensidade foi aplicada no máximo possível para gerar contrações totais do músculo (Tipo 5 conforme [17]) ou no limite suportado pelos pacientes sem sedação. Os músculos foram tratados com a seguinte quantidade de canais: quadríceps (dois canais em cada membro), isquiotibiais (um canal em cada membro), tibial anterior (um canal em cada perna) e tríceps sural (um canal em cada perna). Os pacientes foram tratados bilateralmente.

## 4 RESULTADOS

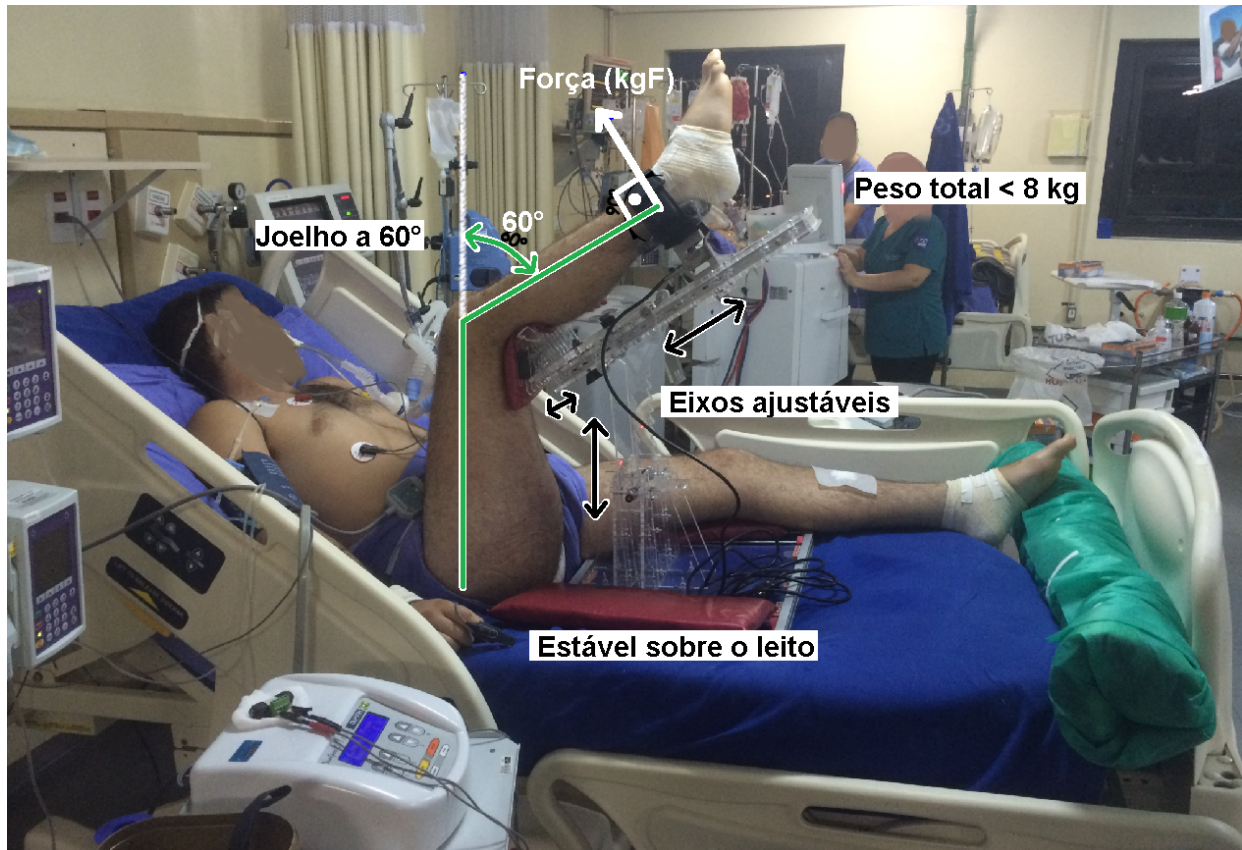


Figura 4.1: Paciente posicionado sobre o dispositivo e características principais da versão 3.0: (1) permite o correto ajuste do paciente com joelho a 60° ajustável ao paciente com 3 eixos, (2) estável sobre o leito e (3) baixo peso, inferior a 8 kg.

Tabela 4.1: Dados sobre número de amostras, média, mediana, desvio padrão e teste de normalidade Shapiro-Wilk dos valores da força encontrados durante o teste com o dinamômetro isométrico desenvolvido no grupo 1 e grupo 2. Os dados brutos estão no anexo I.4.

	sem EENM (G1)				com EENM (G2)			
	1	3	7	14	1	3	7	14
dia grupo	G1d1	G1d3	G1d7	G2d14	G2d1	G2d3	G2d7	G2d14
amostra (pessoas)	19	18	14	14	23	20	18	9
média (Kgf)	4,00	2,91	2,35	2,40	5,12	4,55	6,2	11,43
mediana (Kgf)	4,32	2,97	1,99	1,78	3,48	3,05	3,54	11,10
desvio (Kgf)	1,68	1,63	1,48	2,32	4,23	4,08	5,17	6,11
não normalidade	0	0	0	1	1	1	1	0



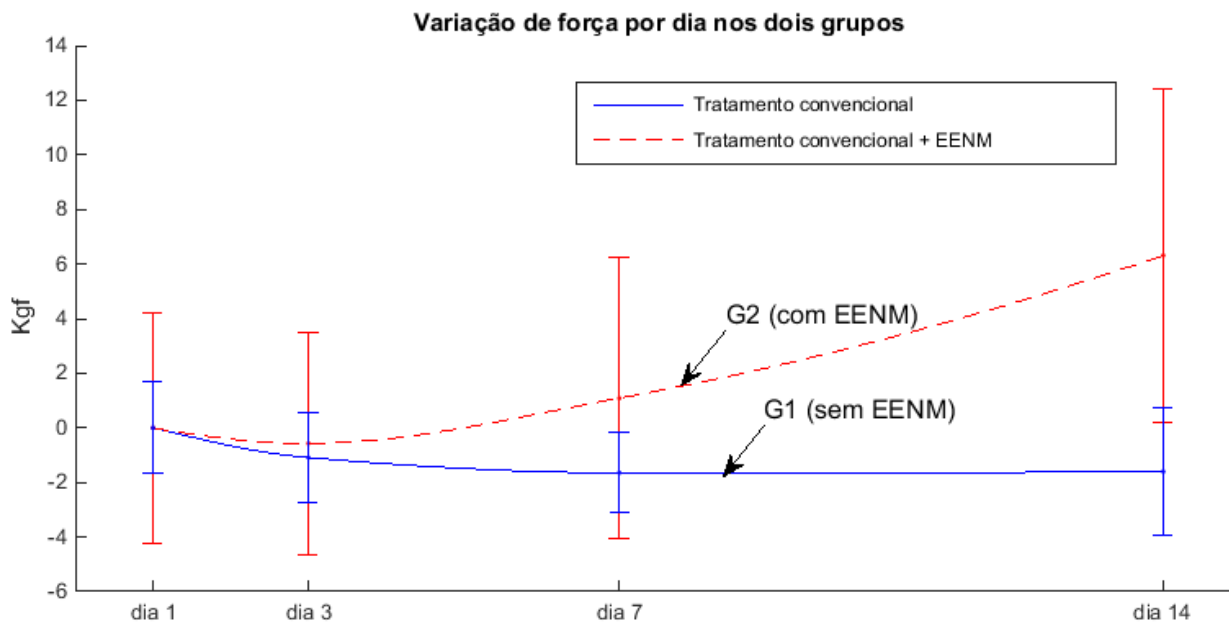


Figura 4.2: Pico de força eletricamente evocado no músculo reto femoral nos dois grupos, mostrando a média interpolada entre os dias 1 e 14 e os desvios padrões dos dias de coleta.

Tabela 4.2: Resultados do teste de hipótese não paramétrico Kruskal-Wallis.

Informação	valor
Kruskal-Wallis qui-quadrado	32,243132
graus de liberdade	7
p	0,000037

Tabela 4.3: Análise dos resultados pelos valores p com método qui-quadrado.

	G1d1	G1d3	G1d7	G1d14	G2d1	G2d3	G2d7
G1d3	0,903583						
G1d7	0,576293	0,998588					
G1d14	0,362740	0,984705	0,999995				
G2d1	1,000000	0,833907	0,455763	0,254372			
G2d3	0,999694	0,992843	0,855909	0,677087	0,998659		
G2d7	0,999996	0,785369	0,412813	0,229903	1,000000	0,995276	
G2d14	0,588355	0,058500	<b>0,013452</b>	<b>0,004675</b>	0,607208	0,297961	0,748101

## 5 DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

O dinamômetro isométrico desenvolvido passou por três versões onde foram avaliados os aspectos construtivos e a aplicação do equipamento na UTI. A primeira versão foi uma adaptação com uma célula de carga de uma tábua de madeira para fisioterapia e reabilitação do quadríceps. Desde essa primeira versão começou-se a perceber que era possível associar esse dispositivo ao eletroestimulador para conseguir mensurar força em pacientes não cooperativos de forma evocada. A segunda versão já foi pensada em reproduzir uma posição similar à utilizada no dinamômetro isocinético, tanto para a versão de avaliação do movimento de extensão do joelho quanto o de flexão plantar.

A segunda versão, ilustrada na figura 3.19 permitiu um ajuste do aparelho ao usuário, diminuindo a probabilidade de viés por mal posicionamento e uma melhor padrão de posicionamento com o ângulo da articulação do joelho à 60 graus, permitindo a obtenção do maior pico de força ou torque. Essa versão ficou bastante estável sobre o leito e permitiu bons ajustes em todos os pacientes em que o dispositivo foi testado. O grande problema dessa versão foi o peso, com massa total de aproximadamente 25 Kg e o material inadequado ao ambiente hospitalar.

A terceira versão sanou o problema do peso e do material. Com massa inferior a 8Kg e fabricada em acrílico através do processo de corte a laser, figura 4.1. Essa versão cumpriu as especificações e apresentou processo de construção facilitado, permitindo uma maior reprodutibilidade. Um pedido de patente foi iniciado e tem-se a previsão de depósito entre setembro e outubro de 2017.

Para acompanhar o progresso do desenvolvimento da força muscular do quadríceps e verificar fraqueza adquirida utilizou-se a metodologia apresentada na subseção 3.5 com 42 pacientes de ambos os sexos e escolhidos ao acaso para pertencerem ao grupo 1 (G1), com fisioterapia de rotina, ou grupo 2 (G2), fisioterapia de rotina e EENM. Assim, foram alocados 19 pacientes no G1 e 23 no G2.

Pela observação dos dados na tabela 4 percebe-se um desvio padrão em G2 maior que em G1 desde o primeiro dia de medição, quando a princípio foram feitas intervenções semelhantes em ambos os grupos. Isso pode ter sido ocasionado pela escolha de um grupo não homogêneo. Contudo, esse problema aparenta ter afetado todos os dias de forma semelhante, sendo mais evidente no último dia de coleta, por permanecer com uma amostragem de apenas nove pacientes. Os outros apresentaram tamanho de amostragem maior que 18 conforme a tabela 4.

Pela análise da variação de força nos dois grupos em função do primeiro dia foi possível perceber uma tendência decrescente no grupo G1, sem EENM, e uma tendência crescente no grupo G2, com EENM, conforme figura 4.2. Para realizar o estudo estatístico e constatar se de fato houve alguma diferença verificou-se a normalidade dos dados com o teste Shapiro-Wilk, última linha da tabela 4, com intuito de escolher entre os teste de hipóteses Anova, paramétrico, ou o teste Kruskal-Wallis, não paramétrico. Como metade dos dados são não paramétricos optou-se por utilizar o teste Kruskal-Wallis, com as seguintes hipóteses

- $h_0$ : não há diferença de distribuição entre os grupos.
- $h_1$ : em um ou mais grupos apresenta diferença de distribuição.

Percebeu-se pela análise com o teste qui-quadrado no grupo 1, sem o protocolo de EENM, que não houve alteração significativa de força no decorrer dos 14 dias. No grupo 2 notou-se que a utilização de treinos de EENM como mobilização precoce em UTI apresenta ganhos de força no décimo quarto dia quando comparado com os dias 7 e 14 do grupo 1, indicando que o tratamento com EENM apresenta melhores resultados que o tratamento sem EENM.

Foram cumpridos os objetivos principais. O dispositivo construído se apresentou como um dinamômetro isométrico portátil para medir força ou torque gerado através da extensão do joelho do usuário. O aparelho apresentou-se estável sobre leitos e com ajustes para o correto posicionamento do paciente de acordo com suas dimensões físicas. Os três eixos de ajustes (figura 4.1) possibilitam o uso do aparelho por pessoas de aproximadamente 1365 mm a 2084 mm de altura, conforme as proporções antropométricas mostradas na figura 2.2 [3] o que equivale dizer que a prancha pode ser usada por mais de 99,8% da população brasileira se considerarmos a população usuária de aeroportos [35] como uma boa amostragem.

O aparelho eletrônico desenvolvido é portátil e alimentado por bateria alcalina de 9 Volts, facilitando sua utilização na UTI. Pesando por volta de 150 gramas pode ser preso ao cinto e permite a ligação de até dois canais de célula de carga e dois canais para sinais de corrente de até 150 mA. Possibilitando que dois sensores sejam utilizados ao mesmo tempo ou que dois músculos sejam excitados simultaneamente e mensurados pelo aparelho. Além disso as informações sobre a força e o pico de força são exibidas em *display* e gravados em SD card como um *datalogger*, possuindo inclusive circuito de relógio com bateria própria para não perder as configurações de hora no caso de se retirar a bateria principal.

A contração da perna gerada por um Estímulo Elétrico Neuromuscular (EENM) mostrou-se eficaz para acompanhar a variação da força muscular exercida no dinamômetro desenvolvido, permitindo medir força com robustez e repetibilidade; O teste com o dispositivo permitiu avaliar e comparar objetivamente dois grupos, o grupo 1 (G1) com procedimentos padrões de fisioterapia e o grupo 2 (G2) com procedimentos padrões adicionados ao EENM.

Considerando o teste estatístico de Kruskal-Wallis ocorreu o indicativo de diferenças significativas ( $\alpha = 5\%$ ) entre o teste realizado no dia 14 do grupo com EENM e os dias 7 e 14 do grupo sem EENM. Esse resultado tende a sustentar dois aspectos, principais: primeiro, a eletroestimulação induz o aumento da força muscular, conforme os autores Segers et al. e Meereis et al. [17] [47] e segundo, a instrumentação concebida atendeu os requisitos mínimos pretendidos no projeto.

O presente trabalho deu origem a um resumo de artigo submetido ao Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB) [25] e a um pedido de patente junto à NUPITEC/UnB e tem dado frutos no intuito de estabelecer de forma objetiva uma métrica dos padrões de reabilitação muscular e consequentemente fornecer meios para melhorar a qualidade de vida dos pacientes internados no Hospital de Base com traumas graves e ainda com possibilidade de fornecer um bom prognóstico para pacientes que saem da UTI.

O dispositivo mecânico construído, após três protótipos, reduziu de 25 Kg para menos de 8kg o seu peso, diminuindo o risco para o profissional que o opera e inclusive possui as características mínimas de reprodutibilidade e padronização para começar a ser comercializado e até virar referência na medição de força em pacientes não cooperativos com risco de adquirir fraqueza muscular extrema.

## 6 TRABALHOS FUTUROS

O dispositivo foi projetado com a intenção de avaliar tanto os músculos que geram flexão de joelho como também músculos que geram flexão plantar como o gastrocnêmio. O posicionamento do paciente para avaliação da extensão de joelho e da flexão plantar é bastante similar ao utilizado no dinamômetro isocinético, o que pode indicar que há uma boa correlação com a referência ouro. O estudo da correlação com o dinamômetro isocinético da BIODEX [10] permitirá validar de maneira mais confiável o dinamômetro desenvolvido.

Em testes futuros será analisado o pico de torque no lugar do pico de força com intenção de eliminar o efeito da alavanca representada pela distância joelho-calcanhar (JC) que poderiam influir na análise. Podendo-se também realizar as análises não apenas com o valor de pico, mas também a curva de torque no tempo, uma vez que esses dados são armazenados em cartão de memória.

Além disso, tem-se a intenção de avaliar tanto para os músculos que geram extensão do joelho quanto os que flexão plantar os diversos procedimentos de eletroestimulação possíveis para encontrar os que apresentam melhores resultados para os pacientes. Avaliando se há manutenção da força muscular dos pacientes não cooperativos.

Como o dispositivo já é ajustado à perna do paciente é possível colocar sensores para medir a distância joelho-calcanhar automaticamente e calcular diretamente o torque. Essa distância pode ser utilizada para também estimar a altura do paciente ou como banco de dados antropométricos que podem ser úteis em pesquisas futuras.

Será melhorado o *firmware* da eletrônica desenvolvida com intuito de adicionar funcionalidades úteis para os procedimentos clínicos, armazenando informações dos pacientes como nome, idade, peso na admissão, altura, diagnóstico e ainda as informações dos procedimentos aplicados e a curva de manutenção de força e torque muscular.

Serão também avaliados a viabilidade e a necessidade de construção de um dispositivo para medir força isocinética em um instrumento também portátil, imitando o comportamento do dinamômetro isocinético de referência, permitindo novas análises de força e torque em condições dinâmicas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] PHEASANT, S.; HASLEGRAVE, C. M. *Bodyspace: Anthropometry, ergonomics and the design of work*. [S.l.]: CRC Press, 2016.
- [2] MARFELL-JONES, M. J.; STEWART, A.; RIDDER, J. D. *International standards for anthropometric assessment*. [S.l.: s.n.], 2012.
- [3] CONTINI, R. Body segment parameters. ii. *Artificial limbs*, v. 16, n. 1, p. 1, 1972.
- [4] GOSLING, J. A. et al. *Human Anatomy, Color Atlas and Textbook E-Book*. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2016.
- [5] PLATZER, W. *Locomotor System. Color Atlas of Human Anatomy, Vol. 1*. [S.l.: s.n.], 2004. 186 - 278 p.
- [6] BASMAJIAN, J. V.; LUCA, C. J. D. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. [S.l.]: Williams & Wilkins, 1985.
- [7] CAJUMORO. *Flexmotor - Adaptado ao leito*. Disponível em: <<http://www.cajumoro.com.br/produtos/flexmotor-adaptado-a-leito/>>.
- [8] BADILLO, J. J. G.; AYESTARÁN, E. G. *Fundamentos do Treinamento de Força-Aplicação ao Alto Rendimento Desportivo*. segunda. [S.l.]: Porto Alegre: Artmed, 2001.
- [9] QUARK. *Manual Dualpex 071*. Acesso em 2 de fevereiro de 2017. Disponível em: <[http://quarkmedical.com.br/pdf/DUALPEX\\_071.pdf](http://quarkmedical.com.br/pdf/DUALPEX_071.pdf)>.
- [10] BIODEX. *System 4 Pro TM*. Acesso em 2 de fevereiro de 2017. Disponível em: <<http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>>.
- [11] INSTRUMENTOS, A. *Células de Carga*. Acesso em 2 de fevereiro de 2017. Disponível em: <<http://www.alfainstrumentos.com.br/celulas-de-carga/>>.
- [12] INSTRUMENTS, T. *INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier*. Acesso em 1 de fevereiro de 2017. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>>.
- [13] SEMICONDUCTOR, A. *24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*. Acesso em 9 de janeiro de 2017. Disponível em: <[https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711\\_english.pdf](https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf)>.
- [14] CYPRESS. *SDCard Datasheet SDCard V 1.2*. [S.l.], 2006. Disponível em: <[http://www.fecegypt.com/uploads/dataSheet/1480848837\\_sdcard\\_001-13589.pdf](http://www.fecegypt.com/uploads/dataSheet/1480848837_sdcard_001-13589.pdf)>.
- [15] AKER, P. Aids to the examination of the peripheral nervous system. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, The Canadian Chiropractic Association, v. 32, n. 1, p. 47, 1988.

- [16] BIANCHI, T. *Efeito do cicloergômetro passivo sobre a mobilidade diafragmática de pacientes críticos em ventilação mecânica invasiva na unidade de terapia intensiva: ensaio clínico randomizado*. matthesis, 2016.
- [17] SEGERS, J. et al. Feasibility of neuromuscular electrical stimulation in critically ill patients. *Journal of Critical Care*, Elsevier, v. 29, n. 6, p. 1082–1088, 2017/02/01 2014. ISSN 0883-9441. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrc.2014.06.024>>.
- [18] SHARSHAR, T. et al. Presence and severity of intensive care unit-acquired paresis at time of awakening are associated with increased intensive care unit and hospital mortality\*. *Critical Care Medicine*, v. 37, n. 12, 2009. ISSN 0090-3493. Disponível em: <[dx.doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181b027e9](http://dx.doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181b027e9)>.
- [19] JOHN, R.; BAPAT, S. Intensive care unit acquired weakness. *Anaesthesia and Intensive Care Medicine*, v. 16, n. 4, p. 155–158, 2015. Disponível em: <[http://www.anaesthesiajournal.co.uk/article/S1472-0299\(15\)00012-0/abstract](http://www.anaesthesiajournal.co.uk/article/S1472-0299(15)00012-0/abstract)>.
- [20] HERMANS, G.; BERGHE, G. Van den. Clinical review: intensive care unit acquired weakness. *Critical Care*, v. 19, n. 1, p. 274, 2015. ISSN 1364-8535. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/s13054-015-0993-7>>.
- [21] LIPSHUTZ, A. K.; GROPPER, M. A. Acquired neuromuscular weakness and early mobilization in the intensive care unit. *Anesthesiology: The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, The American Society of Anesthesiologists, v. 118, n. 1, p. 202–215, 2013.
- [22] PARIS, M. et al. Validation of bedside ultrasound of muscle layer thickness of the quadriceps in the critically ill patient (validum study): Preliminary results. *Journal of Parenteral and Enteral Nutrition*, v. 40, n. 1, p. 117–118, 2016.
- [23] VIVODTZEV, I. et al. Severe and early quadriceps weakness in mechanically ventilated patients. *Critical Care*, BioMed Central, v. 18, n. 3, p. 431, 2014.
- [24] IBITOYE, M. O. et al. Mechanomyography and muscle function assessment: A review of current state and prospects. *Clinical Biomechanics*, Elsevier, v. 29, n. 6, p. 691–704, 2014.
- [25] LOPES, M. A. J.; SILVA, V. Desenvolvimento de dispositivo para avaliação de força em pacientes acamados. In: *XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. [S.l.: s.n.], 2016.
- [26] SILVA, A. P. P. d.; MAYNARD, K.; CRUZ, M. R. d. Efeitos da fisioterapia motora em pacientes críticos: revisão de literatura. *Revista Brasileira de Terapia Intensiva*, SciELO Brasil, v. 22, n. 1, p. 85–91, 2010.
- [27] CAMPOS, L. F. C. C. d. et al. Avaliação isocinética em atletas da seleção brasileira de futebol de 5. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, SciELO Brasil, v. 21, n. 3, p. 220–223, 2015.
- [28] SAMOSAWALA, N. R.; VAISHALI, K.; KALYANA, B. C. Measurement of muscle strength with handheld dynamometer in intensive care unit. *Indian journal of critical care medicine: peer-reviewed, official publication of Indian Society of Critical Care Medicine*, Medknow Publications, v. 20, n. 1, p. 21, 2016.

- [29] GINZ, H. F. et al. Decreased isometric skeletal muscle force in critically ill patients. *Swiss medical weekly*, Basel: EMH Swiss Medical Publishers Ltd., c2001-, v. 135, n. 37-38, p. 555–561, 2005.
- [30] DURFEE, W. et al. Non-invasive muscle force assessment apparatus for use in the intensive care unit. In: IEEE. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.], 2010. p. 5835–5838.
- [31] TOURVILLE, T. W. et al. Reliability of a new stabilized dynamometer system for the evaluation of hip strength. *Sports health*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 5, n. 2, p. 129–136, 2013.
- [32] HERMANS, G.; GOSSELINK, R. Should we abandon manual muscle strength testing in the icu? *Critical Care*, BioMed Central, v. 15, n. 2, p. 127, 2011.
- [33] TOONSTRA, J.; MATTACOLA, C. G. Test–retest reliability and validity of isometric knee-flexion and-extension measurement using 3 methods of assessing muscle strength. *J Sport Rehabil*, p. 2012–0017, 2013.
- [34] ALLSTEEL, S.; ALLSTEEL, E. Ergonomics and design a reference guide. *Muscatine (IO): Allsteel Incorporation*, 2006.
- [35] SILVA, S.; MONTEIRO, W. Levantamento do perfil antropométrico da população brasileira usuária do transporte aéreo nacional–projeto conhecer, anac. *Publicação técnica do acervo da ANAC*, 2009.
- [36] BOJMEHRANI, A. et al. Comparison of usual and alternative methods to measure height in mechanically ventilated patients: potential impact on protective ventilation. *Respiratory care*, Respiratory Care, p. respcare–02732, 2013.
- [37] CONSOLIDAÇÃO das Leis do Trabalho - Decreto-lei nº 5.452. [S.l.]: Câmara dos Deputados, 1943.
- [38] ERGONOMIA - Norma Regulamentadora 17 (NR 17). [S.l.]. Disponível em: <[http://www.trt02.gov.br/geral/tribunal2/LEGIS/CLT/NRs/NR\\_17.html](http://www.trt02.gov.br/geral/tribunal2/LEGIS/CLT/NRs/NR_17.html)>.
- [39] FOX, S. I. *Human Physiology*. [S.l.]: McGraw-Hill, 2011. ISBN 0073378119.
- [40] PIRES-NETO, R. C. et al. Characterization of the use of a cycle ergometer to assist in the physical therapy treatment of critically ill patients. *Revista Brasileira de terapia intensiva*, SciELO Brasil, v. 25, n. 1, p. 39–43, 2013.
- [41] SILVA, P. E. et al. Safety and feasibility of a neuromuscular electrical stimulation chronaxie-based protocol in critical ill patients: A prospective observational study. *Journal of critical care*, Elsevier, v. 37, p. 141–148, 2017.
- [42] BROWER, R. G. Consequences of bed rest. *Critical care medicine*, LWW, v. 37, n. 10, p. S422–S428, 2009.
- [43] DENEHY, L.; LANPHERE, J.; NEEDHAM, D. M. Ten reasons why icu patients should be mobilized early. *Intensive care medicine*, Springer, v. 43, n. 1, p. 86–90, 2017.
- [44] MALAGGI, C. et al. Treinamento físico e suplementação de creatina magnésio no restabelecimento de músculos desnervados em ratos. *Artigo Especial*, p. 3, 2005.

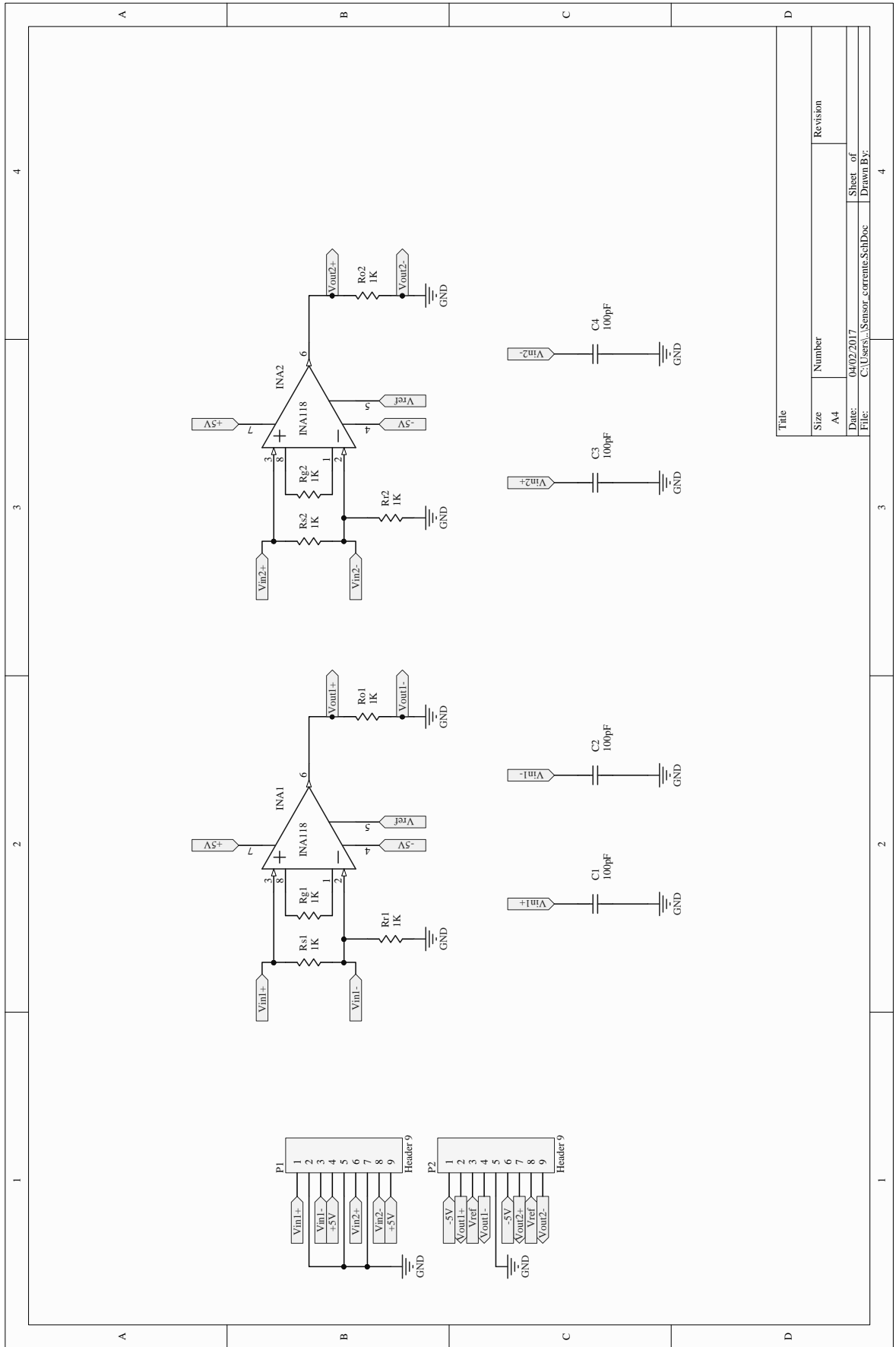
- [45] NEEDHAM, D. M.; TRUONG, A. D.; FAN, E. Technology to enhance physical rehabilitation of critically ill patients. *Critical care medicine*, LWW, v. 37, n. 10, p. S436–S441, 2009.
- [46] SANTOS, L. J. dos et al. Early rehabilitation using a passive cycle ergometer on muscle morphology in mechanically ventilated critically ill patients in the intensive care unit (move-icu study): study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, Springer, v. 16, n. 1, p. 383, 2015.
- [47] MEEREIS, E. C. W. et al. Força muscular de membros inferiores: uma revisão sistemática sobre métodos de avaliação utilizados na fisioterapia. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, v. 17, n. 4, p. 401–406, 2014.
- [48] KIM, W. K. et al. Reliability and validity of isometric knee extensor strength test with hand-held dynamometer depending on its fixation: a pilot study. *Annals of rehabilitation medicine*, v. 38, n. 1, p. 84–93, 2014.
- [49] SEMICONDUCTOR, D. Ds1307 64 x 8 serial real-time clock. *DS1307 datasheet*, v. 81800, 2008. Disponível em: <<http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/58482/DALLAS/DS1307Z.html>>.
- [50] PHILIPS. *48 x 84 pixels matrix LCD controller/driver - PCD8544*. [S.l.], 1999. Disponível em: <<https://www.sparkfun.com/datasheets/LCD/Monochrome/Nokia5110.pdf>>.
- [51] ARDUINO. *Arduino Nano*. Acesso em 4 de fevereiro de 2017. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Main/arduinoBoardNano>>.
- [52] SILVA, P. E. *Avaliação da excitabilidade neuromuscular em pacientes criticamente enfermos*. Faculdade de Educação Física: [s.n.], 2016.





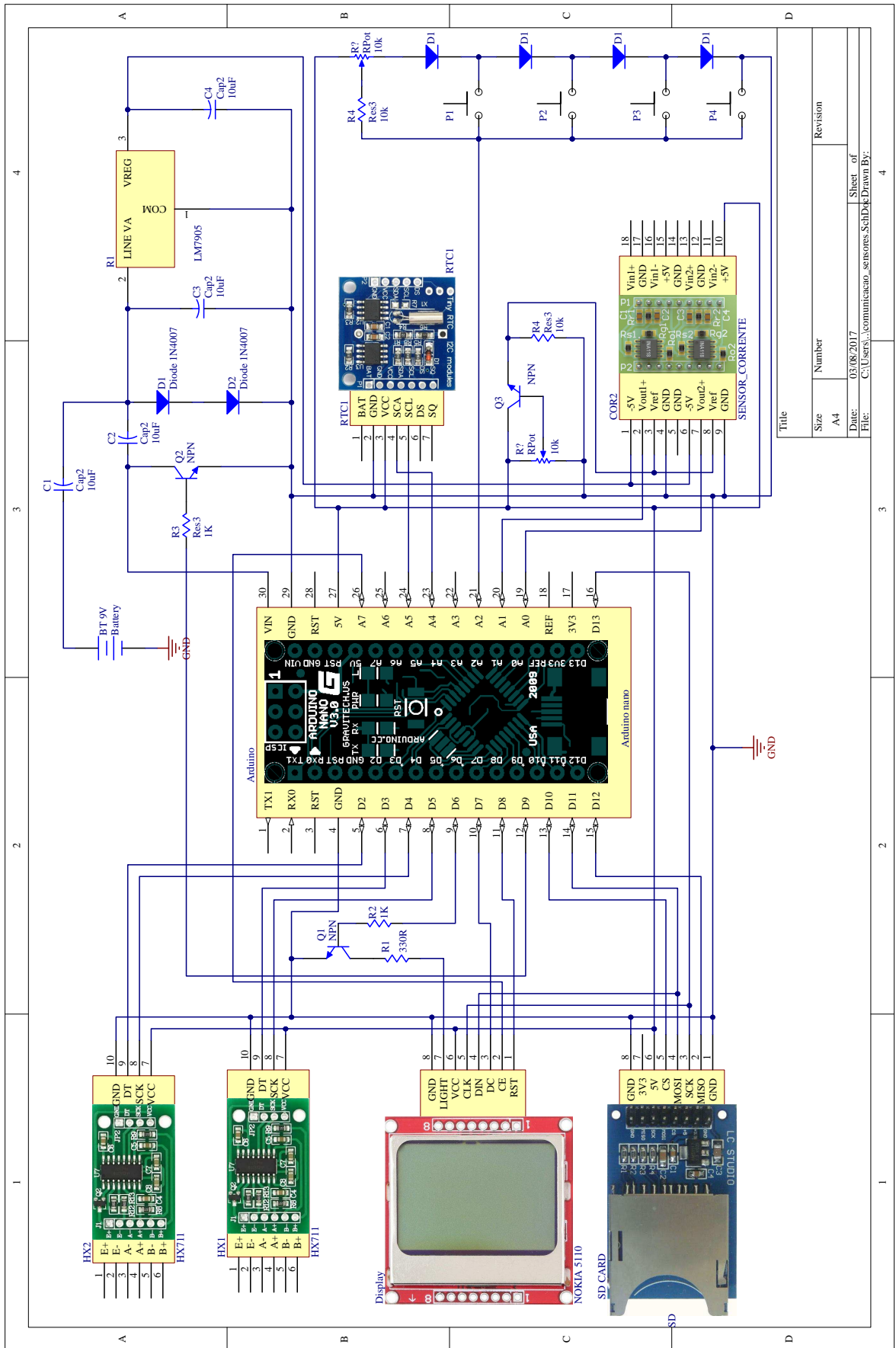
## **I. FIGURAS E TABELA DE CUSTOS**

# I.1 SENSOR DE CORRENTE



Title		Revision	
Size	Number		
A4			
Date:	04/02/2017	Sheet of	
File:	C:\Users\... \Sensor corriente.SchDoc	Drawn By:	

## 1.2 SHIELD



### I.3 TABELA DE CUSTOS

Tabela I.1: Tabela dos custos referentes à produção do terceiro protótipo construído em acrílico, juntamente com materiais para compor a parte eletrônica.

item	quantidade	custo unitário	custo total	local compra
acrílico + corte	1	R680,00	R680,00	Worx acrilicos
filamento abs	300 gramas	R50,00	R50,00	Filamentos3dbrasil
trilho alumínio 50 cm	2 unidades	R30,00	R60,00	Leroy Merlin
trilho alumio 66 cm	2 unidades	R50,00	R100,00	Leroy Merlin
célula de carga s	1 unidade	R140,00	R140,00	Aliexpress
célula de carga l	1 unidade	R120,00	R120,00	Mercado Livre
arduino nano	1 unidade	R24,90	R24,90	TD TEC
HX711	2 unidades	R14,90	R29,80	TD TEC
display nokia 5110	1 unidade	R29,90	R29,90	TD TEC
parafusos 1/8 por 3/4"	100 unidades	R0,32	R32,00	Leroy Merlin
parafusos 1/8 por 1"	50 unidades	16,00	16,00	Leroy Merlin
barras rosqueada inox 5/16	3 metros	60,00	60,00	Jacinox
porcas 5/16	20 unidades	R0,25	5,00	Leroy Merlin
parafusos m12 30 mm + porca	3 unidades	R5,00	15,00	Casa dos Parafusos
parafuso m12 50 mm + porca	1 unidade	6,00	6,00	Casa dos Parafusos
almofadas personalizadas	4 unidades	20,00	80,00	costureira
velcro	1 metro	30,00	30,00	Leroy Merlin
placa de fenolite 20x20 cm	1 unidade	13,90	13,90	HU infinito
modulo SD card	1 unidade	R9,80	R9,80	TD tec
componentes diversos	-	-	20,00	HU infinito
TOTAL	-	-	1542,50	-

### I.4 DADOS DO ENSAIO CLÍNICO RANDOMIZADO

Tabela I.2: Dados coletados do grupo 1 e grupo 2

dia	sem EENM (G1)				com EENM (G2)			
	1	3	7	14	1	3	7	14
nome	G1d1	G1d3	G1d7	G2d14	G2d1	G2d3	G2d7	G2d14
força (Kgf)	5,00	3,20	2,80	0,05	1,91	3,83	8,40	12,00
	4,00	6,00	5,60	1,80	1,55	1,96	3,37	8,89
	6,90	1,80	0,47	3,00	4,11	9,18	10,17	11,10
	4,50	2,10	3,10	0,80	1,59	1,80	1,81	8,38
	2,23	3,00	2,00	2,50	3,36	1,80	8,24	2,62
	4,10	3,00	1,60	1,75	7,22	4,70	8,03	14,58
	4,40	1,33	1,11	0,75	5,88	3,85	11,57	16,69
	1,90	0,60	0,42	2,65	2,64	2,70	3,43	4,60
	1,00	3,40	3,00	9,72	6,81	6,21	2,99	24,00
	3,91	6,93	1,97	2,91	9,09	2,75	1,48	
	4,68	1,96	1,54	0,45	4,79	3,10	2,16	
	5,20	3,32	4,83	4,30	3,48	2,99	2,62	
	2,11	3,47	3,29	1,50	1,43	2,86	4,65	
	5,94	4,85	1,17	1,37	4,48	1,37	3,65	
	4,61	2,94			2,36	1,20	2,96	
	7,13	2,20			2,35	4,36	14,80	
	2,20	1,37			5,75	3,21	0,81	
	1,83	0,86			3,44	12,70	20,50	
	4,32				3,07	2,46		
					4,63	17,90		
				16,60				
				3,11				
				18,00				