

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ARTES, CIÊNCIAS E HUMANIDADES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA ATIVIDADE FÍSICA

BÁRBARA CARNEIRO PULCINELI

**Efeito da dor muscular aguda na redistribuição da força isométrica gerada
simultaneamente pelos quatro membros durante uma tarefa motora de geração de força
alvo**

São Paulo
2020

BÁRBARA CARNEIRO PULCINELI

**Efeito da dor muscular aguda na redistribuição da força isométrica gerada
simultaneamente pelos quatro membros durante uma tarefa motora de geração de força
alvo**

Versão original

Dissertação apresentada à Escola de Artes,
Ciências e Humanidades da Universidade de
São Paulo para obtenção do título de Mestre em
Ciências pelo Programa de Pós-graduação em
Ciências da Atividade Física.

Área de Concentração:
Atividade Física, Saúde e Lazer

Orientador:
Prof. Dr. Ulysses Fernandes Ervilha

São Paulo
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

CATALOGAÇÃO-NA-PUBLICAÇÃO

(Universidade de São Paulo. Escola de Artes, Ciências e Humanidades. Biblioteca)
CRB 8 - 4936

Pulcineli, Bárbara Carneiro

Efeito da dor muscular aguda na redistribuição da força isométrica gerada simultaneamente pelos quatro membros durante uma tarefa motora de geração de força alvo / Bárbara Carneiro Pulcineli ; orientador, Ulysses Fernandes Ervilha. – 2020
85 f : il.

Dissertação (Mestrado em Ciências) - Programa de Pós-Graduação em Ciências da Atividade Física, Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo.
Versão original

1. Controle motor. 2. Dor. 3. Músculos. 4. Efeito Hall. I. Ervilha, Ulysses Fernandes, orient. II. Título

CDD 22.ed. – 612.76

Nome: PULCINELI, Bárbara Carneiro

Título: Efeito da dor muscular aguda na redistribuição da força isométrica gerada simultaneamente pelos quatro membros durante uma tarefa motora de geração de força alvo

Dissertação apresentada à Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de Pós-graduação em Ciências da Atividade Física.

Área de Concentração:
Atividade Física, Saúde e Lazer

Aprovado em: ____ / ____ / ____

Banca Examinadora

Prof. Dr. Alexandre Brincalepe Campo
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo

Prof. Dr. Fernando Henrique Magalhães
Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Miguel Angelo de Abreu de Sousa
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo

Agradecimentos

Agradeço à minha família e amigos por estarem ao meu lado nesta jornada. Especialmente à minha mãe Irandir, que sofreu e lutou ao meu lado em todas as etapas deste trabalho. Sem sua ajuda nada seria possível. Ao meu namorado Pietro, por acreditar no meu sonho e atravessar os momentos tempestuosos ao meu lado. Sou grata ao meu irmão Raphael, que me trata como uma super engenheira capaz de resolver qualquer coisa. Agradeço também ao meu orientador Ulysses, que nunca duvidou de mim, mesmo quando eu mesma duvidei. Por fim, meu eterno agradecimento ao meu pai Airton (in memoriam), por todo amor e apoio que sempre dedicou. Seu espírito inventor sempre será uma inspiração para mim.

*“uma mente necessita de livros da mesma forma que uma espada necessita de uma
pedra de amolar para se manter afiada”*

(MARTIN, 2010, p. 92)

RESUMO

PULCINELI, Bárbara Carneiro. **Efeito da dor muscular aguda na redistribuição da força isométrica gerada simultaneamente pelos quatro membros durante uma tarefa motora de geração de força alvo.** 2020. 85 p. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020. Versão original.

Ao executar uma tarefa motora bilateral o corpo humano tende a partilhar a carga entre os membros envolvidos de forma que cada um exerça esforço equivalente. Quando um dos componentes é submetido à dor experimentalmente induzida, a distribuição de esforços torna-se desigual, sobrecarregando o membro não dolorido. O objetivo deste trabalho foi verificar a influência da dor muscular na redistribuição de esforços isométricos numa tarefa motora que envolve geração de força conjunta dos quatro membros em uma tarefa de perseguição ao alvo, bem como desenvolver dispositivo vestível medidor de força que possibilitasse tal estudo. Participaram do experimento sete voluntários (25 ± 3 anos), sendo quatro mulheres e três homens, todos destros. O estudo contou com duas sessões, experimental e placebo, nas quais os voluntários foram submetidos a infusão de solução salina, respectivamente de 6% e 0,9%, no músculo bíceps braquial do membro dominante. Os indivíduos foram acomodados numa cadeira acoplada a uma estrutura fixa com apoio para os quatro membros de modo a manter os cotovelos flexionados a 90° e os joelhos a 120° , com dispositivo de medição de força acoplado em cada membro. Uma força alvo foi apresentada na tela de um computador e os voluntários foram instruídos a gerar força com os quatro membros de tal maneira que a somatória destas forças deveria ser igual à força alvo. Tal procedimento foi realizado durante cinco minutos, sendo que a cada seis segundos de esforço houve seis segundos de repouso. O alvo foi intercalado entre dois intervalos, um de 10% à 40% do máximo, seguido de outro entre 50% e 80% do máximo. Cada alvo foi observado por três vezes. Em cada sessão houve três repetições, sendo a primeira antes da infusão de solução salina, a segunda, imediatamente depois e a terceira, ao menos quarenta minutos após a dor cessar por completo. Dois protótipos de sensores de força foram construídos e testados. O protótipo do dispositivo vestível medidor de força, baseado no conjunto sensor de efeito Hall-elastômero-ímã, falhou tanto na precisão quanto na repetibilidade, sendo desconsiderado para a aplicação no experimento. O protótipo seguinte, cujo princípio de funcionamento consistiu em uma célula de carga baseada em extensômetros foi concluído com êxito, sendo capaz de atender aos requisitos do projeto, sendo a capacidade total de cada dispositivo igual a 50Kgf e o erro máximo de 0,7%. Devido a interrupção dos testes em razão da pandemia de Sars-CoV2, não foi possível identificar o comportamento motor

em relação à distribuição de força entre os quatro membros nas condições com e sem dor. Contudo, há indícios de que, na condição sem dor, os membros inferiores produzem mais força do que os superiores e possivelmente o membro superior dominante produza mais força que o não-dominante. Outro ponto, é que a força alvo não mostrou sinais de que tem potencial para alterar a distribuição de esforços durante a tarefa de perseguição ao alvo. O experimento deve ser realizado novamente, com um número adequado de voluntários, para resultados conclusivos.

Palavras-chave: Tarefa motora com quatro membros. Redistribuição de esforços isométricos.

Dor muscular aguda. Efeito Hall. Controle motor.

ABSTRACT

PULCINELLI, Bárbara Carneiro. **Effect of acute muscle pain in the redistribution of the isometric force produced simultaneously by the four limbs during a motor task of generating a target force.** 2020. 85 p. Dissertation (Master Degree in Science) – School of Arts, Sciences and Humanities, University of São Paulo, São Paulo, 2020. Original version.

When performing a bilateral motor task, the human body tends to share the load among the limbs involved so that each exerts an equivalent effort. When one of the components is subjected to experimentally induced pain, the distribution of efforts becomes uneven, overloading the non-painful limb. The objective of this study was to verify the influence of muscle pain on the redistribution of isometric efforts in a motor task that involves the generation of joint strength of the four members in a task of pursuing the target, as well as to develop a wearable force-measuring device that would allow such a study. Seven volunteers participated in the experiment (25 ± 3 years), four women and three men, all right-handed. The study had two sessions, experimental and placebo, in which the volunteers were submitted to an infusion of saline solution, 6% and 0.9%, respectively, in the biceps brachii muscle of the dominant limb. The individuals were accommodated in a chair attached to a fixed structure with support for the four limbs in order to keep the elbows flexed at 90° and the knees at 120° , with a force measurement device attached to each limb. A target force was presented on a computer screen and the volunteers were instructed to generate force with the four limbs in such a way that the sum of these forces should be equal to the target force. This procedure was carried out for five minutes, with every six seconds of effort there was six seconds of rest. The target was inserted between two intervals, one of 10% to 40% of the maximum isometric voluntary contraction, followed by another between 50% and 80% of the MIVC. Each target was observed three times. In each session, there were three repetitions, the first before saline infusion, a second one immediately afterwards and the third, at least forty minutes after the pain had completely ceased. Two prototypes of force sensors were built and tested. A prototype of wearable force-measuring device, based on the Hall-elastomer-magnet effect sensor failed both in accuracy and repeatability, and was disregarded for application in the experiment. The following prototype, whose operating principle consisted of a load cell based on strain gauges, was successfully completed, being able to meet the requirements of the project, with the total capacity of each device equal to 50Kgf and the maximum error of 0.7%. Unfortunately the tests were interrupted due to the Sars-CoV2 pandemic, making it impossible to identify the motor behavior in relation to the distribution of strength between the four limbs in conditions with and

without pain. However, there is evidence that, in the pain-free condition, the lower limbs produce more strength than the upper limbs and possibly the dominant upper limb produces more strength than the non-dominant one. Another point is that the target force showed no signs that it has the potential to alter the distribution of efforts during the task of pursuing the target. The experiment must be performed again, with an adequate number of volunteers, for conclusive results.

Keywords: Motor task with four limbs. Redistribution of isometric efforts. Acute muscle pain. Hall effect. Motor control.

SUMÁRIO

| | | |
|-----------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 12 |
| 2 | PROBLEMA DE PESQUISA..... | 15 |
| 3 | OBJETIVOS..... | 16 |
| 4 | HIPÓTESE..... | 17 |
| 5 | MATERIAIS E MÉTODOS..... | 18 |
| 5.1 | PARTE I - ARRANJO EXPERIMENTAL..... | 18 |
| 5.1.1 | Softwares de controle e feedback..... | 19 |
| 5.1.1.1 | <u>Coleta de Força Máxima.....</u> | 19 |
| 5.1.1.2 | <u>Perseguição de Força Alvo.....</u> | 21 |
| 5.1.2 | Cadeira ajustável..... | 24 |
| 5.1.3 | Mesa de compressão..... | 25 |
| 5.1.4 | Sensor de Força..... | 26 |
| 5.1.4.1 | <u>Protótipo I e II – Sensor de Efeito Hall.....</u> | 27 |
| 5.1.4.1.1 | <i>Encapsulamento.....</i> | 27 |
| 5.1.4.1.2 | <i>Altura do Elastômero.....</i> | 30 |
| 5.1.4.1.3 | <i>Formato do Elastômero.....</i> | 32 |
| 5.1.4.1.4 | <i>Ensaio mecânicos.....</i> | 36 |
| 5.1.4.1.5 | <i>Análise.....</i> | 39 |
| 5.1.4.2 | <u>Protótipo III e IV – Célula de Carga.....</u> | 39 |
| 5.1.4.2.1 | <i>Encapsulamento.....</i> | 40 |
| 5.1.4.2.2 | <i>Ensaio mecânicos.....</i> | 43 |
| 5.1.4.2.3 | <i>Análise.....</i> | 47 |
| 5.2 | PARTE II– CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO..... | 47 |
| 5.2.1 | Desenho do estudo e aspectos éticos..... | 47 |
| 5.2.2 | Amostra..... | 47 |
| 5.2.3 | Procedimentos..... | 47 |
| 5.2.4 | Estatística..... | 51 |
| 6 | RESULTADOS..... | 52 |
| 7 | DISCUSSÃO..... | 61 |
| 7.1 | PROTÓTIPO SENSOR DE EFEITO HALL..... | 61 |
| 7.2 | PROTÓTIPO CÉLULA DE CARGA..... | 63 |

| | | |
|-----|---|----|
| 7.3 | EXPERIMENTO DE PERSEGUIÇÃO DE FORÇA ALVO..... | 64 |
| 8 | CONCLUSÃO..... | 68 |
| | REFERÊNCIAS..... | 69 |
| | APÊNDICE A - PROGRAMAÇÃO COLETA DE FORÇA | |
| | MÁXIMA..... | 75 |
| | APÊNDICE B - PROGRAMAÇÃO PERSEGUIÇÃO DE FORÇA | |
| | ALVO..... | 80 |

1. INTRODUÇÃO

Ao executarmos uma tarefa motora, contamos com uma infinidade de estratégias que possibilitam que atinjamos o objetivo, a chamada redundância motora (BERNSTEIN, 1967). Apesar dessa variedade de soluções que o corpo pode adotar, nota-se uma tendência a utilizar um conjunto reduzido de opções, tornando possível a observação de padrões mais comumente utilizados para realização de um determinado tipo de tarefa.

Contudo, estes padrões podem ser alterados por vários fatores, dentre os quais a dor recebe destaque por seu pronunciado impacto socioeconômico (HARTVIGSEN et al., 2018; MERKLE; SLUKA; FREY-LAW, 2018) bem como seu potencial efeito em atletas de alta performance e programas de reabilitação (HIDES et al., 2008; MYER et al., 2006). Estudos mostram que cerca de 19% da população adulta dos Estados Unidos e da Europa sofrem de dor crônica (JOHANNES et al., 2010; KENNEDY et al., 2014; REID et al., 2011), o que afeta não só a mobilidade, mas também a saúde mental, vida pessoal e profissional, além de trazer consequências econômicas individuais e governamentais (BREIVIK et al., 2006; FINE, 2011; GASKIN; RICHARD, 2012; LEADLEY et al., 2012; MENEFEE et al., 2000; VARTIAINEN et al., 2016).

A dor é uma sensação de desconforto muito particular e variável, sendo que cada indivíduo sente e reage a tal estímulo de uma forma única. Segundo a Associação Internacional para o Estudo da Dor, a dor é descrita “como uma experiência desagradável, emocional e sensorial, ligada ou não a um dano tecidual, ou descrita pelo paciente em tais termos”. Evidências mostram que tal estímulo tem potencial para alterar o comportamento motor de um indivíduo (ARENDT-NIELSEN; GRAVEN-NIELSEN, 2008; ERVILHA et al., 2004, 2005; HIRATA et al., 2011; HODGES; SMEETS, 2015; HODGES; TUCKER, 2011; NIJS et al., 2012).

Alguns efeitos da dor sobre o movimento humano já foram observados em estudos clínicos, como por exemplo a alteração de variáveis biomecânicas da marcha (CREABY; BENNELL; HUNT, 2012; CROSSLEY et al., 2012; MÜNDERMANN; DYRBY; ANDRIACCHI, 2005), alteração da amplitude de movimento da articulação do joelho durante descida de degrau em pacientes com osteoartrite no joelho (SANCHEZ-RAMIREZ et al., 2016); alterações no equilíbrio (MOK; BRAUER; HODGES, 2004; NIES; SINNOTT, 1991), em mecanismos antecipatórios (HODGES et al., 2003; HODGES; RICHARDSON, 1996; LEINONEN et al., 2001) e compensatórios da postura em pacientes com lombalgia (MACDONALD; MOSELEY; HODGES, 2010; MADELEINE et al., 2006); e déficits no

controle postural dinâmico durante descida de degrau em pessoas com síndrome da dor patelofemoral (NASERPOUR et al., 2018). Por fim, variações no comportamento motor também foram notadas em experimentos com dor aguda experimentalmente induzida. Estes estudos revelaram que a dor aguda altera a velocidade e amplitude do movimento mandibular (SVENSSON; HOUE; ARENDT-NIELSEN, 1997), diminui o torque produzido por extensão isométrica da articulação do joelho (GRAVEN-NIELSEN et al., 2002), provoca alterações no tempo de apoio de ambas as pernas (HOORN et al., 2015) bem como o tempo de passada durante a marcha, além de diminuir a máxima contração voluntária e o tempo de manutenção da força isométrica na dorsiflexão (GRAVEN-NIELSEN; SVENSSON; ARENDT-NIELSEN, 1997).

As evidências científicas deixam claro que nos movemos diferentemente com dor, portanto, de alguma forma a estratégia motora adotada pelo corpo sofre influência da dor musculoesquelética. A teoria sobre adaptação motora devido a presença de dor traz a ideia de que mudanças nos padrões de movimento têm o objetivo de reduzir a carga no tecido doloroso para proteger contra mais dor ou mesmo mais danos ao tecido (HODGES; TUCKER, 2011). Tal estratégia, apesar de coerente, ainda necessita de mais investigações a fim de sustentá-la.

Neste intuito, muitos pesquisadores estudam este fenômeno mais especificamente em tarefas motoras bilaterais. Neste tipo de movimento, o corpo tende a adotar a estratégia de distribuir a carga entre as partes envolvidas, de modo que cada membro realize esforço similar (HU; NEWELL, 2011a, 2011b; HUG et al., 2014; SARABON et al., 2013). Logo, uma suposição lógica é que quando um dos membros é acometido por dor a força será distribuída de modo desigual, preservando o membro dolorido.

Observações coerentes com esta ideia foram obtidas em alguns experimentos. Quando realizadas flexões plantares bilaterais, com dor induzida em um dos membros inferiores, evidenciou-se que o membro com dor passou a produzir menos força, sobrecarregando o outro membro (não-dolorido), de modo que o esforço realizado não mais é distribuído igualmente, ou seja, a dor aguda provocou alteração no sistema de controle motor, possivelmente com o intuito de diminuir o estresse no tecido irritado (HUG et al., 2014, 2016; HUG; HODGES; TUCKER, 2014). Já em outro estudo, no qual a tarefa exigia a combinação de forças, quando a dor foi induzida no músculo bíceps braquial direito, notou-se que o torque gerado pelo membro foi superestimado, observando-se novamente que o membro não dolorido realizou maior esforço (WEERAKKODY et al., 2003). Por fim, durante tarefa de pedalada bilateral onde a dor foi induzida nos músculos vasto medial e vasto lateral de um mesmo lado, observou-

se durante a fase de extensão a redução na força aplicada ao pedal pelo membro dolorido; em contrapartida na perna não-dolorosa houve um aumento na força aplicada (PETER et al., 2016).

Apesar de tais análises reforçarem a teoria de que a diminuição do esforço produzido pelo membro dolorido é uma adaptação ao estímulo da dor (HODGES; TUCKER, 2011), a literatura mostra alguns dados controversos. Por exemplo, indução de dor em músculos da perna ou da coxa provocou redistribuição do peso corporal entre os membros de apoio, aplicando-se mais esforços no lado não dolorido (durante postura estática, em pé, sobre plataforma de força) (HIRATA; ARENDT-NIELSEN; GRAVEN-NIELSEN, 2010). Contudo, este comportamento não foi observado quando um único músculo da perna foi acometido por dor (HIRATA et al., 2011).

Hodges et al (2015) alertam, por fim, que a adaptação à dor possui benefícios no curto prazo, uma vez que este é um mecanismo de proteção, potencialmente existente para evitar dor ou lesão adicional. Contudo, há consequências potenciais no longo prazo, devido à maior exigência mecânica em um ou mais segmentos e diminuição da amplitude do movimento e da variabilidade. A existência da dualidade reforça a necessidade de pesquisas referentes ao tema.

Em todos os estudos supracitados a dor é induzida em um dos membros para que se observem possíveis alterações de distribuição de força entre este e o membro contralateral. Em nenhum dos estudos a tarefa exigia esforço simultâneo com os quatro membros.

Força é uma das valências mais afetadas pela dor. Contudo, há uma lacuna na literatura científica quanto ao entendimento de como a dor local afeta o controle global do movimento humano. Espera-se, com o presente estudo, entender como o sistema de controle motor redistribui a geração de força entre os quatro membros apendiculares quando a dor afeta aguda e diretamente um deles. A hipótese é de que haverá redistribuição dos esforços entre os três membros não afetados diretamente pela dor e, com isto, o membro afetado gerará menos força, sendo assim parcialmente poupado.

Desvendar como o sistema motor redistribui os esforços devido à dor muscular potencialmente ajudará a compreender melhor as alterações que ocorrem em tarefas laborais e em gestos esportivos na presença de dor e, conseqüentemente, na elaboração de programas de treinamento e de reabilitação, uma vez que este novo conhecimento possibilitará a elaboração de novos protocolos de exercícios considerando-se a adaptação aguda a que o sistema motor está submetido.

2. PROBLEMA DE PESQUISA

Como a dor local afeta o controle global do movimento humano em uma tarefa envolvendo todos os membros?

3. OBJETIVOS

Investigar como o sistema de controle motor redistribui a geração de força entre os quatro membros apendiculares quando a dor afeta aguda e diretamente um deles, numa tarefa motora de geração de força isométrica conjunta.

Objetivos específicos:

- Desenvolver dispositivo vestível medidor de força;
- Implementar software com interface gráfica para perseguição da força alvo.

4. HIPÓTESE

- Haverá redistribuição dos esforços entre os três membros não afetados diretamente pela dor e, com isto, o membro afetado gerará menos força.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

O objetivo de compreender o sinergismo entre os quatro membros impõe, como principal desafio científico do presente estudo, o desenvolvimento de um protocolo de avaliação de desempenho de tarefa motora capaz de exigir geração controlada de força conjunta e concomitante, nos quatro membros apendiculares. Dentre as inúmeras possibilidades de se montar uma configuração experimental adequada para o cumprimento do objetivo proposto, optou-se pela elaboração e desenvolvimento de software de controle de interface entre os voluntários e o *feedback* visual da variável biomecânica de interesse (força total gerada numa tarefa isométrica que envolve esforço conjunto dos quatro membros), bem como elaboração, desenvolvimento e confecção de sensores de força vestíveis e acopláveis às extremidades de cada membro dos voluntários. Por não existir no mercado sensores vestíveis adequados para o proposto, o desafio tecnológico de se elaborar e construir tais sensores foi adicionado ao projeto.

Portanto, além da geração de novos conhecimentos de como o sistema motor humano, na presença de dor aguda, controla a distribuição de força entre os quatro membros apendiculares, este projeto visou a criação de um novo tipo de sensor de força.

Dito isso, esta sessão será composta por duas partes; uma especificamente sobre o desenvolvimento dos aparatos técnicos para a realização do estudo, ou seja, sensores de força, software e demais ferramentas criadas; a segunda parte tratará do estudo sobre dor e controle motor.

5.1. PARTE I - ARRANJO EXPERIMENTAL

Para atingir o objetivo de criar uma estrutura capaz de medir a força humana exercida por cada membro em uma tarefa motora de geração de força alvo, foram desenvolvidos os seguintes aparatos: softwares de controle e feedback (aquisição de força máxima; perseguição de força alvo); cadeira ajustável com apoio fixo para os quatro membros; mesa de compressão; e por fim os sensores de força, os quais contaram com quatro diferentes versões, e dois princípios de funcionamento distintos (sensor de efeito Hall; célula de carga).

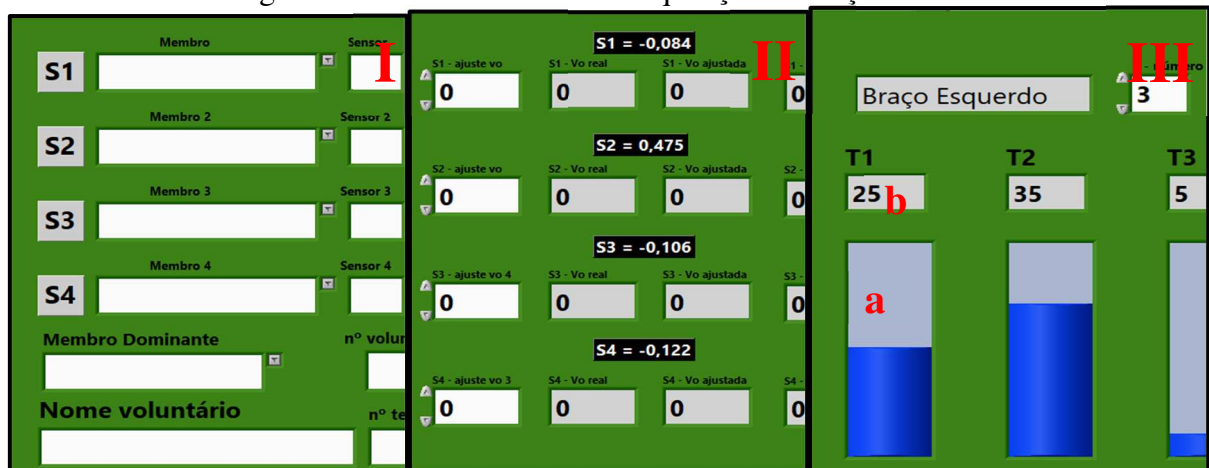
5.1.1. Softwares de controle e feedback

O programa de perseguição de força alvo, bem como o de coleta de força máxima, foram desenvolvidos em LabVIEW®, um software de engenharia de sistemas utilizado para aplicações de medição, controle e automação, entre outros. Além da interface gráfica, que foi visualizada durante o teste, cada programa armazena informações importantes como tempo decorrido, força alvo desejada, somatória das forças realizadas, a força individual de cada membro, dentre outros dados. Ambos os softwares realizam a conversão dos dados, de volts para quilograma-força. Outra função relevante é a filtragem digital, através de um filtro Smoothing de média móvel (tipo triangular de 15 pontos), que atua nos quatro sinais. A frequência de amostragem é de 200Hz em ambos.

5.1.1.1. Coleta de Força Máxima

O software possui um total de sete guias. As duas primeiras (Dados, e Ajustes) são voltadas para ajustes na tensão e inserção de informações pertinentes, como nome do voluntário, número do teste, disposição dos sensores nos membros, dentre outros. As demais telas (S1, S2, S3, S4, Soma) exibem a máxima força atingida, representada pelo preenchimento dos tanques, sobre os quais o valor em kgf é apresentado. É possível realizar a coleta de até três testes por sensor, e três para a somatória dos sensores. A figura 1 que segue mostra as telas anteriormente descritas.

Figura 1 - Telas do software de aquisição de força máxima.

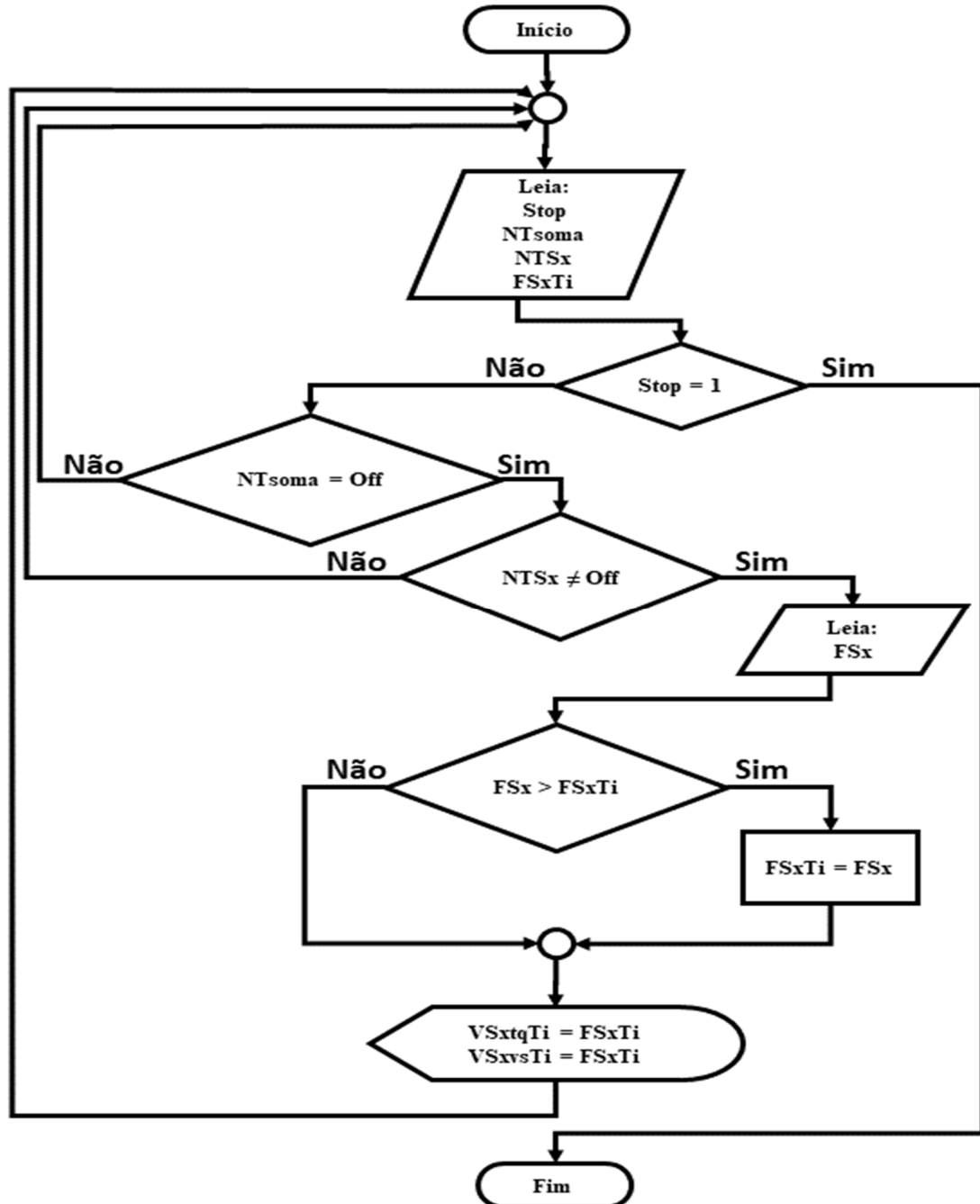


(I) Tela a inserção de dados. (II) Tela de ajustes na tensão. (III) Tela de aquisição da força máxima no sensor S1; a – Tanque representando a força no teste 1, b – valor da força atingida no teste 1.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O diagrama de blocos abaixo (figura 2) representa uma versão simplificada de como opera o programa em questão, quanto à obtenção do valor máximo. A programação completa pode ser observada no apêndice A.

Figura 2 - fluxograma simplificado do programa de aquisição de força máxima.



- NTsoma** nº do teste na somatória das forças
NTSx nº do teste referente ao sensor Sx
FSxTi Força armazenada referente ao sensor Sx, no teste i
FSx Força captada pelo sensor Sx
VSxtqTi Valor exibido no tanque referente ao sensor Sx, no teste i
VSxvsTi Valor exibido no visor referente ao sensor Sx, no teste i
 (nº = 1,2,3,Off / x = 1,2,3,4 / i = 1,2,3)

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.1.2. Perseguição de Força Alvo

No que concerne às funcionalidades disponíveis na interface do software, há duas telas principais: Painel de Controle e Visor. Em Visor observa-se duas linhas durante o teste, uma indicando o alvo desejado e a outra, a somatória das forças obtidas através dos sensores de força; conta ainda com uma luz de fundo que alterna sua cor conforme a situação, para sinalizar ao voluntário se está no período de descanso ou se deve perseguir o alvo. Na tela Painel de Controle são ajustados os parâmetros de operação do teste, como o tempo que o alvo deve ser perseguido e o de descanso (tempo do ciclo), a força máxima conjunta, percentuais do alvo, além de informações sobre o arranjo dos sensores, tipo de solução aplicada e outras informações sobre o teste. Desse modo, o programa concebido permite ajustes para utilização em outros estudos. Ainda nesta aba é possível fazer ajustes referentes à tensão de cada sensor. As guias anteriormente descritas podem ser observadas na figura 3, abaixo.


Figura 3 - Telas do software de perseguição de força alvo.



(I) Painel de Controle. (II) Visor – período de descanso. (III) Visor – período de perseguição ao alvo. Linha vermelha – força alvo. Linha azul – força gerada.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

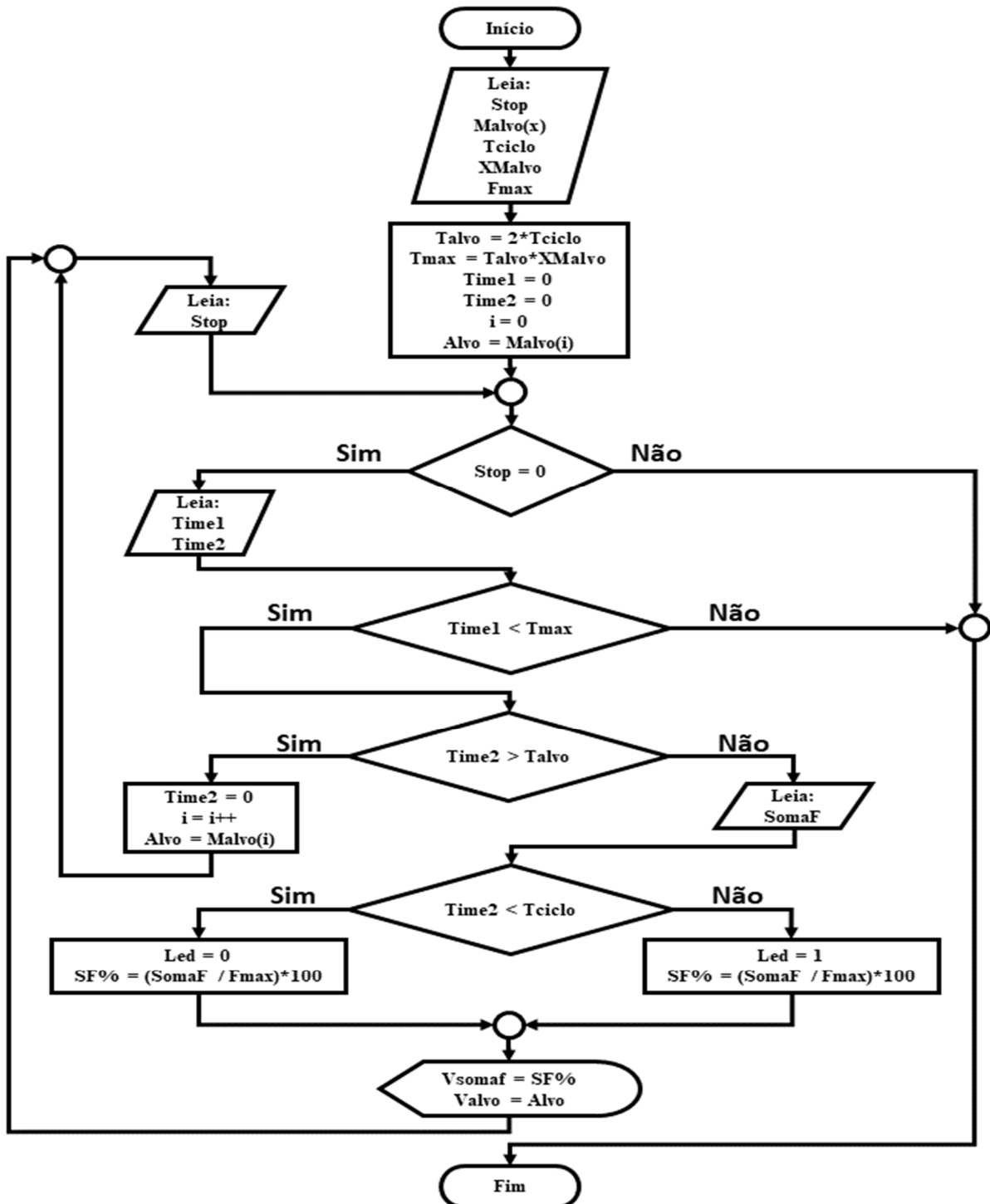
Para exemplificar, tomamos uma situação em que se deseja ciclos de 6 segundos, e forças alvo de 10%, 20%, 30%, 40% (intervalo inferior), e 50%, 60%, 70%, 80% (intervalo superior). Assim teremos a seguinte sequência de funcionamento:

- 
- 1°. Selecionado alvo (entre 10-40%) - tela vermelha, 6 segundos de descanso;
 - 2°. Tela verde, 6 segundos de perseguição ao alvo;
 - 3°. Selecionado alvo (entre 50-80%) - tela vermelha, 6 segundos de descanso;
 - 4°. Tela verde, 6 segundos de perseguição ao alvo;

Esta sequência se repetirá por 4 vezes, até que todos os alvos sejam percorridos, totalizando 96 segundos de operação.

A seguir (figura 4), é ilustrado um diagrama de blocos simplificado da programação do software, durante o teste. No apêndice B encontra-se a programação completa.

Figura 4 - fluxograma simplificado do programa de perseguição de força alvo.



Malvo(x) Matriz de tamanho x que armazena os valores da força alvo

Tciclo Tempo do ciclo

XMalvo Tamanho da matriz que armazena os valores da força alvo

Fmax Força máxima do voluntário

Time1 Temporizador nº 1

Time2 Temporizador nº 2

Led Luz indicadora da condição descanso/perseguição ao alvo

Vsomaf Valor exibido no gráfico referente a somatória da força aplicada (em %)

Valvo Valor exibido no gráfico referente ao alvo (em %)

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.2. Cadeira ajustável

Para possibilitar a realização da atividade de geração de força isométrica, são necessários apoios fixos contra os quais o indivíduo irá pressionar os sensores de força nos tornozelos e punhos. Nesse intuito, projetou-se uma cadeira ajustável, com apoios para os membros superiores e inferiores.

Primeiramente temos uma cadeira extensora adaptada para atividade isométrica, onde é possível ajustar tanto o ângulo de flexão dos joelhos quanto a altura dos apoios para os tornozelos. Em torno deste equipamento temos uma espécie de aparador confeccionado em madeira, com paredes laterais, onde é fixado um tampo perpendicular aos punhos, de modo a possibilitar seu ajuste em diversas alturas, mas sempre respeitando o ângulo de 90° de flexão dos cotovelos. A figura 5 exhibe o equipamento anteriormente descrito.

Figura 5 - Cadeira ajustável.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Para a utilização correta da estrutura, o indivíduo deve ser acomodado de forma confortável e os apoios fixos devem ser ajustados já com os sensores de força devidamente acoplados aos membros. Cintos são afivelados nas coxas e abdômen, para que o voluntário não realize movimentos indesejados.

5.1.3. Mesa de compressão

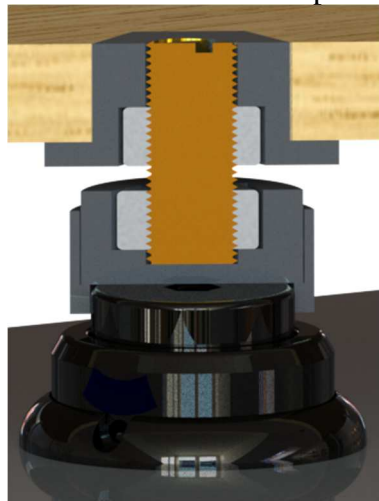
Uma vez que o processo de desenvolvimento do sensor de força necessita de testes de compressão com cargas conhecidas, observou-se a necessidade de criar um equipamento capaz de realizar tais compressões. Dentre os problemas que levaram à elaboração deste aparato, destacam-se a impossibilidade de uma única pessoa ser capaz de colocar massas sobre o dispositivo e ao mesmo tempo operar a captação de dados via computador, bem como a inviabilidade de colocação de massas de grande porte (ex: anilhas), uma vez que a ponta de prova possui um pequeno diâmetro.

Steve III é uma mesa de compressão projetada para simular cargas aplicadas ao sensor de força e foi a solução encontrada para os problemas descritos anteriormente. Este equipamento é o mais robusto de uma família de mesas de compressão (Steve, Steve Jr., Steve III); seus antecessores foram desenvolvidos durante trabalho de conclusão de curso (TCC) realizado no Instituto Federal São Paulo (PULCINELI et al., 2016).

A mesa é constituída de duas bases de madeira de 370x370x250 mm, cada uma contendo doze furos em suas extremidades. Na base inferior de madeira são fixadas doze barras roscadas, e no centro da base é posicionada uma balança digital (Tramontina– código 61101200). A base superior ainda conta com um furo central sextavado. Nele é encaixada uma ponta de prova cilíndrica, a qual é composta por um conjunto de porcas e um parafuso interno.

Seu funcionamento remete ao comportamento de uma morsa, ou seja, a peça a ser testada (sensor e força) é alocada entre duas partes da mesa sofrendo compressão conforme o parafuso interno da ponta de prova é atarraxado, de acordo com a figura 6.

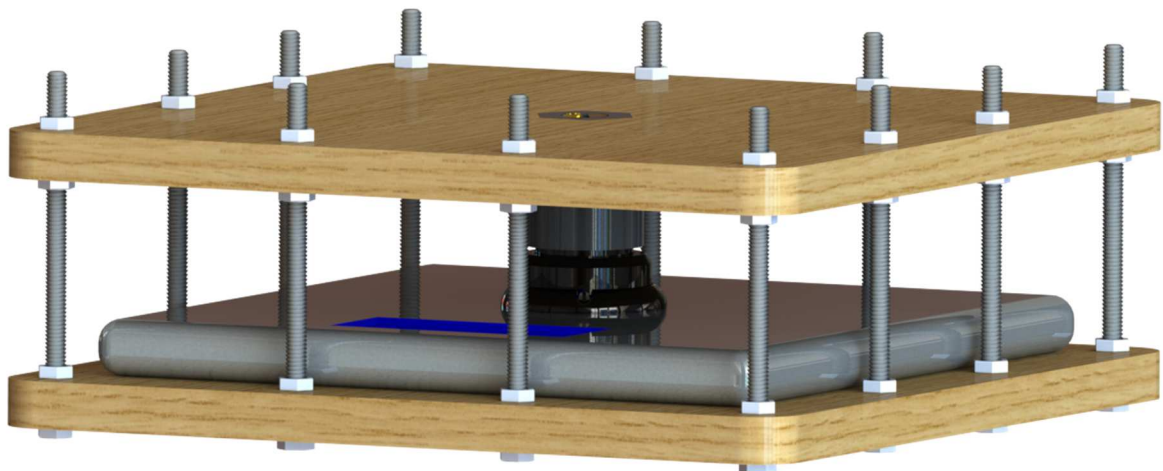
Figura 6 - Ponteira da mesa de compressão Steve III.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O conjunto funciona da seguinte forma: o sensor de força é colocado no centro da balança e sua ponta de prova entra em contato com a ponta de prova da base superior da mesa. As porcas da parte superior são então fixadas de modo a não permitir a movimentação da estrutura. A ponta de prova é então movimentada contra sensor. A compressão total do sensor pode ser observada pelo visor da balança; desse modo basta atarraxar até que o valor desejado seja obtido no visor. A figura 7 ilustra a situação anteriormente descrita.

Figura 7 - Mesa de compressão Steve III.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.4. Sensor de Força

Cinco aspectos nortearam o desenvolvimento do dispositivo: ergonomia; resistência; fácil manuseio; precisão e custo.

Nesta etapa se concentrou o maior desafio do projeto, uma vez que as peças são posicionadas nos membros do indivíduo, não podendo causar desconforto mesmo quando aplicada a força, ao passo que devem manter-se fixas em suas posições de ajuste. Além disso, o encapsulamento deve ser robusto o suficiente para suportar as cargas aplicadas, porém tal robustez não pode interferir em sua ergonomia e fácil manuseio.

No que concerne à precisão, o dispositivo deve ser capaz de mensurar pequenas cargas, assim como cargas elevadas, ambas com o mesmo nível de confiabilidade. Para captura e análise dos dados optou-se por uso de software, desse modo é possível aproveitar equipamentos já existentes (computadores) dispensando custos adicionais com hardware.

5.1.4.1. Protótipo I e II – Sensor de Efeito Hall

Sensores de efeito Hall são transdutores cuja tensão de saída varia quando expostos a um campo magnético.

O efeito Hall, descoberto por Edwin Hall em 1879, é o fenômeno que ocorre quando a corrente em um condutor é desviada pela ação de um campo magnético, produzindo uma diferença de potencial. Quando um condutor carregado é colocado em um campo magnético, perpendicular à direção do fluxo de elétrons, a força que o campo exerce irá causar desvio no movimento dos elétrons. Desse modo, cada lado do condutor irá tornar-se carregado (um positivamente o outro negativamente), gerando diferença de potencial elétrico, a chamada Tensão Hall (RAMSDEN, 2011).

Nos protótipos descritos neste trabalho, a força a ser medida depende da aproximação/afastamento entre um sensor de efeito Hall e um ímã, tendo material flexível (elastômero) na interface entre ambos. Deste modo, conforme a ponta de prova for pressionada, o ímã irá se aproximar do sensor, aumentando a interferência de seu campo magnético. Quanto mais próximos os dois componentes, maior o valor de tensão na saída do sensor. O elastômero é responsável pelo retorno da ponta de prova à posição inicial (neutra).

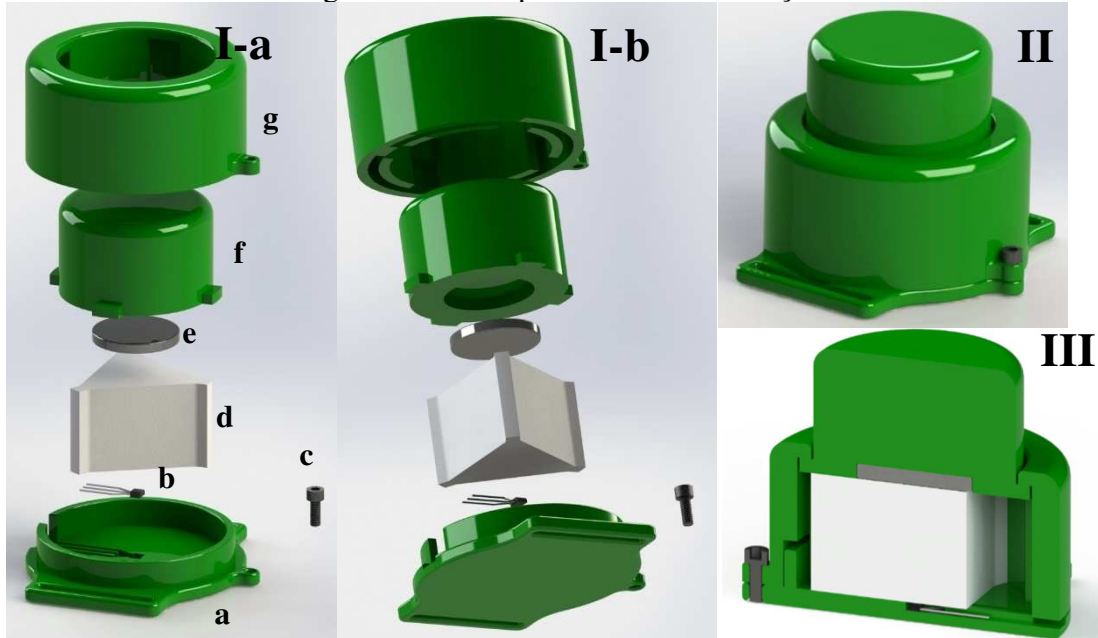
Esse dispositivo foi baseado em projeto de colaboração de pesquisa entre o Instituto Federal de São Paulo e a Universidade de São Paulo, sendo que deste estudo surgiu um pedido de patente junto ao INPI (Instituto Nacional da Propriedade Industrial - Número do registro: BR1020160018889), por parte do orientador e orientada da presente dissertação de mestrado, entre outros coautores do projeto (PULCINELI et al., 2016). O protótipo em questão foi apresentado na REDITEC 2018, e premiado pela Secretaria de Educação Profissional e Tecnológica do Ministério da Educação, logrando posição entre os cinco primeiros colocados dentre quarenta projetos de inovação, sendo exposto no estande da Rede Federal no World Federation Of Colleges And Polytechnics (WFCP 2018), em Melbourne.

5.1.4.1.1. Encapsulamento

A primeira versão do encapsulamento é constituída de três partes: a base central, na qual o sensor de efeito Hall é fixado e a pulseira de velcro é colocada; a ponteira, que tem em um extremo a ponta de prova e no outro, o ímã; e o tubo guia, no qual é alocado o elastômero,

funcionando também como caminho por onde a ponteira desliza. As partes acima descritas são ilustradas na figura 8.

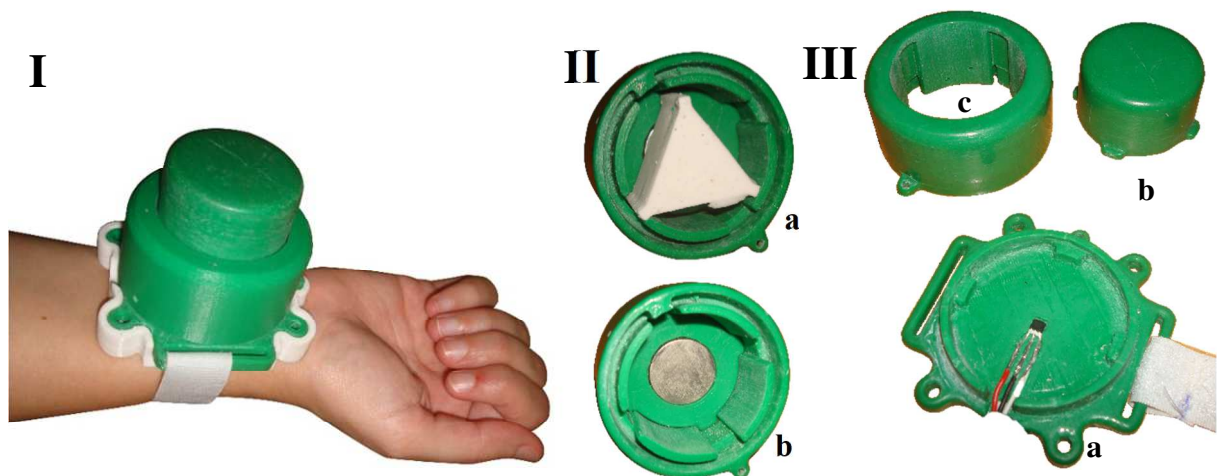
Figura 8 - Protótipo I de sensor de força.



(I-a) Vista explodida; a – base; b – sensor de efeito Hall; c – parafuso de fixação; d – elastômero; e – ímã; f – ponta de prova; g – tubo guia. (I-b) Vista explodida. (II) Montado. (III) Vista de corte.
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Na figura 9 é exposto o primeiro modelo impresso em ABS (copolímero de acrilonitrila, butadieno e estireno), bem como a disposição dos componentes internos. Vale ressaltar que a escolha do filamento se deve à sua alta resistência a esforços mecânicos e à facilidade para pós-tratamento.

Figura 9 - Protótipo I de sensor de força impresso em ABS.



(I) Montado e fixado no punho. (II) Parcialmente montado; a – elastômero, ponta de prova, ímã e tubo guia; b – ponta de prova, ímã e tubo guia. (III) Desmontado; a – base; b – ponta de prova; c – tubo guia
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Neste modelo foram observadas fragilidades no encaixe entre a base e o tubo guia e baixa estabilidade oferecida pela pulseira de velcro. Analisados tais pontos, novos esboços foram elaborados para atender as especificações anteriormente descritas, sem, no entanto, prejudicar a funcionalidade do aparelho.

O protótipo II foi pensado para reduzir as junções entre as peças, ganhando resistência, sendo que a fixação nos membros é feita com o auxílio de uma pulseira confeccionada em elástico (similar ao usado em tensores e outros equipamentos médicos de mesma finalidade). A figura 10 ilustra o novo modelo proposto.



(I) Vista explodia; a – base; b – sensor de efeito Hall; c- disco de separação; d – parafusos de fixação; e – elastômero; f – ímã; g – ponta de prova; h – tampa fim de curso. (II) Montado. (III) Vista de corte.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Tanto no segundo protótipo quanto no primeiro, uma fina camada de material flexível (elastômero de silicone) foi colocada entre o sensor de força e a pele do voluntário a fim de proporcionar maior conforto. A figura 11 mostra o protótipo final impresso em ABS de cor preta.

Figura 11 - Protótipo II de sensor de força impresso em ABS.



Figura 12 - Protótipo II de sensor de força impresso em ABS. (I) Desmontado; a – base; b – disco de separação; c – ponta de prova; d – tampa fim de curso; e - caneleira. (II) Montado e fixado no tornozelo. (III) Montado e fixado no punho.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.4.1.2. Altura do Elastômero

A primeira sessão de testes investigou a resposta do sensor de efeito Hall à aproximação do ímã e, para tanto, realizou-se um afastamento gradual dos componentes. Para que as condições fossem mais próximas do uso real do sensor de efeito Hall, o próprio encapsulamento do sensor de força foi utilizado, porém no local onde seria alocado o elastômero foram colocadas peças rígidas, separando assim o ímã do sensor de efeito Hall.

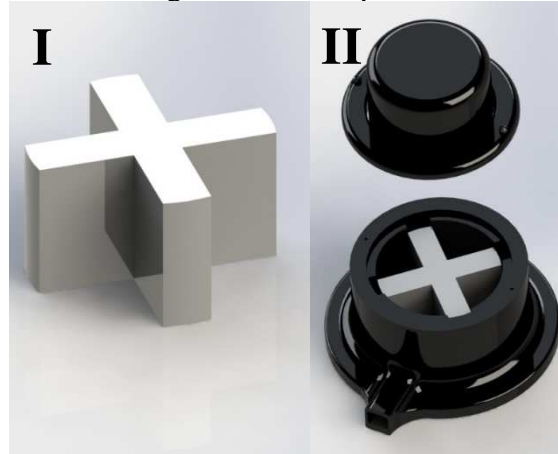
Neste protótipo, foi utilizado o sensor de efeito Hall linear da série SS490 (Honeywell - High Performance Miniature Ratiometric Linear). Tal escolha deu-se por uma performance de alta sensibilidade, baixo ruído e repetitividade observados em um projeto de sensores táteis para mão robótica (JAMONE et al., 2015). Foi escolhido um ímã de neodímio, como no trabalho anteriormente citado, porém, devido às maiores dimensões deste projeto, optou-se por escolher um ímã também com dimensões maiores e um campo magnético mais intenso. Desse modo, o ímã poderia afastar-se mais do sensor de efeito Hall e ainda assim seu campo magnético iria interferir no valor da tensão de saída. A força de atração deste componente é de aproximadamente 4,4kg, ou seja, essa é a carga que ele suporta em suspensão (demais características: N35; 25mm de diâmetro; 3mm de espessura).

Os dados foram adquiridos através de um programa desenvolvido via LabVIEW®, com um filtro digital do tipo Smoothing de média móvel (tipo triangular de 15 pontos). A taxa de aquisição do sinal foi de 80Hz (valor aproximado).

Para obter a curva característica do sensor de efeito Hall foram utilizados 35 elementos rígidos de separação, com alturas de 1 a 35 mm (variações de 1 mm). Para um melhor ajuste no interior do encapsulamento, as peças rígidas foram impressas com as mesmas dimensões

internas do tubo guia. Procedeu-se do seguinte modo: uma peça rígida de separação era posicionada na parte interna do tubo guia e sobre o sensor de efeito Hall, logo acima vinha a ponta de prova com o ímã encaixado (como na montagem padrão das peças do encapsulamento), e então o sinal era coletado. O mesmo processo foi repetido para cada uma das diferentes estruturas rígidas. A figura 12 ilustra a montagem do sensor para o teste.

Figura 13 - Montagem do sensor para teste de distância.

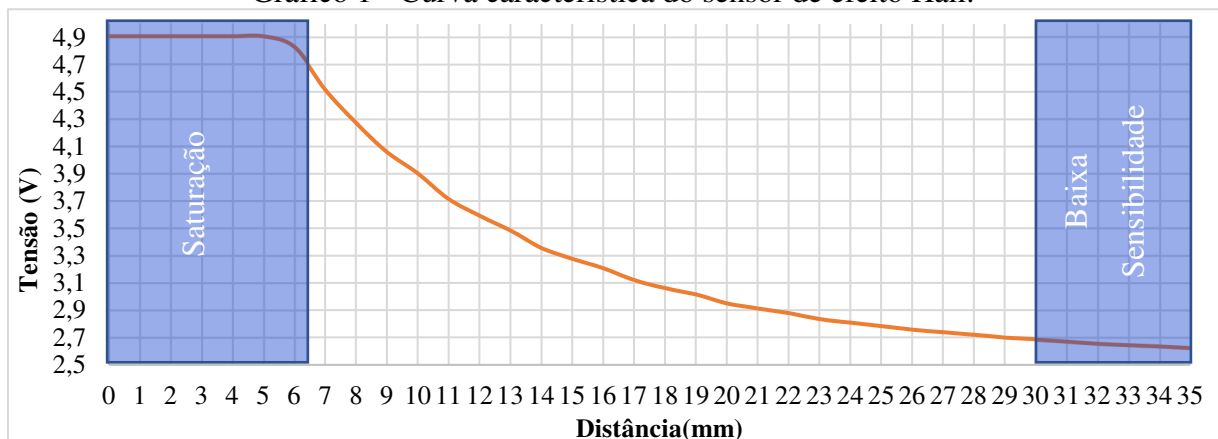


I – Elemento rígido de Separação. II – Posicionamento das peças para teste.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O gráfico 1 representa a curva característica do sensor, resultante da média de cinco testes. Há uma distorção e posterior saturação a partir de 4,7V (distâncias inferiores a 6,5 mm), além disso observa-se que a sensibilidade diminui conforme o ímã se afasta do sensor, caindo aproximadamente de 300mV (entre 6 e 7 mm) para 10mV (entre 34 e 35 mm) a variação na tensão de saída. Sendo assim, temos que o elastômero deve respeitar as seguintes dimensões: mínimo de 6,5 mm de altura e máximo de 30 mm.

Gráfico 1 - Curva característica do sensor de efeito Hall.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.4.1.3. Formato do Elastômero

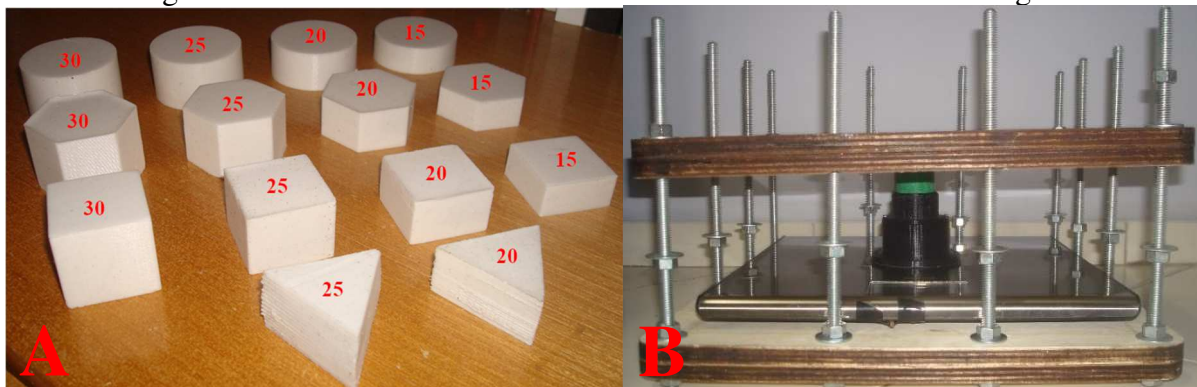
As características do material flexível presente entre o ímã e o sensor de efeito Hall é um dos itens mais delicados do projeto. É necessário que o material se comporte de modo a permitir uma deformação suficiente para que o equipamento seja sensível a pequenas variações de carga, ao mesmo tempo que não deve deformar ao ponto de saturar a tensão de saída. Outro ponto é a repetibilidade, sendo necessário que seu comportamento de deformação não se altere, permitindo a identificação da relação entre tensão de saída e carga aplicada.

A princípio, foi utilizada borracha de silicone à base de estanho com dureza Shore A 9-10. Este é um material bi-componente, que após a adição do catalizador vulcaniza em temperatura ambiente. Os critérios para a escolha do produto foram os resultados obtidos com o mesmo em trabalho anterior (PULCINELI et al., 2016), além do baixo custo (R\$ 32,00/Kg) e fácil manipulação.

Para estudar as propriedades de deformação do material, foi confeccionado um total de 14 amostras, sendo quatro formatos (cilíndrico, cúbico, hexagonal e triangular) e quatro diferentes alturas (15mm, 20mm, 25mm e 30mm), como ilustrado na figura 13A.

Foi utilizada a mesa de compressão Steve III para analisar as possíveis variações na tensão de saída de sensor quando alterados os formatos do elastômero. A aquisição de dados ocorreu como no teste anterior. Abaixo é possível visualizar na figura 13B a montagem do Steve III para o teste supracitado.

Figura 14 - A - Amostras de elastômero com diferentes dimensões e geometrias.



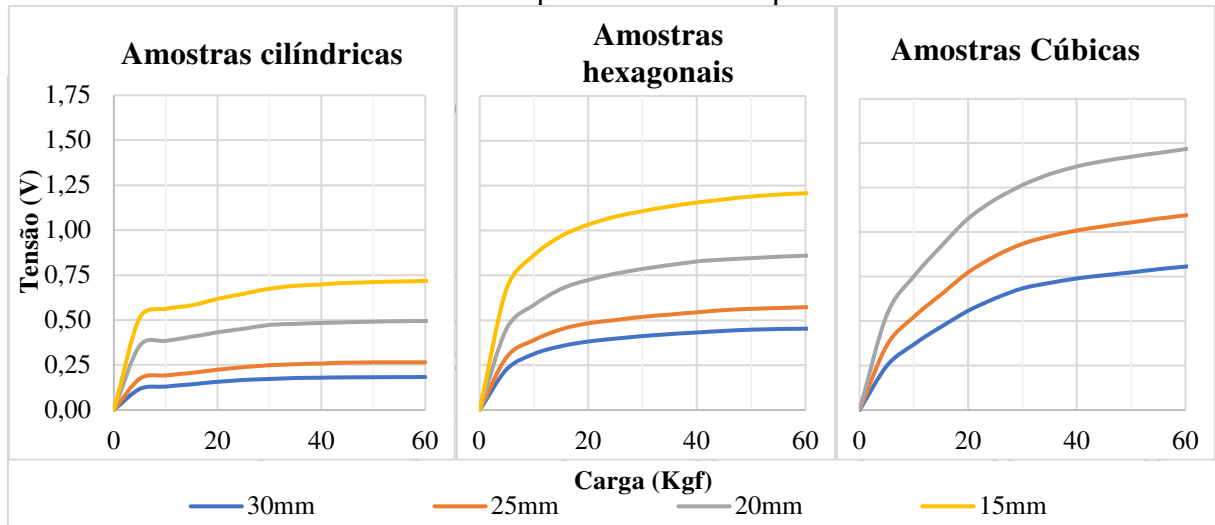
A – Formatos do elastômero, valores em milímetros. B - Steve III montado para testes.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Inicialmente testou-se os formatos cilíndrico, hexagonal e cúbico, em quatro diferentes alturas (15mm, 20mm, 25mm e 30mm). Para cada uma das borrachas foram realizados três

testes, e a partir destes definida uma curva média. Para os testes, adotou-se 60kgf como carga máxima, acima deste valor a sensibilidade caía drasticamente inviabilizando seu uso, e intervalos de 5 kgf para os testes. Os resultados obtidos estão dispostos no gráfico 2 (A, B e C) e a tabela 1, salientando que para uma melhor análise as curvas foram padronizadas iniciando-se sempre em zero (visto que a própria altura da borracha gerava um valor inicial diferente na tensão de saída).

Gráfico 2 - Resultantes dos testes de compressão em cada tipo de amostra em variadas alturas.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Tabela 1 - Variação de tensão dos testes de compressão dos formatos cilíndrico, cúbico e hexagonal. Destaque para melhor desempenho.

| Formato | Altura (mm) | Variação média* (V) | | Diferença (V) |
|------------|-------------|---------------------|---------|---------------|
| | | 0 Kgf | 60 Kgf | |
| Cilíndrico | 30 | 2,764 | 2,948 | 0,184 |
| | 25 | 2,866 | 3,132 | 0,266 |
| | 20 | 3,052 | 3,549 | 0,496 |
| | 15 | 3,565 | 4,283 | 0,718 |
| Hexagonal | 30 | 2,744 | 3,198 | 0,454 |
| | 25 | 2,845 | 3,418 | 0,573 |
| | 20 | 3,097 | 3,958 | 0,861 |
| | 15 | 3,554 | 4,763** | 1,209 |
| Cúbico | 30 | 2,725 | 3,531 | 0,806 |
| | 25 | 2,867 | 3,960 | 1,094 |
| | 20 | 3,119 | 4,586 | 1,467 |

*não padronizada **Valor próximo a saturação.

Destaque para borracha com melhor desempenho.

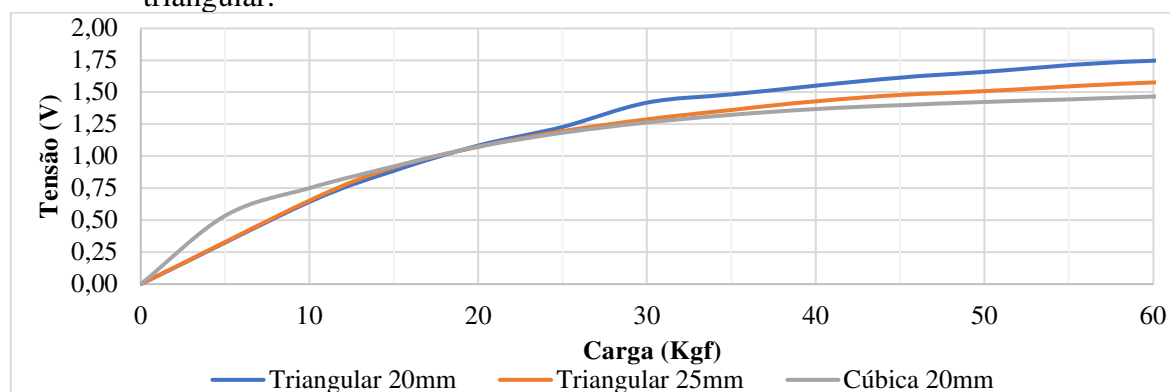
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Os resultados mostram que, independente do formato, as amostras de menor altura têm uma maior variação na tensão de saída, o que evidencia maior sensibilidade em cargas superiores. Paralelamente, vemos que o formato cúbico teve uma maior variação nos três tamanhos, quando comparado com os demais formatos. A borracha cúbica de 15mm saturou em torno de 20kg, sendo excluída do estudo. Importante notar, porém, que não é possível afirmar se tal saturação ocorreu devido à altura reduzida da amostra ou à alguma fragilidade resultante do processo de confecção.

Até o momento, a amostra cúbica de 20mm obteve o melhor desempenho dentre todas as outras. Porém, com os estudos dos diferentes formatos, foi observado que conforme a área ocupada pela borracha diminuía (e por consequência aumentava espaço para deformação do material), as variações de tensão aumentavam progressivamente (diferença entre valor inicial e final). Assim, vislumbrou-se uma nova possibilidade: um formato triangular.

O elastômero em formato triangular foi confeccionado em duas diferentes alturas, 25mm e 20mm. O teste de compressão ocorreu como nos casos anteriormente descritos, e os resultados foram comparados com a amostra que apresentou melhor performance. Os resultados obtidos estão dispostos no gráfico 3 e na tabela 2.

Gráfico 3 - Comparação das resultantes dos testes de compressão, entre formatos cúbico e triangular.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Tabela 2 – Variação de tensão dos testes de compressão dos formatos cúbico e triangular.

| Formato | Altura (mm) | Variação média* (V) | | Diferença (V) |
|------------|-------------|---------------------|---------|---------------|
| | | 0 Kgf | 60 Kgf | |
| Triangular | 25 | 2,856 | 4,434 | 1,578 |
| | 20 | 3,101 | 4,849** | 1,748 |
| Cúbico | 20 | 3,119 | 4,586 | 1,467 |

*não padronizada **Valor próximo a saturação.

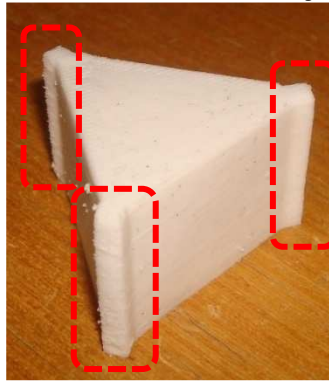
Destaque para borracha com melhor desempenho.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Pelos resultados obtidos, é possível observar que a amostra triangular de 20mm possui uma maior variação dentre as amostras estudadas, contudo, sua inviabilidade se dá pela aproximação ao ponto de saturação quando inserida a força máxima estabelecida. Por fim, nota-se uma distorção presente na amostra triangular de 20mm próxima aos 30kg, provavelmente resultante de erro no manuseio da mesa de compressão. Desse modo, a borracha mais adequada para o projeto foi a triangular de 25mm

Foram feitas alterações visando dar mais resistência às extremidades do elastômero, além de melhorar a aderência às paredes do tubo guia para centralização, conforme ilustrado na figura 14.

Figura 15 - Modelo triangular de 25mm com reforço nas extremidades.



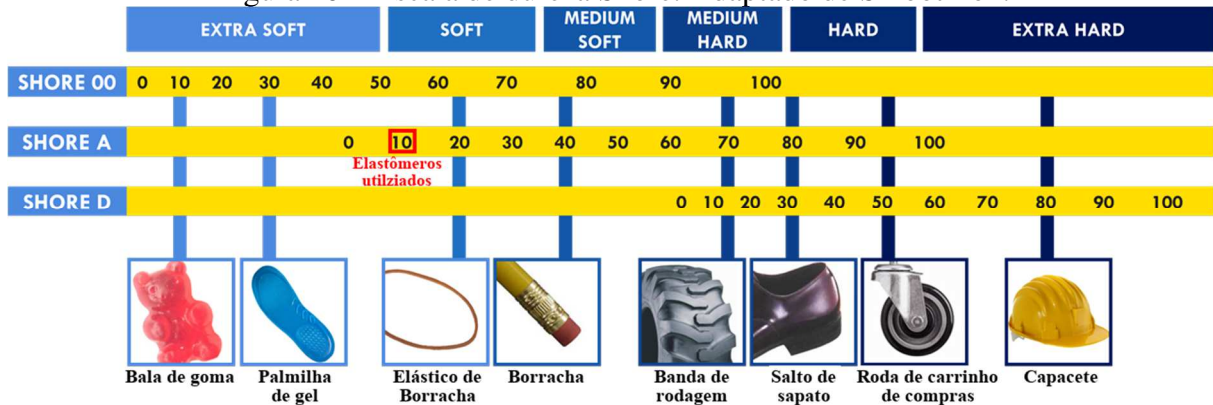
Realce nas regiões com reforços.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Definido o modelo final, buscou-se elastômeros de melhor desempenho. Foram testados dois silicones bi-componentes à base de platina, ambos também de fácil utilização e vulcanização em temperatura ambiente, porém de preço mais elevado (R\$ 200,00/kg aproximadamente). O primeiro, Silpuran© 2420, cuja dureza é Shore A-12, é indicado para moldes alimentícios, além de uma ampla variedade de aplicações médicas extremamente exigentes, como produtos ortopédicos, tubos para respiradores, bolsas para cateteres, dentre outros. Seguindo, temos o Dragon Skin© Fast, dureza shore A-10, destinado à criação de efeitos especiais na pele, figuras cenográficas, moldes, próteses médicas e outras aplicações que necessitam de amortecimento.

Ressaltando que todas as borrachas foram confeccionadas seguindo as recomendações do fabricante e os moldes foram feitos via impressão 3D em ABS. A figura 15 exemplifica o significado prático da dureza dos elastômeros, bem como a localização aproximada dos materiais utilizados na escala Shore.

Figura 16 - Escala de dureza Shore. Adaptado de Smooth-on.



Fonte: <https://www.smooth-on.com/page/durometer-shore-hardness-scale/>

5.1.4.1.4. Ensaios mecânicos

Neste ponto do estudo foram executados ensaios mecânicos com equipamento e elastômeros mais sofisticados para que características mais delicadas, como a repetibilidade e sensibilidade, pudessem ser analisados com mais profundidade e assim viabilizar uma calibração adequada.

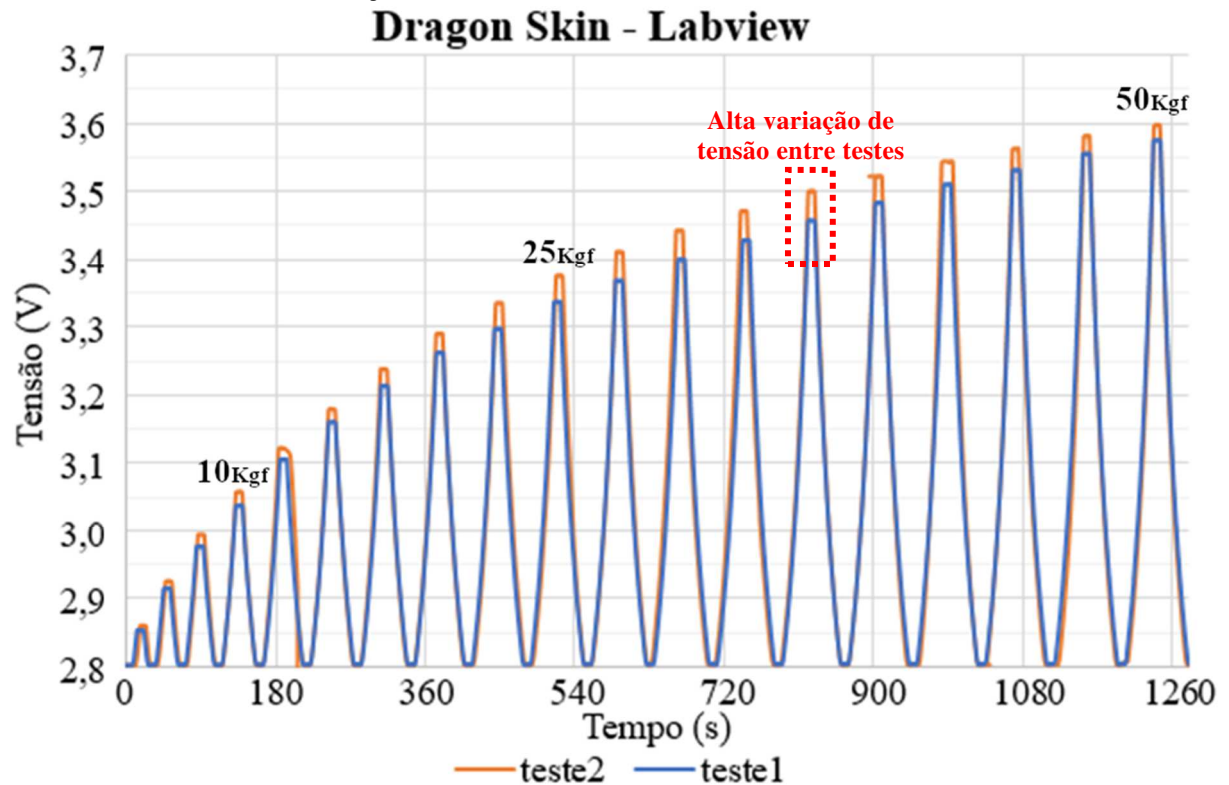
Foi utilizada uma máquina de ensaios mecânicos (modelo Kratos K5002), a qual realizou ensaio de compressão e descompressão de cargas variadas. A coleta de dados ocorreu paralelamente entre o sistema próprio da Kratos, a uma taxa de 30Hz, e o sistema de aquisição via LabView© utilizados nos ensaios prévios.

Vale ressaltar um aspecto importante sobre o funcionamento da máquina de ensaios: ela foi programada para atingir a carga desejada e após isso manter a posição, de modo que a ponta de prova não possa se mover pelo tempo desejado. Ou seja, caso o material comprimido pela máquina perca ou ganhe resistência ao longo do processo, a célula de carga irá apontar variações na carga inicialmente aplicada.

No protocolo do teste, a carga foi aplicada ao sensor de força e mantida por 5 segundos e na sequência retirada por 5 segundos, e então reaplicada carga incrementada em 2,5 kgf (aproximadamente). No total foram usadas dezenove diferentes cargas, variando até 50 Kgf, para dois diferentes materiais (Silpuran© 2420 e Dragon Skin© Fast).

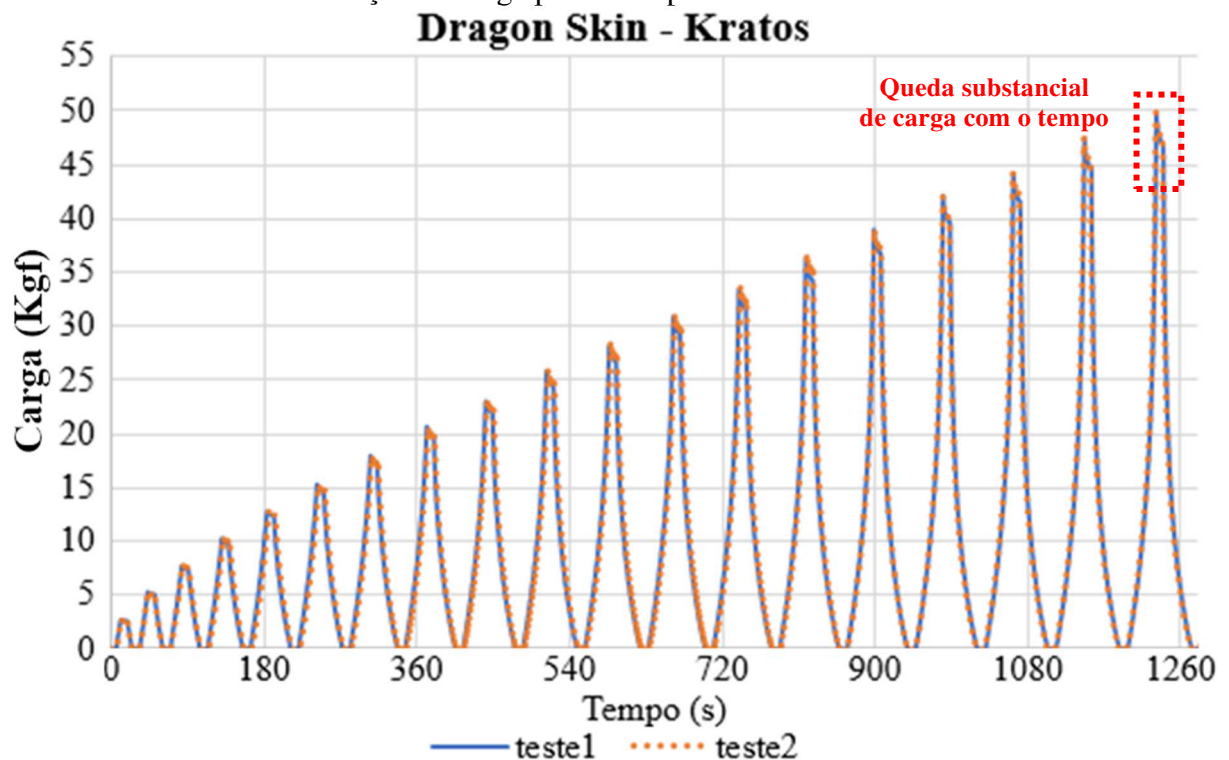
Os gráficos 4 a 7 mostram os resultados obtidos para cada material. Os dados coletados, via Labview©, representam a variação na tensão de saída do sensor de efeito Hall; já os da máquina de ensaios mecânicos (Kratos) mostram as variações captadas pela célula de carga do equipamento.

Gráfico 4 - Ensaio de compressão e descompressão de cargas variadas do elastômero Dragon Skin Fast. Variação de tensão de saída do sensor de efeito Hall



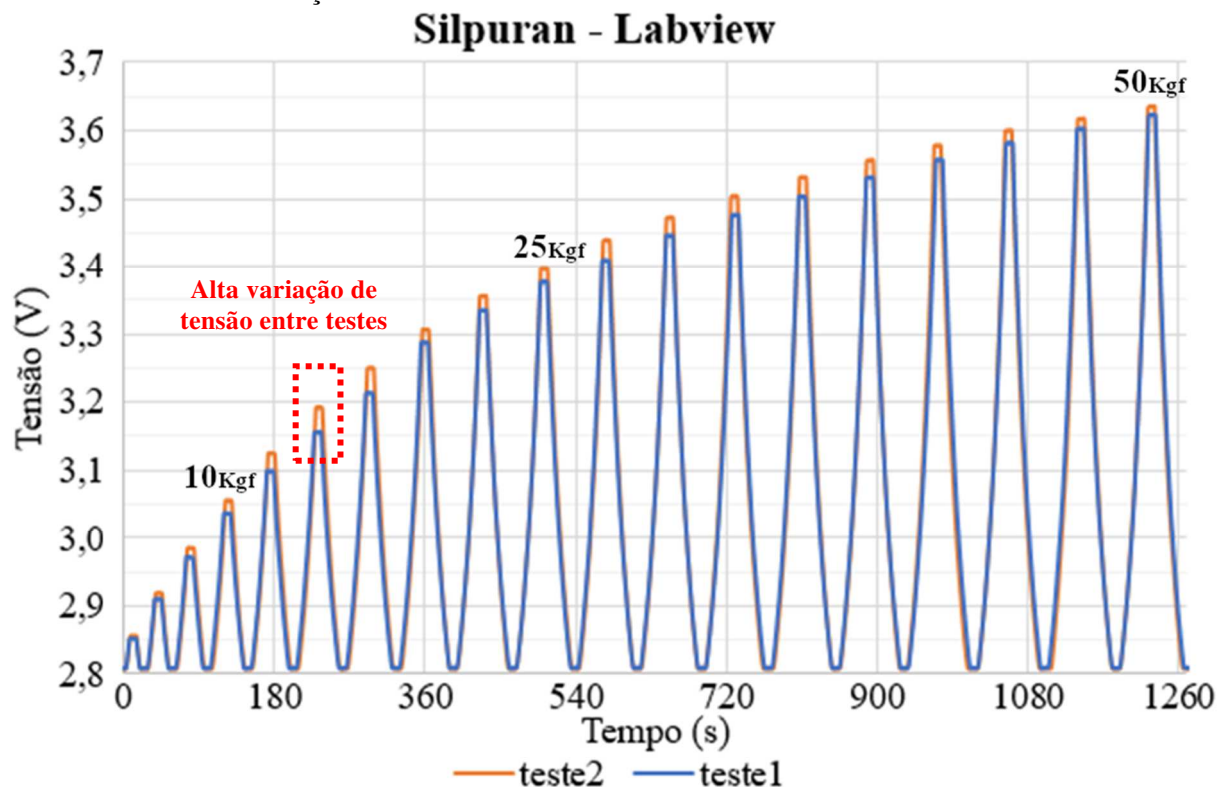
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Gráfico 5 - Ensaio de compressão e descompressão de cargas variadas do elastômero Dragon Skin Fast. Variação na carga percebida pela Kratos.



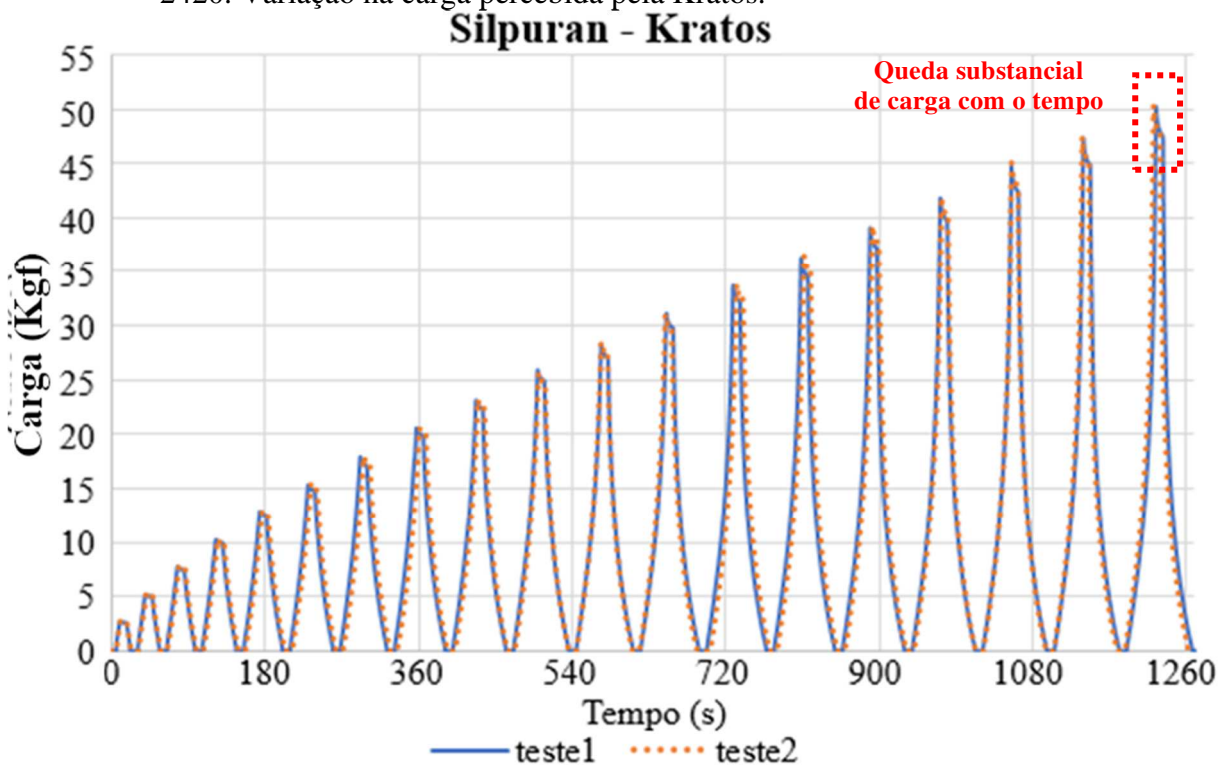
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Gráfico 6 - Ensaio de compressão e descompressão de cargas variadas do elastômero Silpuran 2420. Variação de tensão de saída do sensor de efeito Hall.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Gráfico 7 - Ensaio de compressão e descompressão de cargas variadas do elastômero Silpuran 2420. Variação na carga percebida pela Kratos.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Quando analisada a saída da tensão no sensor de efeito Hall, em ambos os materiais, observamos discrepâncias significativas entre o primeiro e o segundo teste. Uma vez que existem valores que diferem em até 50mV há uma variação de cerca de 12% entre os testes, o que está muito além do aceitável. Portanto, os dois elastômeros não se mostraram satisfatórios no quesito repetibilidade. Porém todas as variações de cargas foram percebidas pelo sensor.

Ao observar os dados fornecidos pela Kratos, nota-se queda da carga aplicada, ao longo do tempo. Conforme a carga é aumentada, os topos dos degraus assemelham-se a rampas decrescentes com inclinações cada vez mais agudas, chegando a quedas de aproximadamente 2,5 Kgf. Tal fenômeno pode ser explicado por um possível relaxamento presente em ambos os elastômeros, o que esclarece o porquê de o efeito de rampa nos topos aumentar progressivamente, demonstrando que a leitura do sensor não é estável ao longo do tempo.

5.1.4.1.5. Análise

O sensor de força cujo princípio de funcionamento se baseia no sensor de efeito Hall foi desconsiderado para a aplicação no experimento de mensuração de força alvo, devido a resultados insatisfatórios, que serão discutidos mais adiante.

5.1.4.2. Protótipo III e IV – Célula de Carga

Uma célula de carga é um transdutor de força que converte a carga que atua sobre ele em uma saída elétrica mensurável. Os modelos mais comuns têm como princípio de funcionamento sensores de deformação e tensão.

Ela consiste em uma base confeccionada em um material elástico, geralmente de aço ou alumínio. E seu *design* é projetado de acordo com a direção da força que será aplicada. Nesta base é fixado um extensômetro (*Strain Gauge*), que é um resistor fino, o principal elemento do sensor.

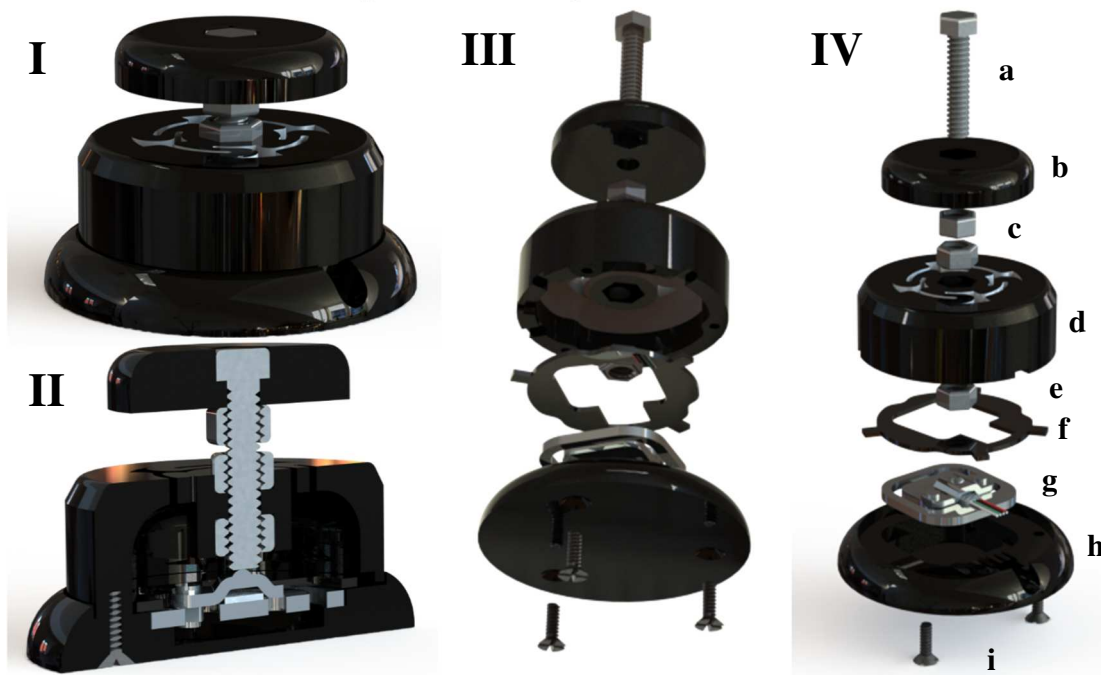
A base é levemente deformada de acordo com a carga aplicada, mas devido a sua natureza elástica ela retorna a sua posição inicial. Estas micro deformações podem ser medidas pelo *Strain Gauge* acoplado a base, pois quando o estresse é aplicado aos condutores, há variação na resistência elétrica, conforme descrito por Lord Kelvin em 1856 (MULLER et al., 2010). Desse modo, a resistência do extensômetro varia conforme a deformação do metal.

Nos dois seguintes modelos optou-se pelo uso deste tipo de células de carga, elemento responsável pela relação entre força aplicada e tensão de saída. O funcionamento ocorre por meio de um ponta de prova com um eixo metálico, quando a força for aplicada em um extremo da ponta, o eixo será responsável por transmitir a força até a célula de carga.

5.1.4.2.1. Encapsulamento

Neste terceiro protótipo, o invólucro é constituído por uma base principal, onde a célula de carga é encaixada, uma ponteira, que é responsável pela transmissão da força aplicada, por fim o tubo guia, que mantém todas as partes unidas e o eixo da ponta alinhado ao centro da célula de carga. As partes anteriormente descritas são vistas na figura 16 a seguir:

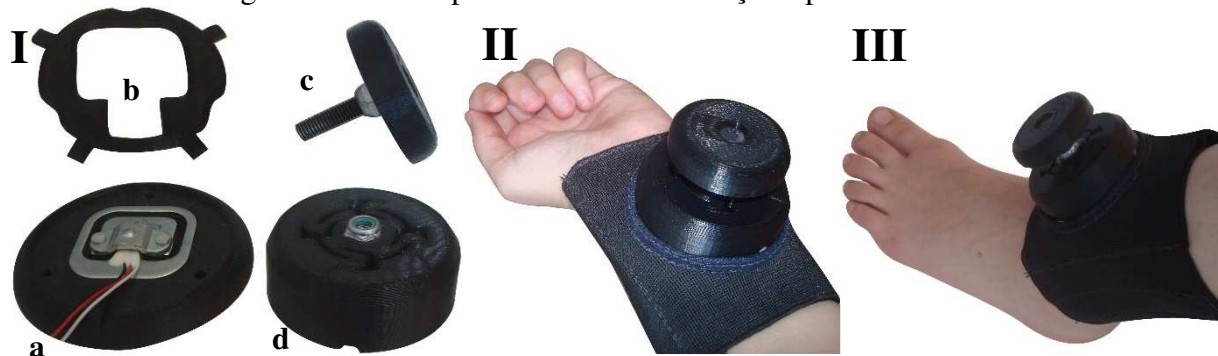
Figura 17 - Protótipo de sensor de força III.



(I) Montado. (II) Vista de Corte. (III) Vista explodia 1. (IV) Vista explodida 2: a – parafuso eixo; b – ponta de prova; c – porcas externas de fixação; d – tubo guia; e – porca de fixação interna; f – tampa de fixação
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O padrão de suportes em S observado na parte superior do tubo guia foi desenhado para permitir uma melhor movimentação do eixo, ainda que esta seja imperceptível a olho nu. Para a fixação do equipamento aos membros, manteve-se o uso da pulseira elástica, com um incremento de uma almofada presa com velcro (para maior conforto). Na figura 17 vemos o equipamento e seus componentes internos, além do mesmo já colocado no punho.

Figura 18 - Protótipo III de sensor de força impresso em ABS.



(I) Desmontado; a – base com célula de carga; b – tampa de fixação da célula de carga; c – ponta de prova com eixo; d – tubo guia com porcas. (II) Montado e fixado no punho. (III) Montado e fixado no tornozelo.
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O protótipo III precisou ser descartado, pois durante o uso não tinha resistência quanto a variações no ângulo de aplicação da força. Desse modo, caso o ângulo de aplicação da força não estivesse a 90° da ponta de prova, uma força de flexão era exercida no eixo do dispositivo, destruindo os suportes em S.

Somando todos os conhecimentos agregados com os protótipos anteriores, por fim chegou-se ao modelo número quatro. Este modelo foi uma espécie de híbrido de seus antecessores, contando com uma base idêntica ao modelo III, mas uma ponta de prova e tubo guia semelhante a dos modelos I e II. O maior diferencial é o eixo metálico colocado na ponta de prova, o qual irá transferir a força de um extremo ao outro. A figura 18 ilustra este último modelo.

Figura 19 - Protótipo de sensor de força IV.



(I) Montado. (II) Vista de Corte. (III) Vista explodida 1. (IV) Vista explodida 2: a – tubo guia; b – porca de fixação externa; c – parafuso eixo; d – ponta de prova; e – porca de fixação interna; f – célula de carga; g – base; h – parafusos de fixação.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Como nos anteriores, o material utilizado na confecção foi o ABS; a figura 19 mostra a versão número IV, e final, do encapsulamento. Dois voluntários foram convidados a utilizar o equipamento de forma destrutiva e até a exaustão, já na cadeira ajustável. Nenhum deles foi capaz de danificar o dispositivo.

Figura 20 - Protótipo IV de sensor de força impresso em ABS.



(I) Desmontado; a – base com célula de carga; b – ponta de prova com eixo; c – tubo guia. (II) Montado e fixado no punho. (III) Montado e fixado no tornozelo.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.1.4.2.2. Ensaios mecânicos

Nos dois experimentos descritos adiante, utilizou-se para a coleta dos dados uma placa amplificadora de sinal (confeccionada para o projeto – amplificador AD620AN, RG de 120Ω), e software desenvolvido via LabVIEW®, com um filtro digital do tipo *Smoothing* de média móvel (tipo triangular de 15 pontos), a uma frequência de 200Hz. A placa modelo USB6001, da National Instruments, foi utilizada como placa de aquisição e conversor A/D (14bits – resolução $\cong 0,30\text{mV}$).

Na primeira etapa foram estudadas a repetibilidade e sensibilidade do sensor para posterior calibração. Para tanto, a máquina de ensaios mecânicos (modelo Kratos K5002) foi utilizada para ensaio de compressão e descompressão. Como nos testes dos sensores I e II, os dados foram coletados na própria máquina (30Hz), e pelo sistema de aquisição via LabView®. A figura 20 é refere-se à montagem do experimento.

Figura 21 - Equipamento Kratos montado para ensaios.

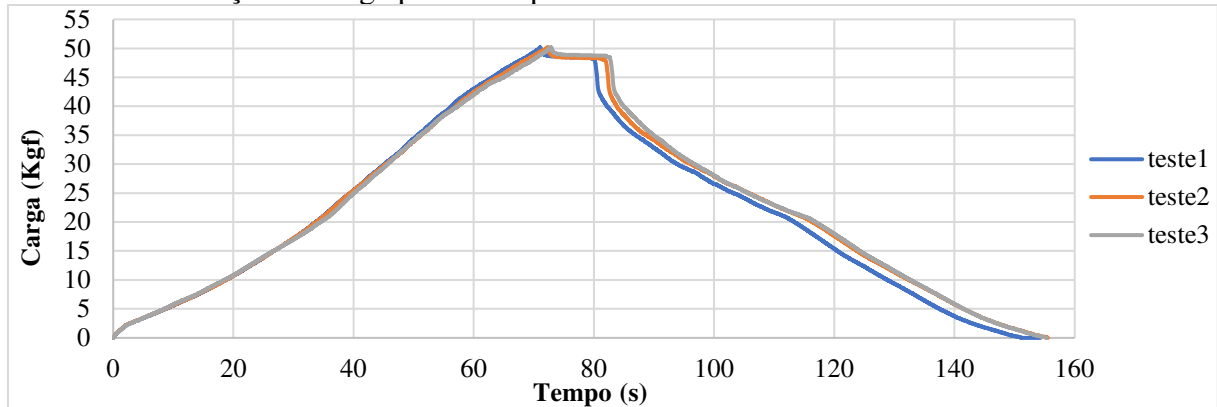


Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Nesta coleta o equipamento foi programado para aumentar a carga aplicada continuamente até 50 kgf, aguardar alguns segundos nessa posição e em seguida descomprimir da mesma forma. Um sinal para sincronização era enviado da Kratos para o LabView®,

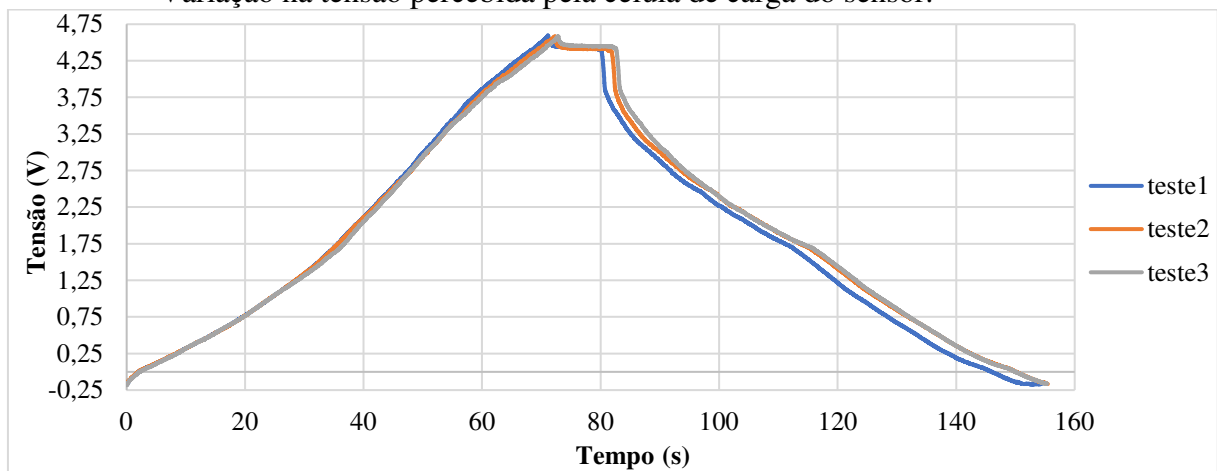
indicando quando o equipamento estava operando. Os resultados obtidos são observados nos gráficos 8 e 9 a seguir:

Gráfico 8 - Ensaio de compressão e descompressão, para teste de aplicação contínua da carga. Variação na carga percebida pela Kratos.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

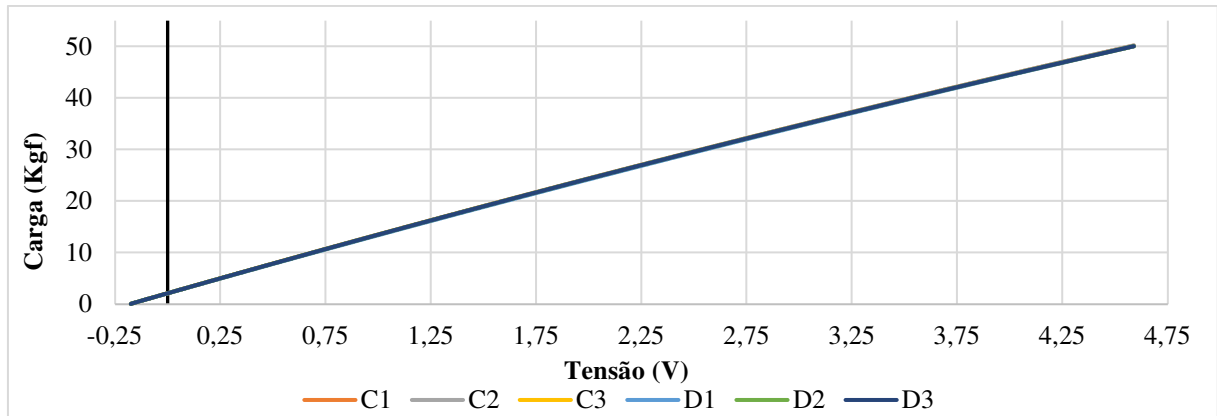
Gráfico 9 - Ensaio de compressão e descompressão, para teste de aplicação contínua da carga. Variação na tensão percebida pela célula de carga do sensor.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Para cada teste foram levantadas duas retas, de carga e descarga, as quais relacionavam a tensão lida pelo *software* com a carga aplicada pela máquina de ensaios mecânicos, totalizando seis retas, dispostas no gráfico 10. Posteriormente levantou-se as variações entre as retas, ou seja, qual era a diferença entre máxima e a mínima carga lida por tensão nas seis situações, visualizado no gráfico 11 abaixo.

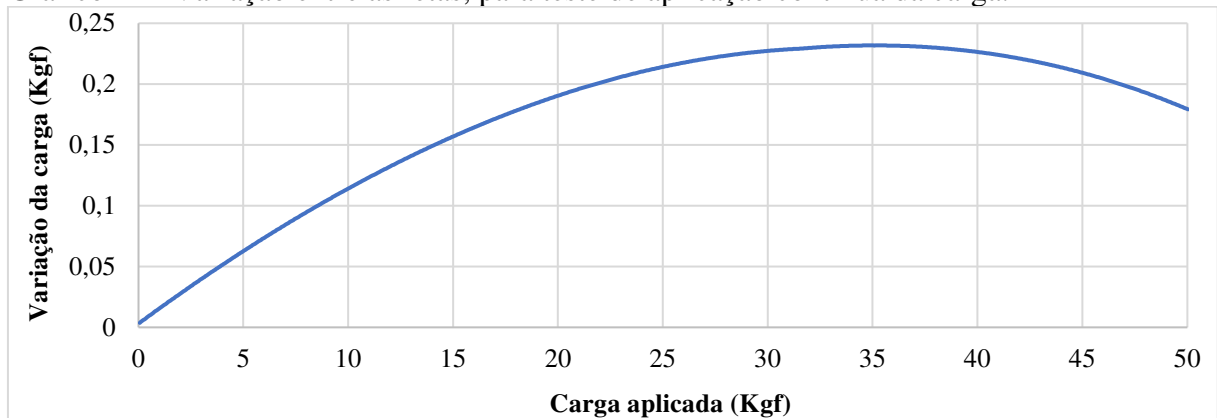
Gráfico 10 - Relação entre tensão e carga aplicada, para teste de aplicação contínua da carga.



C/D – reta de compressão ou descompressão; 1/2/3 – número do teste.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Gráfico 11 - Variação entre as retas, para teste de aplicação contínua da carga.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

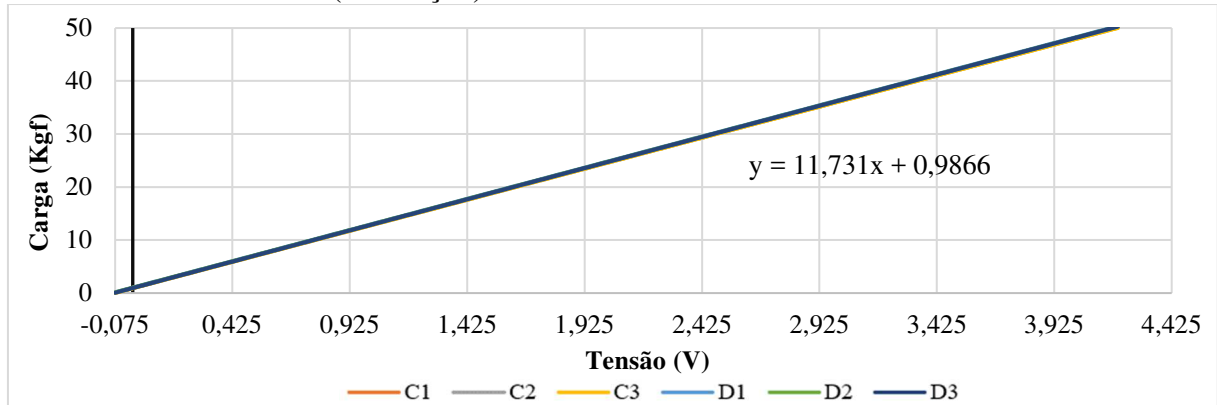
Ao analisar os gráficos 8 e 9, observa-se que todas as variações de carga são captadas pelo sensor, até mesmo as oscilações na velocidade da aplicação. Isto fica claro pelo comportamento idêntico observado tanto no gráfico da tensão, quanto no da carga aplicada, e a prova disto é a relação entre as grandezas ser representada por equações de primeiro grau, ilustradas no gráfico 11. Isto indica que o sensor possui a sensibilidade necessária para atender aos requisitos do projeto.

No quesito repetibilidade, novamente o sensor se mostrou capaz de atender às necessidades do projeto. Ao observar o gráfico 11, vemos que no pior dos cenários as retas se distanciaram em menos de 0,25 Kgf, o que corresponde a um erro de menos de 0,5%, que é absolutamente aceitável.

Para a calibração foi utilizada a mesa de compressão Steve III, com a qual aplicou-se uma carga de 0 a 50 Kgf, em intervalos de 10 Kgf. No total foram realizados seis testes, três

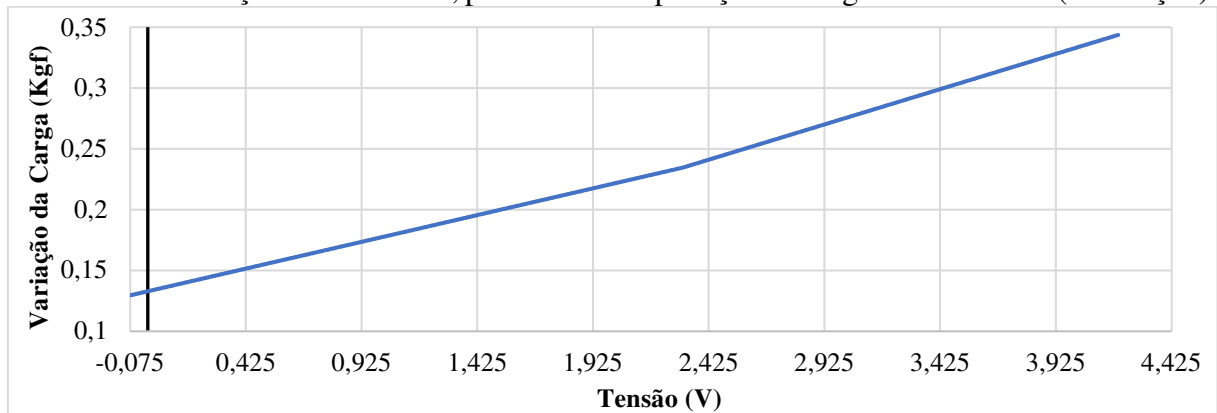
com acréscimo de carga (0-50Kgf), e três com diminuição da carga (50 – 0Kgf). Foram levantadas as retas dos testes (três de carga e três de descarga) e as variações entre elas, como no experimento anterior. Os gráficos 12 e 13 demonstram os resultados do teste descrito acima.

Gráfico 12 - Relação entre tensão e carga aplicada, para testes de aplicação de carga em intervalos (calibração).



C/D – compressão ou descompressão; 1/2/3 – número do teste. Equação referente a reta média dos seis testes
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Gráfico 13 - Variação entre as retas, para testes de aplicação de carga em intervalos (calibração).



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Novamente observa-se uma pequena variação entre os seis testes realizados, porém este erro não ultrapassa 0,7% no caso mais extremo, confirmando a eficácia do sensor para a proposta de medição de força.

Por fim, a equação visualizada no gráfico 12 (referente a reta média de calibração) foi inserida no software, desse modo a conversão já é automaticamente realizada, não necessitando um pós tratamento nos dados.

5.1.4.2.3. Análise

Diante dos resultados conclui-se que o protótipo IV, cujo princípio de funcionamento baseia-se em uma célula de carga, é capaz de atender aos requisitos do projeto. Portanto, o protótipo supracitado foi adotado como elemento de mensuração de força do experimento de perseguição de força alvo.

5.2. PARTE II– CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

5.2.1. Desenho do estudo e aspectos éticos

Trata-se de um estudo experimental, comparativo, pareado com análise quantitativa dos dados. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas em Seres Humanos da Escola de Artes, Ciência e Humanidades da Universidade de São Paulo; cadastrado com o número de Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE) 99252818.2.0000.5390. Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e todos os procedimentos aos quais seriam submetidos foram previamente explanados, bem como qualquer dúvida manifestada.

5.2.2. Amostra

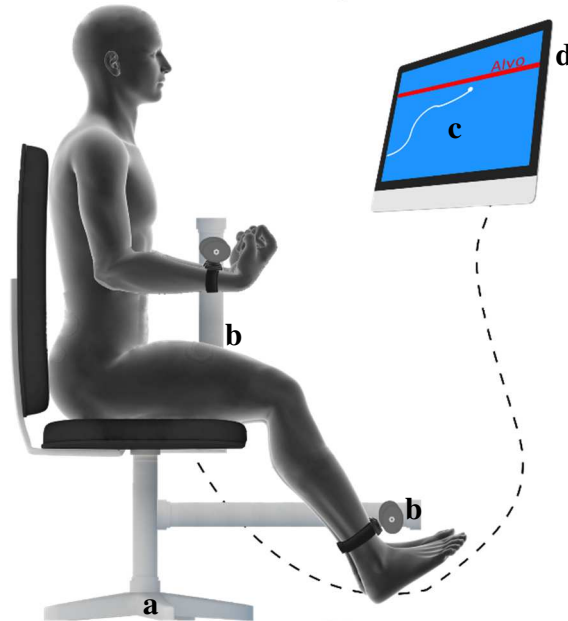
Participaram do experimento sete voluntários, sendo quatro mulheres e três homens, todos destros (média (DP): idade – 25 (3) anos; altura – 1,71 (0,05) m; massa corporal – 80 (15) Kg). Foram excluídos da amostra voluntários que foram submetidos a qualquer tipo de cirurgia nos últimos seis meses, aqueles que sentiram algum tipo de dor nos membros apendiculares por mais de uma semana nos últimos três meses, bem como os que apresentaram intolerância a qualquer etapa do estudo.

5.2.3. Procedimentos

Os voluntários participaram do experimento em duas sessões com espaçamento de, ao menos, uma semana. Ao início de cada sessão, os indivíduos foram confortavelmente acomodados na cadeira ajustável, que conta com apoios para os quatro membros, de modo a

manter os cotovelos flexionados a 90° e os joelhos a 120°, como ilustrado na figura 21. Na interface entre a cadeira e os membros, fixou-se o dispositivo de medição de força descrito anteriormente, acoplado individualmente em cada membro. O *feedback* da força exercida foi projetado a 3 metros de distância da cadeira.

Figura 22 - Posicionamento do voluntário para funcionamento da estrutura.



a. Cadeira ajustável com apoio fixo; b. Sensores de força; c. Feedback de força gerada (linha branca); d. Força alvo (linha vermelha).

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Inicialmente, houve um período de adaptação durante o qual foi apresentado o jogo de perseguição à força alvo, no qual o indivíduo realizou esforços livremente a fim de compreender o protocolo experimental. Em seguida, foi solicitada a realização de esforço máximo isométrico mantido por 2 segundos, um membro por vez. Um minuto após adquirir o valor máximo de cada membro, executou-se esforço máximo simultaneamente com os quatro membros (mantido por 2 segundos). Todo o procedimento foi realizado por duas vezes, e incentivo verbal foi fornecido em todas as tentativas. O máximo valor de esforço simultâneo obtido entre as duas tentativas foi utilizado como referência para máxima força conjunta, para inserção no software. Vale ressaltar que não houve feedback da força exercida na coleta dos máximos.

Na etapa seguinte foi novamente executado o jogo de perseguição à força alvo, a primeira série de três, já com a máxima força conjunta atualizada. Uma força alvo foi apresentada em uma tela, e os voluntários foram instruídos a gerar força com os quatro membros

de tal maneira que a somatória destas forças devia ser igual à força alvo, sendo que estes não sabiam quanto de força era produzido por cada membro.

Tal procedimento foi realizado durante aproximadamente 5 minutos. Neste período, a força alvo foi randomicamente alterada a cada seis segundos. Os valores da força alvo foram apresentados em amplitudes múltiplas de 10, entre 10% e 80% do esforço máximo isométrico realizado simultaneamente pelos quatro membros. Cada valor alvo foi apresentado uma única vez, não havendo repetição do mesmo por rodada. A cada seis segundos de esforço, houve seis segundos de repouso. Foram realizadas três rodadas, ou seja, cada alvo foi observado por três vezes, totalizando 24 esforços isométricos com duração de seis segundos cada, sempre intercalados por seis segundos de repouso. Para evitar fadiga, além do intervalo citado, o nível de esforço foi intercalado entre dois intervalos de amplitude, um entre 10% e 40% do máximo, seguido de outro entre 50% e 80% do máximo. Ou seja, não houve dois esforços consecutivos menores que 40% ou maiores que 50% do máximo. A figura 22 abaixo mostra o experimento em andamento.

Figura 23 - Experimento de perseguição de força alvo.



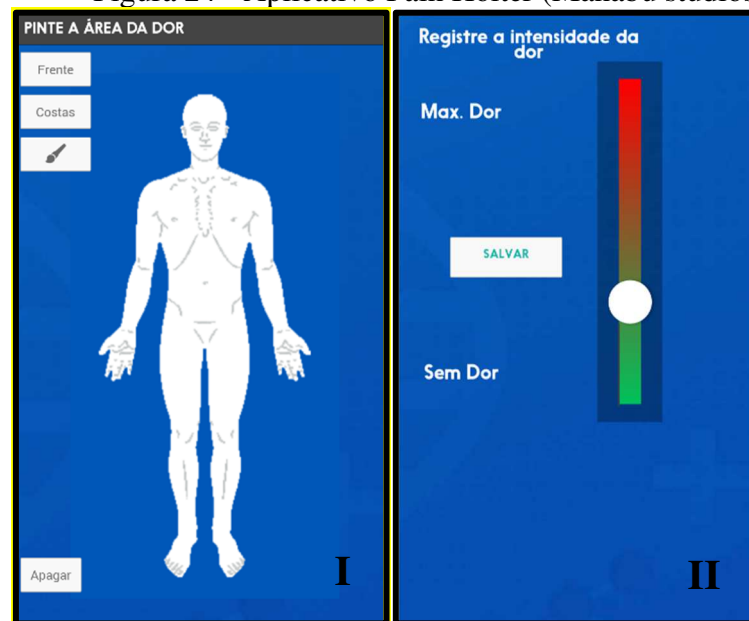
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

O voluntário então foi submetido a uma infusão de solução salina no músculo bíceps braquial do membro dominante, sendo as concentrações de sal, respectivamente, de 6% e 0,9%

(na sessão experimental e placebo). Em cada sessão, houve três séries de repetições, sendo a primeira antes da infusão de solução salina, a segunda imediatamente após e a terceira em ao menos quarenta minutos após a dor cessar por completo.

Para o monitoramento da dor foi utilizado o aplicativo *Pain Holter*. Tal aplicativo permite registrar a localização da dor através da marcação no mapa corporal, além de mensurar a intensidade da dor através de uma escala visual de dor (EVA) (figura 23). Nesta escala, o cursor posicionado na parte inferior com a cor verde representa ausência de dor, já no outro extremo em vermelho o nível de dor máxima suportável pelo indivíduo. A intensidade da dor foi monitorada a cada minuto após a injeção de solução salina, e interrompida assim que o voluntário parou de reportar dor.

Figura 24 - Aplicativo Pain Holter (Manabu studios).

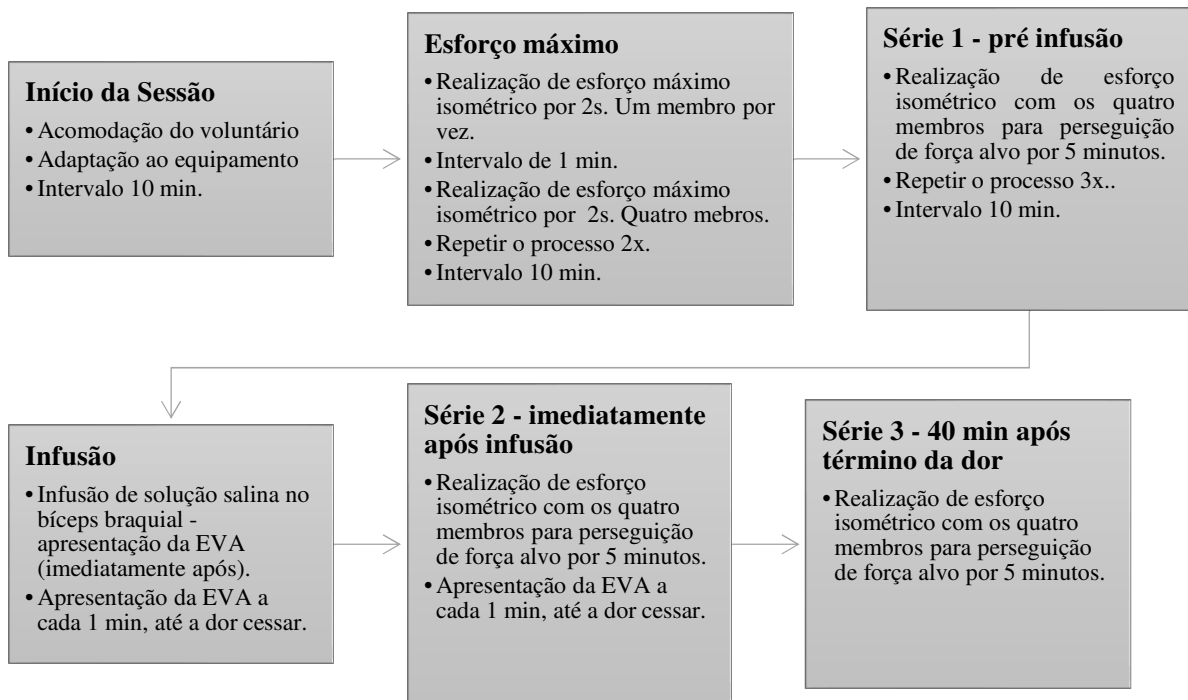


I - Marcação da localização da dor; II - Registro da intensidade da dor.

Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

A figura 24 abaixo representa a sequência dos procedimentos do protocolo experimental realizado, conforme descrito anteriormente.

Figura 25 - Sequência de procedimentos do protocolo experimental.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

5.2.4. Estatística

Utilizou-se a análise de variância de dois fatores (medidas repetidas) – ANOVA, e o teste Post hoc de Sidak, em três circunstâncias: primeiro com os fatores membro (superior, inferior, direito e esquerdo) e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI); segundo com os fatores quadrante (superior e inferior) e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI); e por fim hemisfério (esquerdo e direito) e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI). O teste t-student foi utilizado para a comparação entre as variáveis tempo de reação inicial e final. Por último, apenas a estatística descritiva foi levantada para os dados das duas voluntárias que completaram o experimento. O nível de significância adotado foi sempre 0,05.

6. RESULTADOS

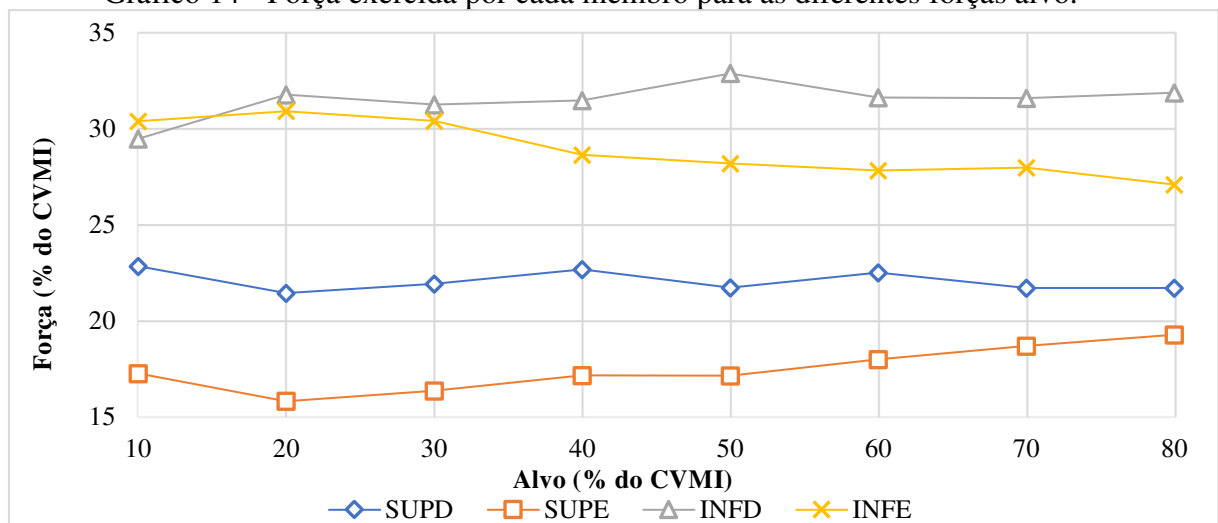
Dentre os sete voluntários, apenas dois completaram ambas as etapas do experimento (hipertônica e isotônica), os demais realizaram apenas uma. O estudo foi interrompido em decorrência da pandemia de Sars-CoV2, portanto os resultados aqui apresentados são parciais e necessitam ser complementados por uma nova realização do experimento.

Para a caracterização do padrão de movimento, comparou-se os valores referentes a condição pré-injeção de todos os voluntários (excluindo a segunda etapa dos dois indivíduos), ou seja, o comportamento motor sem efeito da infusão da solução salina. Para tanto, utilizou-se análise de variância de dois fatores (medidas repetidas) - ANOVA. Os fatores utilizados inicialmente foram: membro (superior, inferior, direito e esquerdo); e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI).

Quanto ao fator nível de força alvo não foram observadas diferenças significativas. Contudo, a força exercida pelos membros, individualmente, é significativamente diferente. O teste Post hoc de Sidak mostrou que a força exercida pelo membro superior esquerdo é significativamente menor do que a força exercida pelo membro inferior direito ($p = 0,01$; $F = 9,3$; $\eta^2 = 0,88$; poder observado = 0,79) e o membro inferior esquerdo ($p = 0,01$; $F = 9,3$; $\eta^2 = 0,88$; poder observado = 0,79).

No gráfico 14 abaixo é possível visualizar as médias da força exercida por cada membro, para cada uma das oito forças alvo. Para nenhum dos membros foi observada uma variação maior do que 4% na participação da força entre todos os valores de alvo.

Gráfico 14 - Força exercida por cada membro para as diferentes forças alvo.



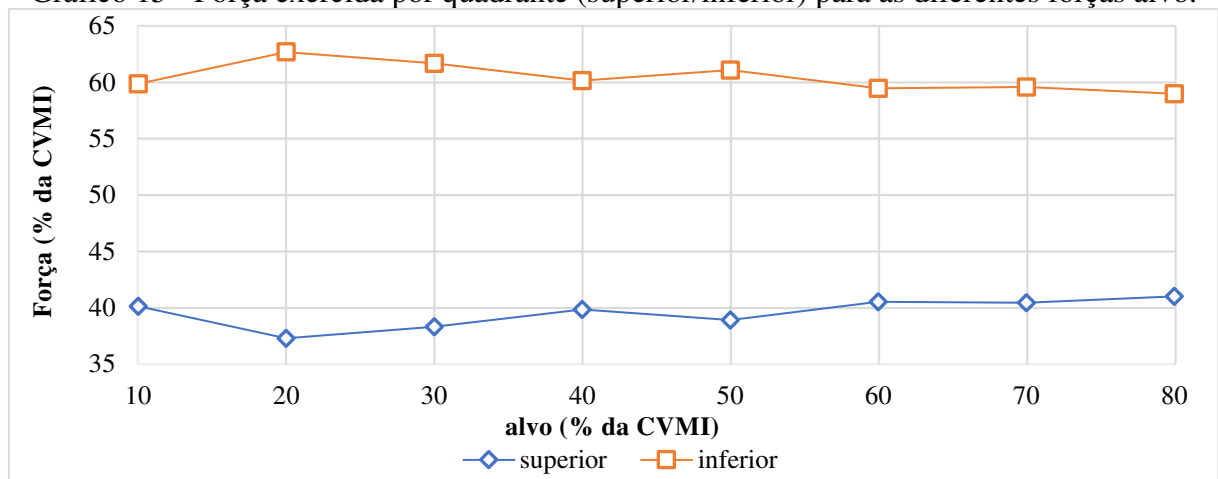
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Seguindo, foram analisados de forma conjunta as forças exercidas pelos membros superiores direito e esquerdo, assim como para os membros inferiores, a fim de realizar uma avaliação por quadrante. Novamente aplicou-se análise de variância de dois fatores (medidas repetidas). Neste caso, foram considerados os fatores: quadrante (superior e inferior); e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI).

Com relação ao fator nível de força alvo, novamente este não apresentou diferença significativa. Já no fator quadrante, observou-se diferença significativa entre superior e inferior, sendo a força produzida pelo quadrante inferior significativamente maior do que a produzida pelo superior ($p = 0,007$; $F = 16,3$; $\eta^2 = 0,71$; poder observado = 0,91).

A relação entre a média das forças exercidas por cada quadrante e a força alvo é ilustrada no gráfico 15 abaixo, onde é visualizado um distanciamento consistente entre os quadrantes, sendo que em seu ponto de maior proximidade (alvo 80%) a diferença entre superior e inferior é de aproximadamente 18% na participação da força total realizada.

Gráfico 15 - Força exercida por quadrante (superior/inferior) para as diferentes forças alvo.



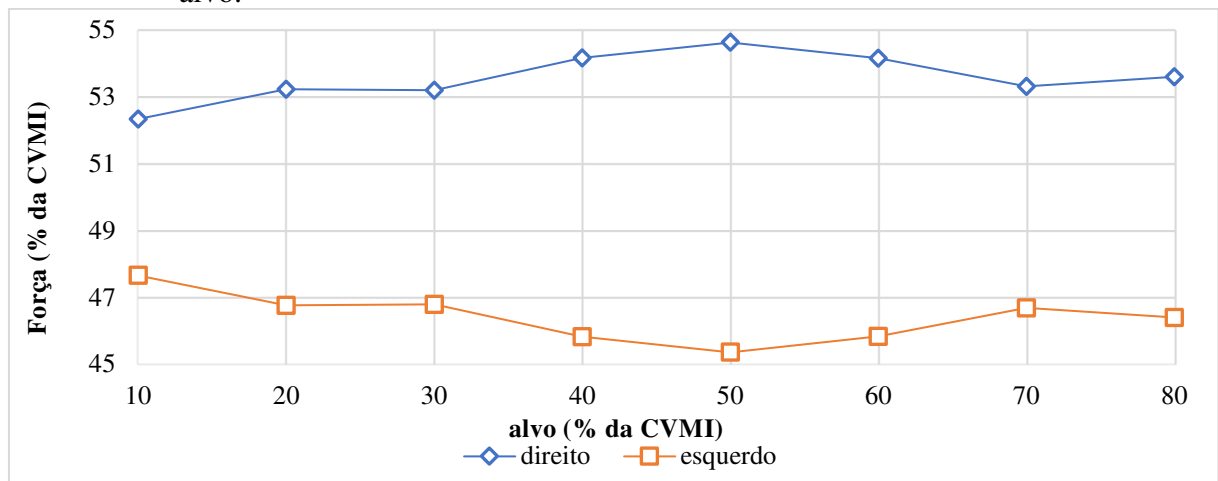
Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

A terceira comparação realizada focou no fator hemisfério, nela somou-se os valores de força dos membros superiores e inferiores dos respectivos lados (direito e esquerdo). A análise de variância de dois fatores (medidas repetidas) foi mais uma vez aplicada, cujos fatores foram: hemisfério (esquerdo e direito); e nível de força alvo (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 e 80% da CVMI). Nesta última ANOVA observou-se diferença significativa entre os valores de força produzidos pelos hemisférios direito (dominante) e esquerdo, sendo que para o hemisfério

direito, a força produzida foi significativamente maior do que a produzida pelo hemisfério esquerdo (não dominante) ($p = 0,028$; $F = 8,3$; $\eta^2 = 0,58$; poder observado = 0,67). Novamente, o fator nível de força alvo não teve relevância.

A seguir temos o gráfico 16, que relaciona a média das forças exercidas por hemisfério com a respectiva força alvo. Fica evidente um afastamento entre os hemisférios, sendo no ponto mais próximo entre ambos (alvo 10%) observada uma diferença de 4,7% na participação do esforço total.

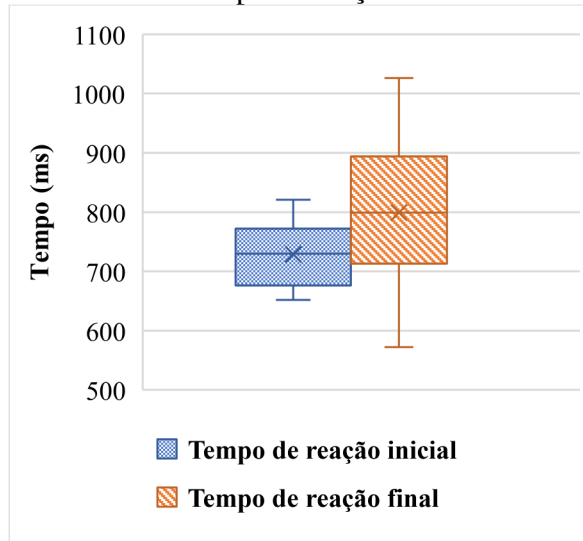
Gráfico 16 - Força exercida por cada hemisfério (esquerdo/direito) para as diferentes forças alvo.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Outros dados analisados foram: tempo de reação inicial e final. O tempo de reação inicial foi obtido da seguinte forma: mediu-se o tempo entre o início do jogo (tela em cor verde) e o momento em que a somatória das forças atingia 5Kgf. Para o final, o valor analisado foi o tempo entre o término do jogo (tela em cor vermelha) e a somatória das forças reduzir a 5Kgf. Desse modo, para cada força alvo apresentada, foi medido o tempo que o voluntário levou para iniciar o esforço (tempo de reação inicial), e o tempo que ele levou para perceber o fim do jogo e o início da fase de descanso (tempo de reação final). As médias gerais dos atrasos foram: tempo de reação inicial 729ms – DP 56ms; tempo de reação final 799ms – DP 136ms. Não houve diferença significativa entre os tempos de reação final e inicial quando realizado teste t-student. O gráfico 17 que segue, ilustra os resultados.

Gráfico 17 - Tempo de reação Inicial e Final.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Por fim, foram calculados os erros absolutos e relativos, conforme as equações abaixo.

$$EA = \frac{\sum_{i=1}^n |x_i - T|}{n}$$

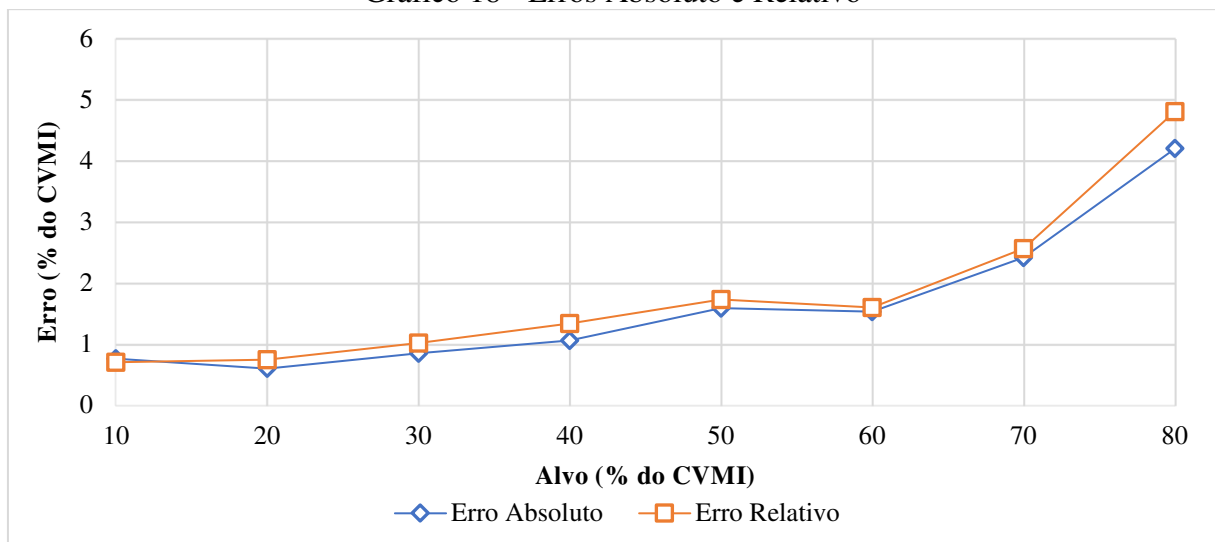
EA = Erro absoluto
 x_i = força realizada (% do CVMI)
 T = força alvo (% do CVMI)

$$ER = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

ER = Erro relativo
 \bar{x} = média da força realizada (% do CVMI)
 n = quantidade de dados

Os resultados obtidos são apresentados no gráfico XX, onde é possível observar um crescimento de ambos os erros conforme o alvo desejado aumenta.

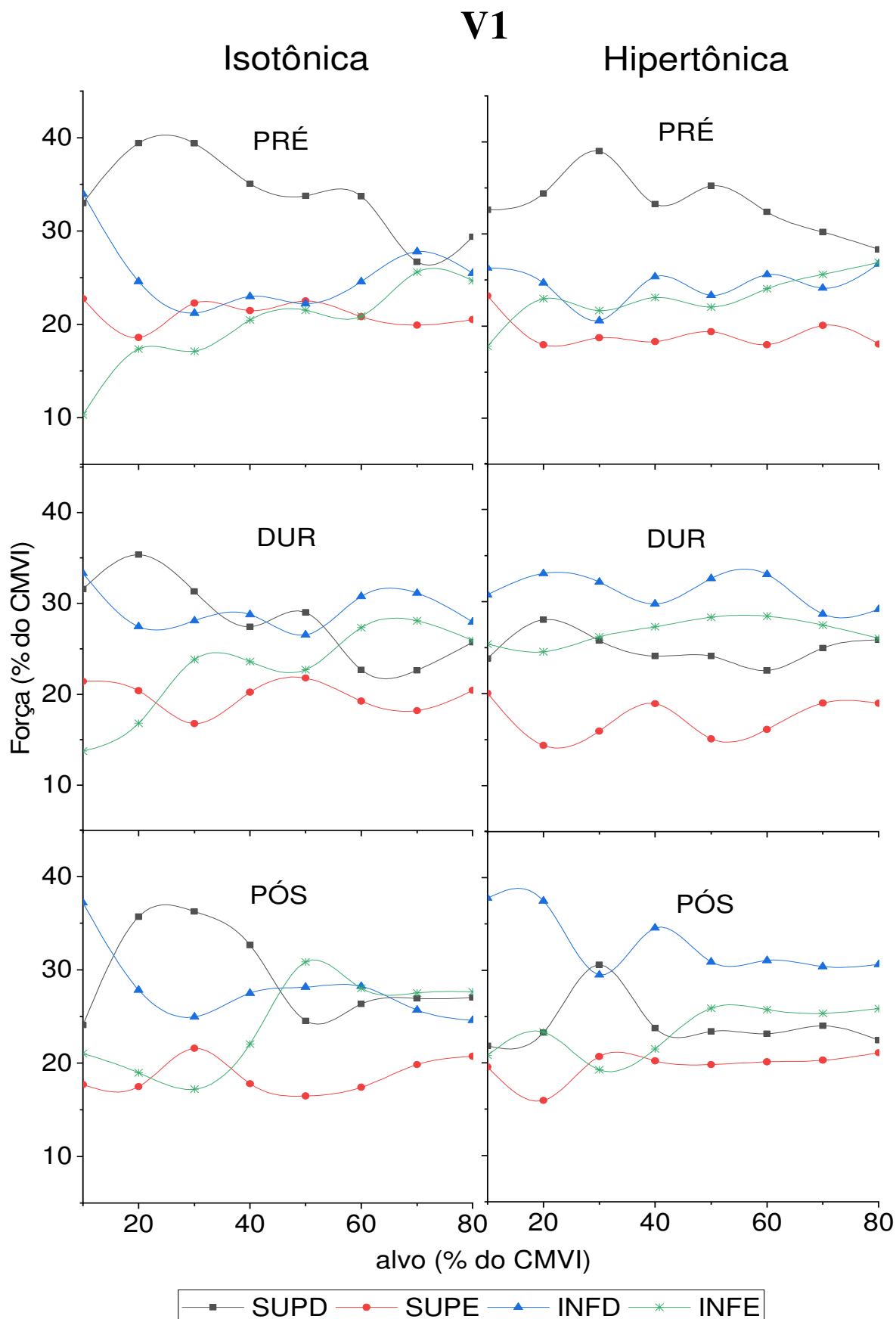
Gráfico 18 - Erros Absoluto e Relativo



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

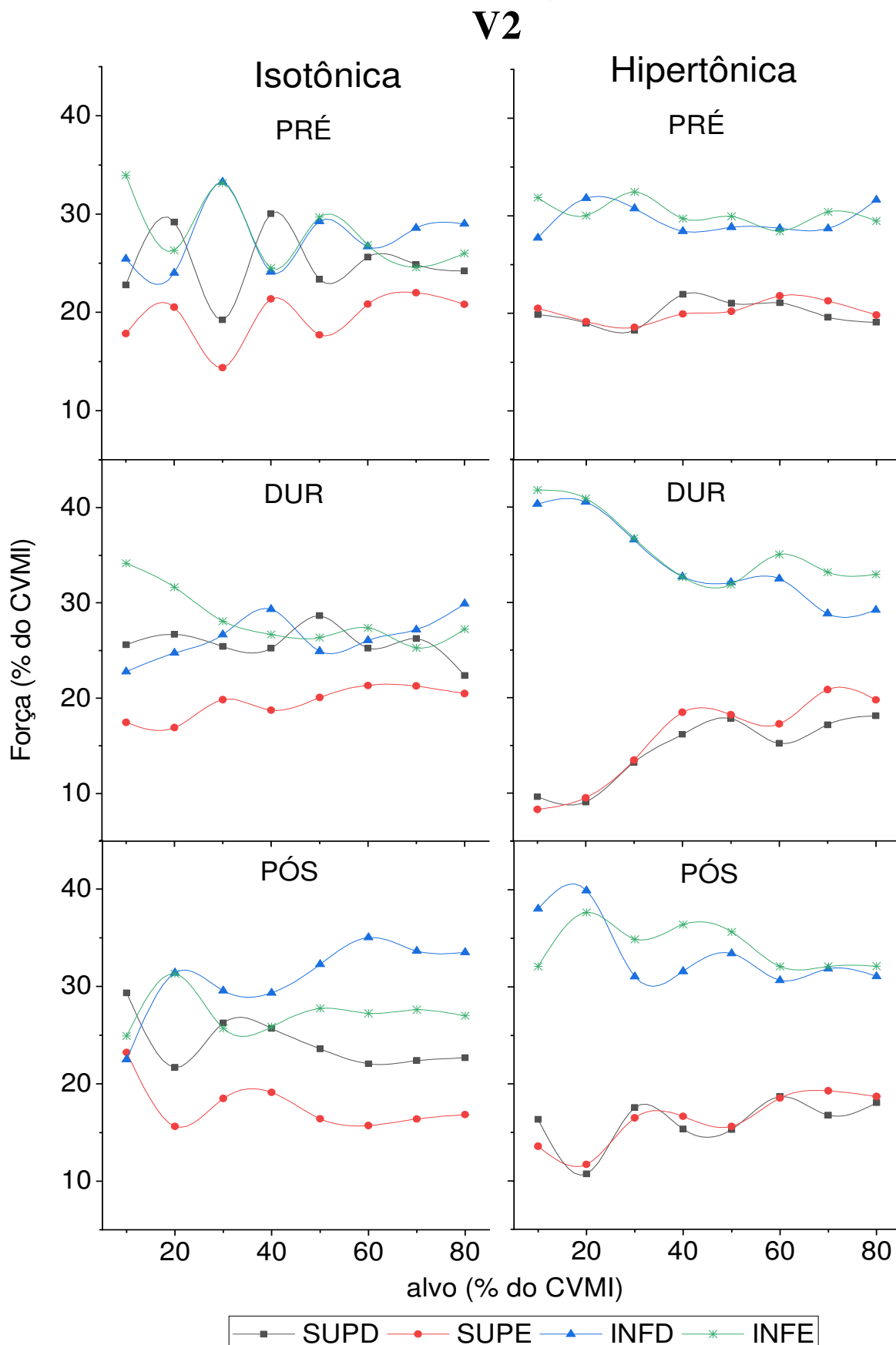
Nesta segunda etapa, foram analisados apenas os dados das duas voluntárias que completaram o experimento. Neste momento, o foco foi a alteração que a dor causou no padrão do movimento de cada uma delas. Os gráficos 19 e 20, abaixo, mostram a força exercida por cada membro em cada condição (PRÉ/ISO/PÓS), e nas duas seções (isotônica/hipertônica), para as voluntárias 1 e 2 (V1 e V2, respectivamente).

Gráfico 19 - Força exercida por cada membro para as diferentes forças alvo, para voluntário 1.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

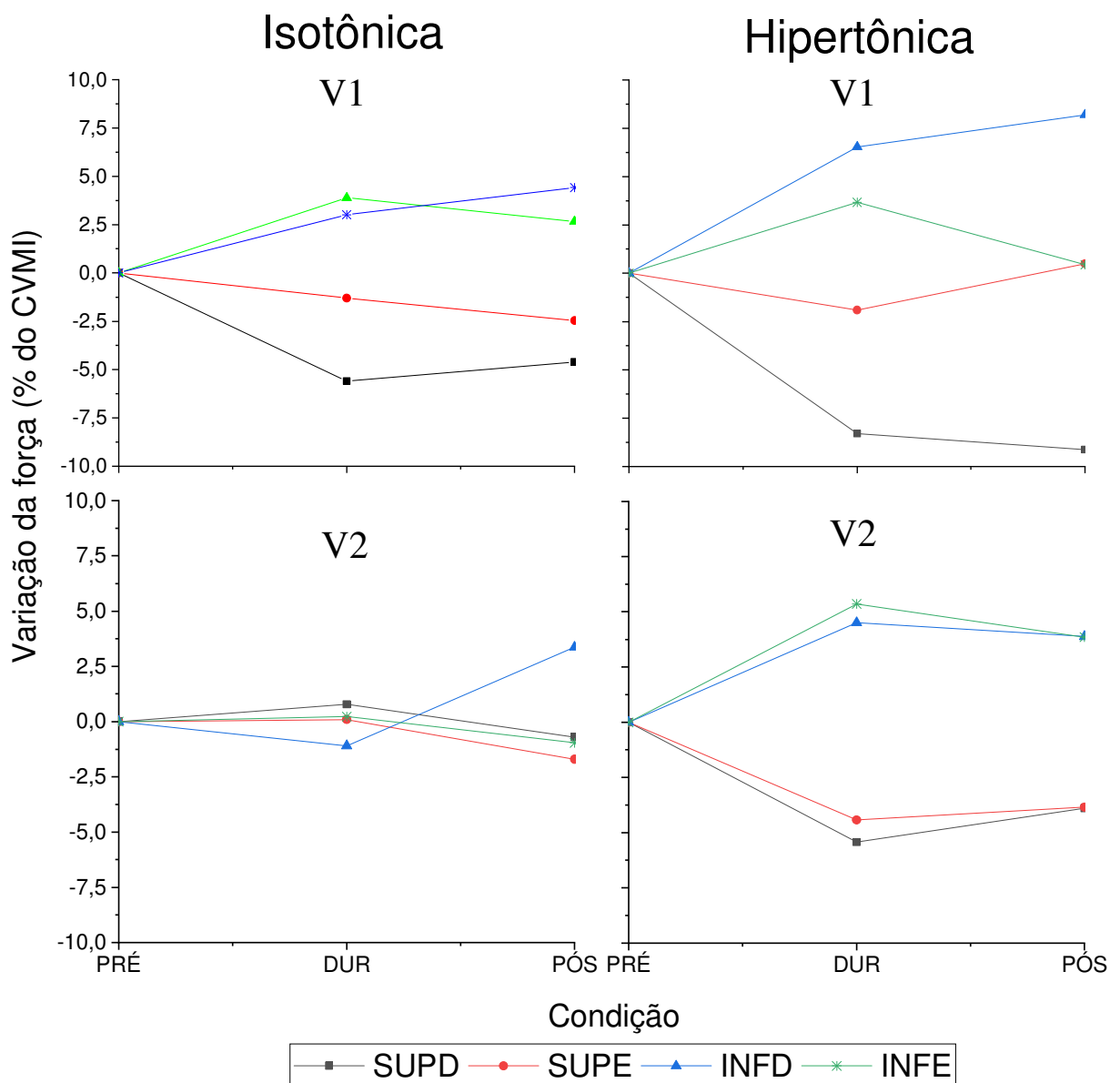
Gráfico 20 - Força exercida por cada membro para as diferentes forças alvo, para voluntário 2.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Apesar de visualmente ser observada uma diferença entre os gráficos das sessões isotônicas e hipertônicas, fica difícil mensurar o quão relevante foi essa mudança. Portanto, uma vez que os resultados anteriores não mostraram significância para o fator força alvo, esta foi desconsiderada. Desse modo, foi calculada a média da força exercida para cada condição (PRÉ/DUR/PÓS) em ambas as sessões (Isotônica/Hipertônica). O gráfico 21, abaixo, mostra a variação da média da força exercida em relação ao valor observado na condição PRÉ (considerado ponto zero).

Gráfico 21 - Força exercida por cada membro, para os voluntários 1 e 2.



Fonte: Bárbara Carneiro Pulcineli, 2020.

Durante a sessão isotônica, o voluntário V1 apresentou uma diferença positiva para os membros inferiores nas duas condições seguintes, e negativa para os superiores. Verificou-se maior estabilidade entre as condições para V2, exceto o membro inferior direito na condição PÓS.

Na sessão hipertônica para o voluntário V2 fica evidente uma tendência de controle por quadrante, que se mantém mesmo na condição PÓS. Já em V1, apesar de haver uma variação generalizada, na condição PÓS apenas uma variação no hemisfério é verificada, sendo que o lado direito retorna a sua condição inicial enquanto o lado dominante atinge sua variação máxima.

7. DISCUSSÃO

7.1. PROTÓTIPO SENSOR DE EFEITO HALL

Desde a descoberta do efeito Hall no final do século 19, sensores com esse princípio de funcionamento vêm sendo amplamente utilizados. Entre as aplicações mais comuns estão a construção de sensores de posição, de proximidade, sensores de velocidade e de corrente. Seu uso é amplo, compreendendo desde equipamentos industriais até *smartphones*. A escolha desse sensor se dá por uma série de vantagens: o tamanho reduzido, que permite sua colocação em pequenos espaços; a robustez e a resistência a variadas temperaturas, vibrações, dentre outros; a fácil utilização, pois são previsíveis e bem comportados; o baixo custo, que permite comercializá-lo por menos de \$0,50. (RAMSDEN, 2011)

Tendo em vista a somatória das vantagens do sensor de efeito Hall, a ideia de usar este tipo de transdutor em sensores táteis foi originalmente proposta por Clark (1988) e Nowlin (1991), onde apenas protótipos preliminares foram apresentados. Nos últimos anos, essa linha de pesquisa foi retomada com novas propostas de sensores táteis, com foco principal em aplicações médicas e robóticas (LEDERMANN et al., 2013; NAKAMOTO; TAKENAWA, 2013; TORRES-JARA; VASILESCU; CORAL, 2006; YOUSSEFIAN; RAHBAR; TORRES-JARA, 2014; YUJI; SHIRAKI, 2013).

A partir disso surgiu a ideia de um sensor de força com o princípio de efeito *hall*, que levou a construção do protótipo aqui descrito. Uma diferença significativa entre as pesquisas dos autores supracitados e este trabalho diz respeito à faixa de operação do equipamento. Por exemplo, Yuji e Shiraki (2013) mediram numa faixa de amplitude de 50N, o que é quase 10 vezes menor do que a do sensor proposto neste estudo. Com exceção de Nakamoto e Takenawa (2013) e Nie e Sup (2017), que trabalharam na faixa de 40N, os demais autores não ultrapassaram a marca de 20N. Outro ponto é em relação ao eixo de medição da força; no protótipo proposto nesta pesquisa apenas a força normal é medida, enquanto nos demais estudos o foco são sensores táteis de mais de uma dimensão (CHATHURANGA et al., 2016; DWIVEDI et al., 2018; JAMONE et al., 2015; LEDERMANN et al., 2013; NAKAMOTO; TAKENAWA, 2013; NIE; SUP, 2017; TOMO et al., 2015, 2016, 2018; TORRES-JARA; VASILESCU; CORAL, 2006; WANG et al., 2016; YOUSSEFIAN; RAHBAR; TORRES-JARA, 2014; YUJI; SHIRAKI, 2013). Por fim, nenhuma pesquisa teve como intuito a criação de um dinamômetro, já que focaram sempre em sensores táteis.

Como se pode constatar nos resultados do presente estudo, apesar do protótipo do sensor de força ser capaz de medir a aproximação/afastamento do ímã, o elemento apto a controlar essa aproximação de forma satisfatória ainda não foi encontrado. Pois o sensor falha tanto na precisão quanto na repetibilidade.

Embora a combinação dos elementos escolhidos não pareça promissora para a finalidade de mensuração de força, ela apresenta uma possibilidade para usos industriais e outras aplicações que não exijam valores precisos, mas sim faixas de operação. Por exemplo: um atuador mecânico para agarrar objetos com cargas significativamente diferentes. Nie e Sup (2017) chegaram a uma conclusão semelhante, de que o sensor tátil desenvolvido não era altamente preciso, porém poderia ser utilizado em aplicações robóticas nas quais uma sensação de força é importante, mas não medições absolutas. Isso vai de encontro com as conclusões de Youssefian et al. (2014) de que o sensor proposto era apropriado para aplicações robóticas em que a detecção da força é mais importante que a fidelidade da força.

Entretanto, alguns pontos negativos deste tipo de sensor devem ser ressaltados. Devido ao seu princípio de funcionamento, ele torna-se muito sensível a agentes externos que possam alterar o fluxo magnético do conjunto, como a presença de outros campos magnéticos ou proximidade de materiais ferromagnéticos. Tais problemas também foram apontados por WANG et al. (2016). Isso inviabiliza sua utilização em ambientes não controlados, bem como a manipulação direta de objetos metálicos.

Quanto ao elastômero, é importante ressaltar que aqui foram explorados vários formatos, além de três tipos diferentes de matérias (sendo dois de uso profissional). E mesmo assim não foi possível chegar a resultados satisfatórios. Isso traz à luz dois problemas: o primeiro reside no fato de que o elastômero muito provavelmente não é o material adequado para a finalidade requerida, e mesmo que haja uma infinidade de outros produtos com durezas diversas, talvez seja um desperdício de esforço persistir em seu uso, em vez de procurar outra solução. O segundo problema é que mesmo que seja encontrado o elastômero ideal, para cargas maiores será necessário um formato cada vez maior, o que elimina uma das principais vantagens do uso do sensor de efeito Hall: que é seu diminuto encapsulamento. Mesmo que o ímã e um sensor de efeito Hall sejam minúsculos isso seria anulado pelas grandes dimensões do elastômero, resultando em um sensor de força muito grande.

7.2. PROTÓTIPO CÉLULA DE CARGA

As células de carga baseadas em extensômetros, ou *Strain Gauges*, são o tipo mais comum dentre todos transdutores de força encontrados atualmente. Sua popularidade se deve a uma boa relação entre precisão e custo, além da facilidade para o uso geral. Devido sua ampla variedade de configurações, podem ser adaptadas para as mais diversas aplicações industriais, podendo variar de 5N a 50MN de capacidade (HUNT, 1998). Portanto, foi natural a escolha deste instrumento para a construção do protótipo.

Conforme visto nos resultados, o protótipo IV respondeu adequadamente durante os testes, sendo apto à tarefa de medição de força. Apesar do resultado positivo, é evidente que mais testes são necessários para uma investigação mais profunda, assim como melhorias em vários aspectos.

Quanto à resistência, ainda é desconhecido o tempo de vida útil do sensor e qual sobrecarga ele suporta antes de se deformar. Para tanto, são necessários testes de fadiga e testes destrutivos a fim de testar os limites do equipamento, bem como a validade da sua calibração.

Melhorias no encapsulamento são possíveis, principalmente no que se refere à sua altura. A ponta de prova que atua no sensor possui uma altura de 19mm, tendo em vista que a célula de carga lida com deformações microscópicas; muito provavelmente, poucos milímetros já devem ser suficientes para o perfeito funcionamento do equipamento. Isso representa uma economia em material e custos em impressão, e, sobretudo, um avanço na ergonomia e portabilidade do dispositivo.

A respeito da fabricação das estruturas plásticas, todas foram impressas em uma configuração de 100% de preenchimento de material, ou seja, são peças sólidas. Porém, durante alguns testes preliminares, peças com densidade inferior (cerca de 20%) suportaram repetidos esforços sem serem danificadas. Isso aponta um forte indício de que o preenchimento das peças pode ser reduzido, diminuindo tanto o peso quanto os custos de impressão por peça. Estudos destrutivos neste sentido são necessários para encontrar a melhor relação entre custo e resistência do encapsulamento.

Um ponto negativo sobre a célula de carga utilizada neste estudo é sua capacidade. Apesar de possuir um tamanho razoavelmente pequeno, a célula suporta apenas 50kgf, o que inviabiliza o uso do equipamento em atletas. Opções de células com uma capacidade maior possuem tamanho ou preço incompatíveis com o projeto, sendo assim, é necessário o desenvolvimento de uma nova célula de carga para o sensor. Isso envolve toda uma pesquisa

em paralelo, compreendendo desde o desenho e usinagem da estrutura metálica à disposição e conexão dos extensômetros.

Outro aspecto que pode ser melhorado é o eletrônico. É necessária a criação de um circuito menos robusto para a amplificação e conversão do sinal, além de uma transmissão de dados sem fio: esses itens trariam um ganho significativo em relação à usabilidade do equipamento, tornando-o comercialmente viável.

Para finalizar, um dos maiores diferenciais, não só do sensor, mas de toda a estrutura (cadeira; sensor; *software*), é que nenhum dos itens foi pensado exclusivamente para este estudo. A ideia de um equipamento que ajudasse nas pesquisas da área sempre norteou esse trabalho. O conjunto foi desenvolvido para operar com um único sensor ou com vários, podendo abranger estudos em um único membro, bilaterais, em dois membros unilaterais, entre outros, bastando apenas uma adaptação no *software* existente. E esta é uma das contribuições mais significativas desta pesquisa.

7.3. EXPERIMENTO DE PERSEGUIÇÃO DE FORÇA ALVO

Todos os sete voluntários participantes do experimento tinham ciência de que em uma das sessões seriam expostos à infusão de solução salina hipertônica, e na outra, isotônica. Porém ao se apresentarem no laboratório, não sabiam a qual seriam submetidos naquele dia. Após a aplicação da substância, todos os voluntários acusaram dor nas proximidades do local da infusão, conforme o esperado, ou seja, dor moderada por alguns minutos com a solução salina hipertônica e dor leve apenas imediatamente após a infusão de solução salina isotônica. Contudo, uma das voluntárias referiu dor intensa na região do braço, mesmo tendo sido submetida à infusão de solução salina isotônica. Tal efeito pode ser justificado por um medo do voluntário somado a crença de que aquela sessão seria a dolorosa e, como demonstrado em experimentos com *nocebo*, essa ansiedade antecipatória em relação à dor eminente tem um efeito facilitador na transmissão da dor, uma vez que ativa a liberação do sistema de colecistocinina (CCK), entre outros neurotransmissores (COLLOCA; BENEDETTI, 2007; DAMIEN et al., 2018).

Quanto à força alvo, nenhuma diferença significativa na contribuição da força total foi observada, para todos os membros. Neste caso, mesmo quando a tarefa se tornou teoricamente mais complexa o corpo não alterou a estratégia inicialmente adotada. Diferente dos resultados de Morrison e Newell (1998), que relataram que a coordenação da força entre as mãos aumentou

em níveis mais altos de força-alvo durante tarefa de flexão isométrica bimanual do dedo indicador. A diferença na contribuição de cada dedo para a produção da força total foi inferior a 15%, em alvos acima de 20% do CVMI.

Outra variável analisada, em relação à força alvo, trata-se do erro (absoluto e relativo). Os resultados mostraram que tanto o erro absoluto quanto o relativo são pequenos, variando de 1% a 5%. Isto significa que, embora a tarefa motora tenha sido realizada pelos quatro membros, simultaneamente, os voluntários obtiveram acurácia e precisão na tarefa. Resultados similares já foram observados em outros tipos de tarefa, como em um programa de treinamento de força que envolvia quatro diferentes exercícios com o braço dominante, em que se investigou o senso de posição articular, onde, mesmo antes de qualquer intervenção, os voluntários já apresentavam um erro absoluto de apenas 5° em relação ao ângulo desejado (SALLES et al., 2015). Observa-se ainda que o erro aumentava conforme a força alvo também aumentava, indicando uma relação inversa entre a acurácia/precisão da tarefa e a força alvo. Alterações nesse sentido também foram observadas em um estudo em que se avaliou o tempo até a falha durante contrações isométricas sustentadas realizadas com os músculos flexores do cotovelo, em quatro forças-alvo (20, 30, 45 e 60% da força MVC), apesar da tarefa envolver apenas um membro, o tempo para falha da tarefa foi afetado pela variação da força alvo, que diminuiu conforme a força alvo aumentou (RUDROFF et al., 2011). Ou seja, assim como nos resultados deste trabalho, a força alvo teve um potencial efeito negativo na realização da tarefa.

Durante a tarefa motora de perseguição à força alvo não foram observadas diferenças significativas na força exercida entre o membro e seu contralateral, tanto para os membros superiores quanto para os inferiores. Isto foi observado independentemente do nível de força exigido, levando à hipótese de que o programa motor utilizado para os diferentes níveis de força é o mesmo. Fenômeno parecido foi observado por Simon e Ferris (2008) que, ao analisarem extensões isométricas de membros inferiores realizadas por voluntários com déficit de força de ao menos 10% entre os membros, não só não encontraram diferenças na força exercida entre os membros inferiores, mas esse padrão se manteve para as três diferentes forças alvo desejadas na tarefa. Matkowski, Martin e Lepers (2011) obtiveram o mesmo resultado em sessão experimental que exigia a realização de força máxima com os músculos extensores do joelho (unilateral e bilateralmente). O estudo mostrou não haver diferença significativa entre a força realizada pelo membro dominante e o não dominante, seja na sessão em que a força foi realizada separadamente pelos membros (unilateral) ou na sessão em que o esforço foi realizado conjuntamente com os dois membros (bilateral).

Contudo, nossos resultados parciais mostraram que a força produzida pelo membro superior esquerdo (não-dominante) foi significativamente menor do que a produzida pelo membro inferior esquerdo ou pelo direito. Porém, não houve diferenças significantes quando o membro superior dominante foi comparado aos membros inferiores. Possivelmente, os dados indicam uma tendência de o membro superior não dominante produzir menor força do que o membro dominante. Entretanto, deve ser realizado um estudo com um número de voluntários maior para confirmar, ou não, tal hipótese. Ainda neste sentido, quando somados os esforços dos membros de um mesmo lado, a força produzida pelo hemisfério esquerdo foi significativamente menor do que a do direito; mais um indicativo de uma possível predominância do lado dominante na realização da tarefa de perseguição ao alvo. Outros estudos já observaram o impacto da dominância na realização da atividade, como em tarefa de flexão isométrica bimanual do dedo indicador, onde a mão dominante apresentou maior contribuição na força total exercida (MORRISON; NEWELL, 1998; PATEL; LODHA, 2019). Em outro estudo, Cornwell, Khodiguian e Yoo (2012), notaram que a dominância foi relevante durante a realização de força de preensão manual voluntária máxima em condições unilaterais e bilaterais. Tanto para destros quanto para canhotos, a mão dominante exibiu a maior força em comparação com a mão não dominante para as duas condições.

Outro quesito analisado foi em relação ao quadrante responsável pela produção da força. Quando somados os esforços produzidos pelos membros superiores e comparado a soma dos inferiores observou-se diferença significativa entre eles, sendo que o quadrante inferior produziu força significativamente maior do que o superior. Esses resultados são reforçados por experimento feito por Takebayashi et al (2009) que, como na tarefa de perseguição de força alvo, realizaram simultaneamente flexão de cotovelo e extensão do joelho, porém com apenas dois membros, ora pelos membros do lado esquerdo do corpo, ora pelo membro inferior esquerdo e superior direito. Tanto na tarefa ipsilateral, quanto na contralateral, foi observado uma maior produção de força pelo membro inferior, que realizou aproximadamente 75% do esforço total produzido durante a tarefa. Valor próximo aos nossos resultados, que apontaram que os membros inferiores tiveram uma participação de cerca de 60% na produção da força total. Porém, novamente deve ser salientado que os resultados são parciais, e um estudo mais completo necessita ser realizado para a confirmação dos resultados preliminares.

As últimas variáveis estudadas nesta etapa foram o tempo de reação inicial e final. Não foram encontradas diferenças significativas entre os dois tempos de reação, cujas médias foram 729ms para o inicial e 799ms para o tempo de reação final. Esses valores são mais que o dobro

do encontrado por Swinnen et al. (1995) que, durante experimento de flexão de cotovelo e extensão de joelho envolvendo os quatro membros em que os voluntários foram instruídos a gerar força de acordo com um sinal luminoso, observaram valores de aproximadamente 300ms no tempo de reação dos participantes. Possivelmente essa diferença entre os resultados se dá pelo método de aquisição, visto que no estudo supracitado o tempo de reação foi calculado como a diferença entre o sinal luminoso e o primeiro movimento observado no membro. No presente estudo o tempo de reação foi definido como a diferença entre o sinal indicativo verde e uma força mínima predefinida.

Por fim temos os resultados das duas voluntárias que completaram ambas sessões (experimental e placebo). Apesar de haver diferenças entre os resultados gráficos das sessões não é possível afirmar que essa alteração se deu pela presença da dor, muito menos determinar o padrão dessa alteração. Os resultados apenas apontam a possibilidade da interferência da dor na tarefa, porém somente um estudo posterior, com um número adequado de voluntários, poderá confirmar, ou não, se a dor tem potencial para afetar a realização da tarefa de perseguição ao alvo.

8. CONCLUSÃO

- O protótipo do dispositivo vestível medidor de força baseado no sensor de efeito Hall foi desconsiderado para a aplicação no experimento de mensuração de força alvo. O protótipo foi capaz de medir a aproximação/afastamento do ímã, porém o elastômero interno não se mostrou adequado para controlar esse movimento. Sendo assim, o sensor falhou tanto na precisão quanto na repetibilidade.

- O dispositivo vestível medidor de força cujo princípio de funcionamento consistiu em uma célula de carga baseada em extensômetros foi concluído com êxito, sendo capaz de atender aos requisitos do projeto. Com capacidade total de cada dispositivo igual a 50Kgf, e um erro máximo de 0,7%.

- O encapsulamento impresso em plástico ABS é robusto o suficiente para experimentos que envolvem produção de força isométrica máxima por adultos jovens e saudáveis;

- Interface gráfica desenvolvida em LabVIEW© permite ajustes para utilização em tarefas de perseguição de força alvo;

- Quanto ao experimento, devido a interrupção dos testes em razão da pandemia de Sars-CoV2, não foi possível concluir qual o comportamento motor em ambas as condições, com e sem dor. Porém, há indícios de que, na condição sem dor, os membros inferiores produzam mais força do que os superiores e possivelmente o membro superior dominante produza mais força que o não-dominante. Outro ponto, é que a força alvo não mostrou sinais de que tem potencial para alterar a distribuição de esforços durante a tarefa de perseguição ao alvo.

- O experimento deve ser realizado novamente, com um número adequado de voluntários, para resultados conclusivos.

REFERÊNCIAS

- ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T. Muscle Pain: Sensory Implications and Interaction With Motor Control. v. 24, n. 4, p. 291, 2008.
- BERNSTEIN, N. **The Coordination And Regulation of Movements**. Oxford, England: Pergamon Press, 1967.
- BREIVIK, H.; COLLETT, B.; VENTAFRIDDA, V.; COHEN, R.; GALLACHER, D. Survey of chronic pain in Europe: prevalence, impact on daily life, and treatment. **European journal of pain**, v. 10, n. 4, p. 287, 2006.
- CHATHURANGA, D. S.; WANG, Z.; NOH, Y.; NANAYAKKARA, T.; HIRAI, S. Magnetic and Mechanical Modeling of a Soft Three-Axis Force Sensor. **IEEE Sensors Journal**, v. 16, n. 13, p. 5298–5307, 2016.
- CLARK, J. J. **A magnetic field based compliance matching sensor for high resolution, high compliance tactile sensing**. Proceedings. 1988 IEEE International Conference on Robotics and Automation. **Anais...IEEE**, 1988
- COLLOCA, L.; BENEDETTI, F. Nocebo hyperalgesia: How anxiety is turned into pain. **Current Opinion in Anaesthesiology**, v. 20, n. 5, p. 435–439, 2007.
- CORNWELL, A.; KHODIGUIAN, N.; YOO, E. J. Relevance of hand dominance to the bilateral deficit phenomenon. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 12, p. 4163–4172, 2012.
- CREABY, M. W.; BENNELL, K. L.; HUNT, M. A. Gait differs between unilateral and bilateral knee osteoarthritis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 5, p. 822–827, 2012.
- CROSSLEY, K. M.; DORN, T. W.; OZTURK, H.; VAN DEN NOORT, J.; SCHACHE, A. G.; PANDY, M. G. Altered hip muscle forces during gait in people with patellofemoral osteoarthritis. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 20, n. 11, p. 1243–1249, 2012.
- DAMIEN, J.; COLLOCA, L.; BELLEI-RODRIGUEZ, C. É.; MARCHAND, S. **Pain Modulation: From Conditioned Pain Modulation to Placebo and Nocebo Effects in Experimental and Clinical Pain.**, 2018. v. 139
- DWIVEDI, A.; RAMAKRISHNAN, A.; REDDY, A.; PATEL, K.; OZEL, S.; ONAL, C. D. Design, Modeling, and Validation of a Soft Magnetic 3-D Force Sensor. **IEEE Sensors Journal**, v. 18, n. 9, p. 3852–3863, 2018.
- ERVILHA, U. F.; ARENDT-NIELSEN, L.; DUARTE, M.; GRAVEN-NIELSEN, T. Effect of load level and muscle pain intensity on the motor control of elbow-flexion movements. **European Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 1–2, p. 168–175, 2004.
- ERVILHA, U. F.; FARINA, D.; ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T. Experimental muscle pain changes motor control strategies in dynamic contractions. **Experimental Brain Research**, v. 164, n. 2, p. 215–224, 2005.

FINE, P. G. REVIEW AND PRESIDENT ' S MESSAGE Long-Term Consequences of Chronic Pain : Mounting Evidence for Pain as a Neurological. **Pain**, p. 996–1004, 2011.

GASKIN, D. J.; RICHARD, P. The economic costs of pain in the United States. **Journal of Pain**, v. 13, n. 8, p. 715–724, 2012.

GRAVEN-NIELSEN, T.; LUND, H.; ARENDT-NIELSEN, L.; DANNESKIOLD-SAMSØE, B.; BLIDDAL, H. Inhibition of maximal voluntary contraction force by experimental muscle pain: A centrally mediated mechanism. **Muscle and Nerve**, v. 26, n. 5, p. 708–712, 2002.

GRAVEN-NIELSEN, T.; SVENSSON, P.; ARENDT-NIELSEN, L. Effects of experimental muscle pain on muscle activity and co-ordination during static and dynamic motor function. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology - Electromyography and Motor Control**, v. 105, n. 2, p. 156–164, 1997.

HARTVIGSEN, J.; HANCOCK, M. J.; KONGSTED, A.; LOUW, Q.; FERREIRA, M. L.; GENEVAY, S.; HOY, D.; KARPPINEN, J. Series Low back pain 1 What low back pain is and why we need to pay attention. v. 6736, n. 18, 2018.

HIDES, J.; STANTON, W.; MCMAHON, S.; SIMS, K.; RICHARDSON, C. Effect of Stabilization Training On Multifidus Muscle Cross-sectional Area Among Young Elite Cricketers With Low Back Pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 3, p. 101–108, 2008.

HIRATA, R. P.; ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T. Experimental calf muscle pain attenuates the postural stability during quiet stance and perturbation. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 9, p. 931–937, 2010.

HIRATA, R. P.; ERVILHA, U. F.; ARENDT-NIELSEN, L.; GRAVEN-NIELSEN, T. Experimental muscle pain challenges the postural stability during quiet stance and unexpected posture perturbation. **Journal of Pain**, v. 12, n. 8, p. 911–919, 2011.

HODGES, P. W.; MOSELEY, G. L.; GABRIELSSON, A.; GANDEVIA, S. C. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. **Experimental Brain Research**, v. 151, n. 2, p. 262–271, 2003.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. **Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis**Spine, 1996.

HODGES, P. W.; SMEETS, R. J. Interaction between pain, movement, and physical activity: Short-term benefits, long-term consequences, and targets for treatment. **Clinical Journal of Pain**, v. 31, n. 2, p. 97–107, 2015.

HODGES, P. W.; TUCKER, K. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. **Pain**, v. 152, n. SUPPL.3, p. S90–S98, 2011.

HOORN, W. VAN DEN; HUG, F.; HODGES, P. W.; BRUIJN, S. M.; DIEËN, J. H. VAN. Effects of noxious stimulation to the back or calf muscles on gait stability. **Journal of Biomechanics**, p. 1–7, 2015.

- HU, X.; NEWELL, K. M. Aging, visual information, and adaptation to task asymmetry in bimanual force coordination. **Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 6, p. 1671–1680, 2011a.
- HU, X.; NEWELL, K. M. Modeling constraints to redundancy in bimanual force coordination. **Journal of neurophysiology**, v. 105, n. 5, p. 2169–2180, 2011b.
- HUG, F.; HODGES, P. W.; CARROLL, T. J.; DE MARTINO, E.; MAGNARD, J.; TUCKER, K. Motor adaptations to pain during a bilateral plantarflexion task: Does the cost of using the non-painful limb matter. **PLoS ONE**, v. 11, n. 4, p. 1–17, 2016.
- HUG, F.; HODGES, P. W.; SALOMONI, S. E.; TUCKER, K. Insight into motor adaptation to pain from between-leg compensation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 114, n. 5, p. 1057–1065, 2014.
- HUG, F.; HODGES, P. W.; TUCKER, K. Task dependency of motor adaptations to an acute noxious stimulation. **Journal of Neurophysiology**, v. 111, n. 11, p. 2298–2306, 2014.
- HUNT, A. Guide to the Measurement of Force. **The Institute of Measurement and Control, London**, 1998.
- JAMONE, L.; NATALE, L.; METTA, G.; SANDINI, G. Highly sensitive soft tactile sensors for an anthropomorphic robotic hand. **IEEE Sensors Journal**, v. 15, n. 8, p. 4226–4233, 2015.
- JOHANNES, C. B.; LE, T. K.; ZHOU, X.; JOHNSTON, J. A.; DWORKIN, R. H. The Prevalence of Chronic Pain in United States Adults: Results of an Internet-Based Survey. **Journal of Pain**, v. 11, n. 11, p. 1230–1239, 2010.
- KENNEDY, J.; ROLL, J. M.; SCHRAUDNER, T.; MURPHY, S.; MCPHERSON, S. Prevalence of persistent pain in the U.S. adult population: New data from the 2010 national health interview survey. **Journal of Pain**, v. 15, n. 10, p. 979–984, 2014.
- LEADLEY, R. M.; ARMSTRONG, N.; LEE, Y. C.; ALLEN, A.; KLEIJNEN, J. Chronic diseases in the European Union: The prevalence and health cost implications of chronic pain. **Journal of Pain and Palliative Care Pharmacotherapy**, v. 26, n. 4, p. 310–325, 2012.
- LEDERMANN, C.; WIRGES, S.; OERTEL, D.; MENDE, M.; WOERN, H. Tactile sensor on a magnetic basis using novel 3D Hall sensor - First prototypes and results. **INES 2013 - IEEE 17th International Conference on Intelligent Engineering Systems, Proceedings**, p. 55–60, 2013.
- LEINONEN, V.; KANKAANPÄÄ, M.; LUUKKONEN, M.; HÄNNINEN, O.; AIRAKSINEN, O.; TAIMELA, S. Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. **Spine**, v. 26, n. 16, p. E367–E372, 2001.
- MACDONALD, D.; MOSELEY, G. L.; HODGES, P. W. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. **Spine**, v. 35, n. 7, p. 818–824, 2010.
- MADELEINE, P.; LECLERC, F.; ARENDT-NIELSEN, L.; RAVIER, P.; FARINA, D. Experimental muscle pain changes the spatial distribution of upper trapezius muscle activity

during sustained contraction. **Clinical Neurophysiology**, v. 117, n. 11, p. 2436–2445, 2006.

MARTIN, G. R. R. **As Crônicas de Gelo e Fogo: Guerra dos Tronos**. São Paulo, Brasil: LeYa, 2010.

MATKOWSKI, B.; MARTIN, A.; LEPERS, R. Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 8, p. 1571–1578, 2011.

MENEFEE, L. A.; FRANK, E. D.; DOGHRAMJI, K.; PICARELLO, K.; PARK, J. J.; JALALI, S.; PEREZ-SCHWARTZ, L. Self-reported sleep quality and quality of life for individuals with chronic pain conditions. **The clinical journal of pain**, v. 16, n. 4, p. 290–297, 2000.

MERKLE, S. L.; SLUKA, K. A.; FREY-LAW, L. A. The interaction between pain and movement. **Journal of Hand Therapy**, p. 1–6, 2018.

MOK, N. W.; BRAUER, S. G.; HODGES, P. W. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. **Spine**, v. 29, n. 6, p. E107–E112, 2004.

MORRISON, S.; NEWELL, K. M. Interlimb Coordination as a Function of Isometric Force Output. **Journal of Motor Behavior**, v. 30, n. 4, p. 323–342, 1998.

MULLER, I.; DE BRITO, R. M.; PEREIRA, C. E.; BRUSAMARELLO, V. Load cells in force sensing analysis--theory and a novel application. **IEEE Instrumentation & Measurement Magazine**, v. 13, n. 1, p. 15–19, 2010.

MÜNDERMANN, A.; DYRBY, C. O.; ANDRIACCHI, T. P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Increased load at the ankle, knee, and hip during walking. **Arthritis and Rheumatism**, v. 52, n. 9, p. 2835–2844, 2005.

MYER, G. D.; FORD, K. R.; BRENT, J. L.; HEWETT, T. E. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 20, n. 2, p. 345–353, 2006.

NAKAMOTO, H.; TAKENAWA, S. Application of magnetic type tactile sensor to gripper. **Proceedings of the 2013 IEEE Workshop on Robotic Intelligence in Informationally Structured Space, RiiSS 2013 - 2013 IEEE Symposium Series on Computational Intelligence, SSCI 2013**, p. 7–12, 2013.

NASERPOUR, M.; GOHARPEY, S.; SAKI, A.; MOHAMMADI, Z. Dynamic postural control during step down task in patients with patellofemoral pain syndrome. p. 1289–1292, 2018.

NIE, Q.; SUP, F. C. A Soft Four Degree-of-Freedom Load Cell Based on the Hall Effect. **IEEE Sensors Journal**, v. 17, n. 22, p. 7355–7363, 2017.

NIES, N.; SINNOTT, P. L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. **Spine**, v. 16, n. 3, p. 325–330, 1991.

NIJS, J.; DAENEN, L.; CRAS, P.; STRUYF, F.; ROUSSEL, N.; OOSTENDORP, R. A. B. Nociception affects motor output: A review on sensory-motor interaction with focus on clinical

implications. **Clinical Journal of Pain**, v. 28, n. 2, p. 175–181, 2012.

NOWLIN, W. C. **Experimental results on Bayesian algorithms for interpreting compliant tactile sensing data**. Proceedings. 1991 IEEE International Conference on Robotics and Automation. **Anais...IEEE**, 1991

PATEL, P.; LODHA, N. Dynamic bimanual force control in chronic stroke: contribution of non-paretic and paretic hands. **Experimental Brain Research**, v. 237, n. 8, p. 2123–2133, 2019.

PETER, N.; NIELSEN, B.; TUCKER, K.; DOREL, S.; GUÉVEL, A.; HUG, F. Motor adaptations to local muscle pain during a bilateral cyclic task. **Experimental Brain Research**, 2016.

PULCINELI, B. C.; MANO, C. M.; VENDRUSCOLO, J. B.; SANTESSO, M. C. L. **Algômetro de pressão vestível integrado a aplicativo**. São Paulo: Monografia (Bacharelado em Engenharia de Controle e Automação) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo, IFSP, 2016.

RAMSDEN, E. **Hall-effect sensors: theory and application**. [s.l.] Elsevier, 2011.

REID, K. J.; HARKER, J.; BALA, M. M.; TRUYERS, C.; KELLEN, E.; BEKKERING, G. E.; KLEIJNEN, J. Epidemiology of chronic non-cancer pain in Europe: Narrative review of prevalence, pain treatments and pain impact. **Current Medical Research and Opinion**, v. 27, n. 2, p. 449–462, 2011.

RUDROFF, T.; JUSTICE, J. N.; HOLMES, M. R.; MATTHEWS, S. D.; ENOKA, R. M. Muscle activity and time to task failure differ with load compliance and target force for elbow flexor muscles. **Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 1, p. 125–136, 2011.

SALLES, J. I.; VELASQUES, B.; COSSICH, V.; NICOLICHE, E.; RIBEIRO, P.; AMARAL, M. V.; MOTTA, G. Strength training and shoulder proprioception. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 3, p. 277–280, 2015.

SANCHEZ-RAMIREZ, D. C.; MALFAIT, B.; BAERT, I.; LEEDEN, M. VAN DER; DIEËN, J. VAN; LEMS, W. F.; DEKKER, J.; LUYTEN, F. P.; VERSCHUEREN, S. The Knee Biomechanical and neuromuscular adaptations during the landing phase of a stepping-down task in patients with early or established knee osteoarthritis. **The Knee**, 2016.

SARABON, N.; MARKOVIC, G.; MIKULIC, P.; LATASH, M. L. Bilateral synergies in foot force production tasks. **Experimental Brain Research**, v. 227, n. 1, p. 121–130, 2013.

SIMON, A. M.; FERRIS, D. P. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 1, p. 129–138, 2008.

SVENSSON, P.; HOUE, L.; ARENDT-NIELSEN, L. Bilateral experimental muscle pain changes electromyographic activity of human jaw-closing muscles during mastication. **Experimental Brain Research**, v. 116, n. 1, p. 182–185, 1997.

SWINNEN, S. P.; SERRIEN, D. J.; WALTER, C. B.; PHILIPPAERTS, R. The organization of patterns of multilimb coordination as revealed through reaction time measures.

Experimental Brain Research, v. 104, n. 1, p. 153–162, 1995.

TAKEBAYASHI, H.; YAGI, F.; MIYAMOTO, K.; MORIOKA, S.; MIYAMOTO, S.; TAKUMA, Y.; INOUE, Y.; OKABE, T.; TAKIMOTO, K. Interaction interference between arm and leg: Division of attention through muscle force regulation. **Human Movement Science**, v. 28, n. 6, p. 752–759, 2009.

TOMO, T. P.; REGOLI, M.; SCHMITZ, A.; NATALE, L.; KRISTANTO, H.; SOMLOR, S.; JAMONE, L.; METTA, G.; SUGANO, S. A New Silicone Structure for uSkin - A Soft, Distributed, Digital 3-Axis Skin Sensor and Its Integration on the Humanoid Robot iCub. **IEEE Robotics and Automation Letters**, v. 3, n. 3, p. 2584–2591, 2018.

TOMO, T. P.; SOMLOR, S.; SCHMITZ, A.; HASHIMOTO, S.; SUGANO, S.; JAMONE, L. Development of a hall-effect based skin sensor. **2015 IEEE SENSORS - Proceedings**, p. 5–8, 2015.

TOMO, T. P.; SOMLOR, S.; SCHMITZ, A.; JAMONE, L.; HUANG, W.; KRISTANTO, H.; SUGANO, S. Design and characterization of a three-axis hall effect-based soft skin sensor. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, n. 4, 2016.

TORRES-JARA, E.; VASILESCU, I.; CORAL, R. A soft touch: Compliant tactile sensors for sensitive manipulation. 2006.

VARTIAINEN, P.; HEISKANEN, T.; SINTONEN, H.; ROINE, R. P.; KALSO, E. Health-related quality of life and burden of disease in chronic pain measured with the 15D instrument. **Pain**, v. 157, n. 10, p. 2269–2276, 2016.

WANG, H.; DE BOER, G.; KOW, J.; ALAZMANI, A.; GHAJARI, M.; HEWSON, R.; CULMER, P. Design methodology for magnetic field-based soft tri-axis tactile sensors. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, n. 9, 2016.

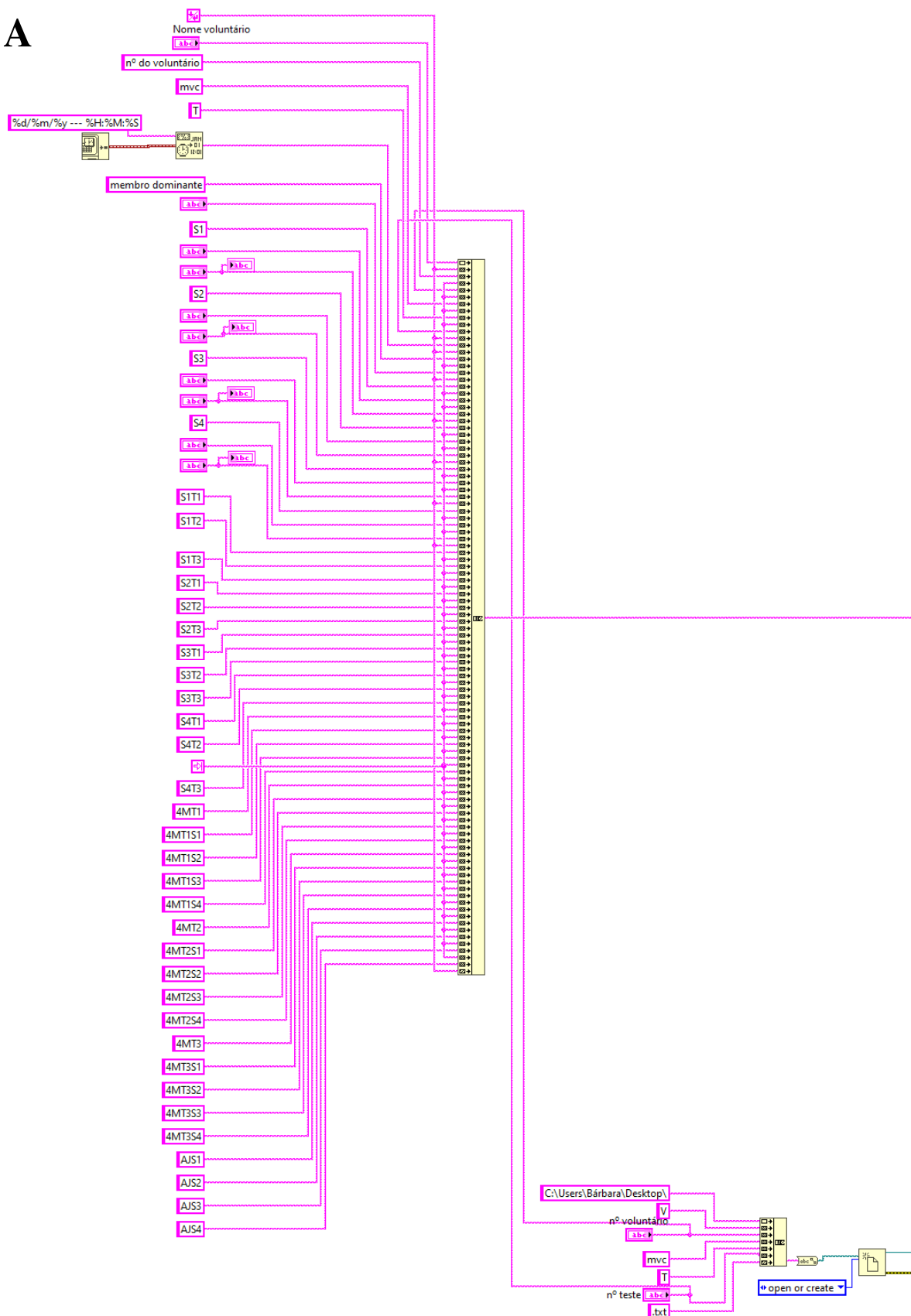
WEERAKKODY, N. S.; PERCIVAL, P.; CANNY, B. J.; MORGAN, D. L.; PROSKE, U. Force matching at the elbow joint is disturbed by muscle soreness. **Somatosensory and Motor Research**, v. 20, n. 1, p. 27–32, 2003.

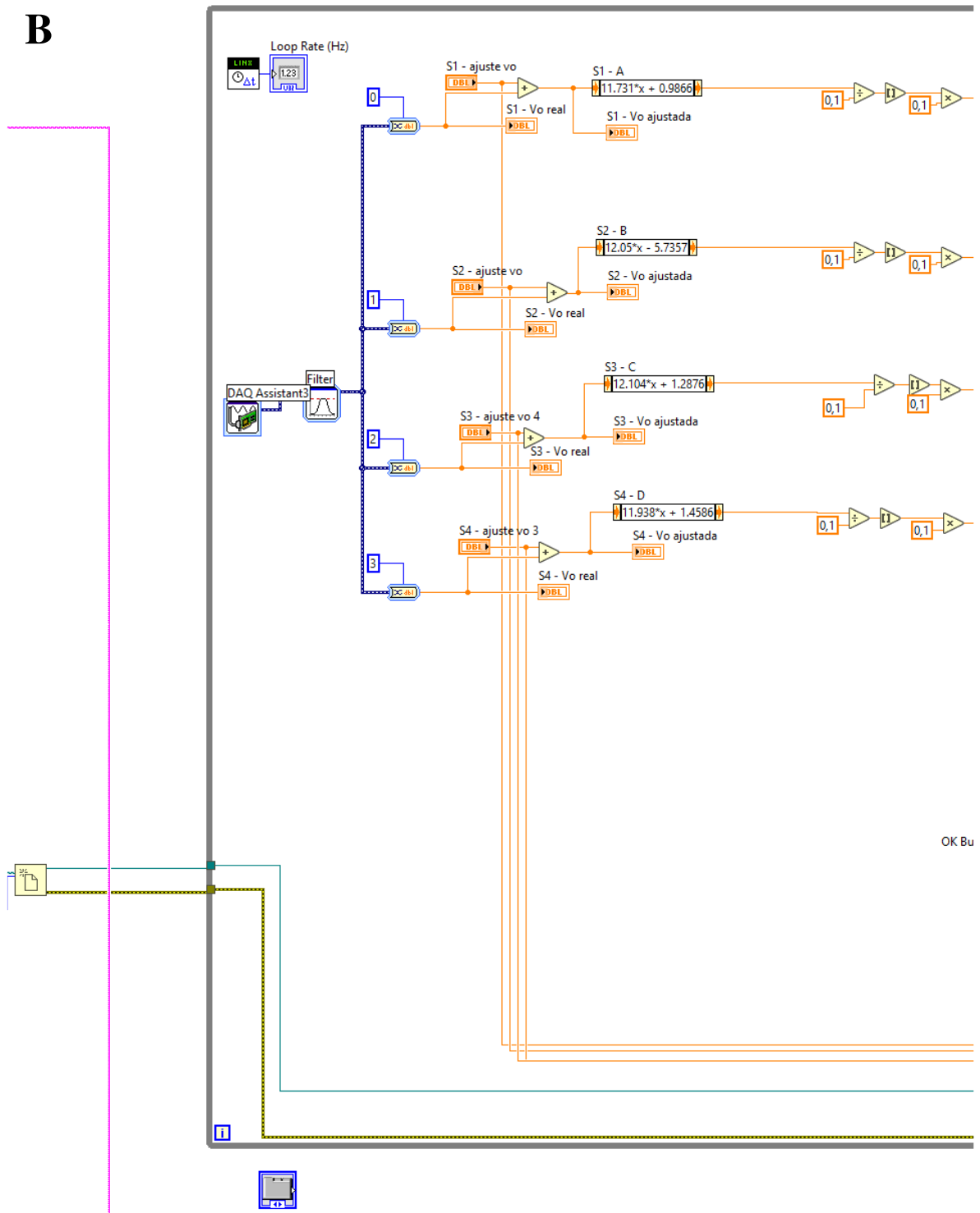
YOUSSEFIAN, S.; RAHBAR, N.; TORRES-JARA, E. Contact behavior of soft spherical tactile sensors. **IEEE Sensors Journal**, v. 14, n. 5, p. 1435–1442, 2014.

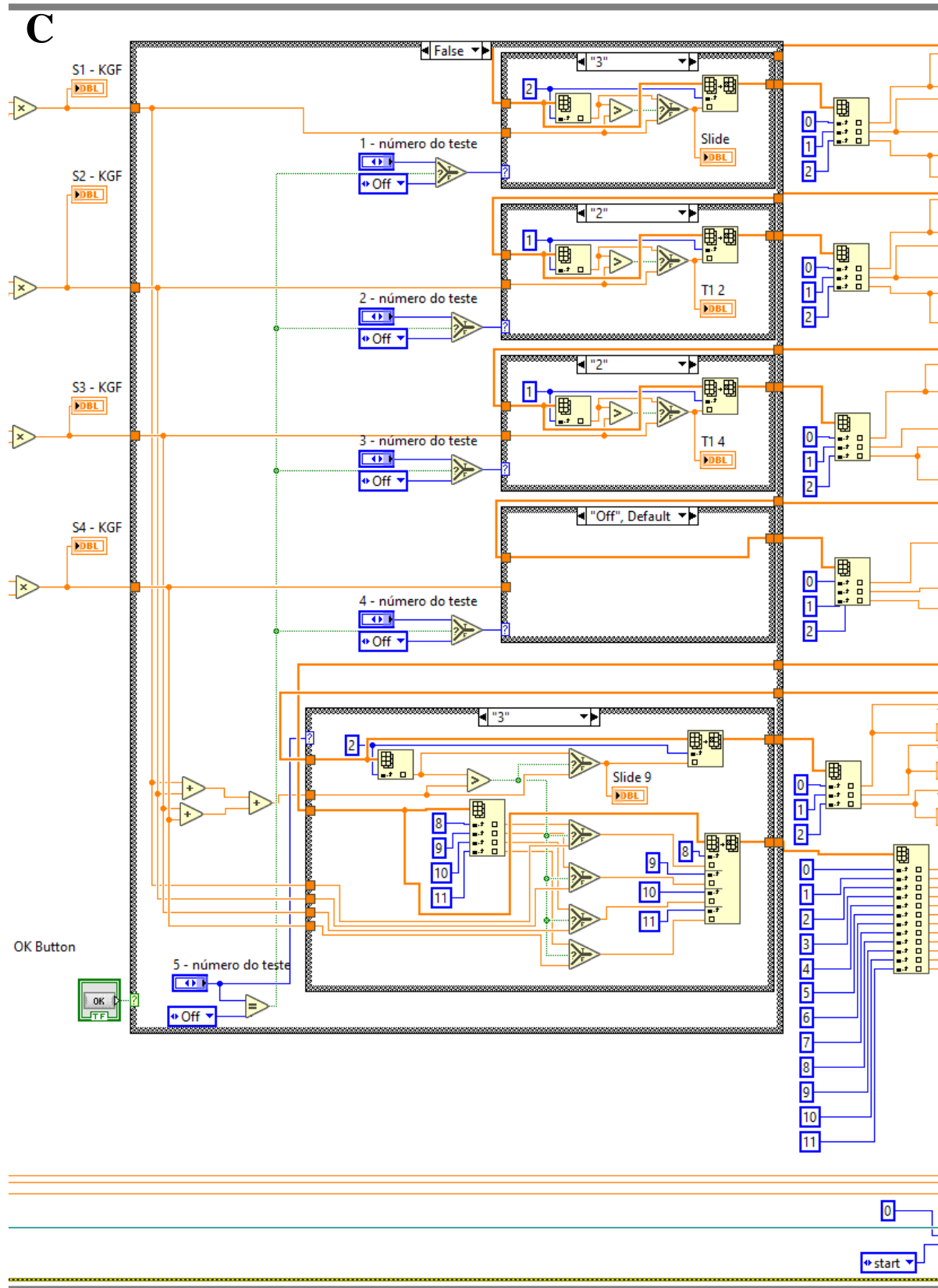
YUJI, J. I.; SHIRAKI, S. Magnetic tactile sensing method with Hall element for artificial finger. **Proceedings of the International Conference on Sensing Technology, ICST**, p. 311–315, 2013.

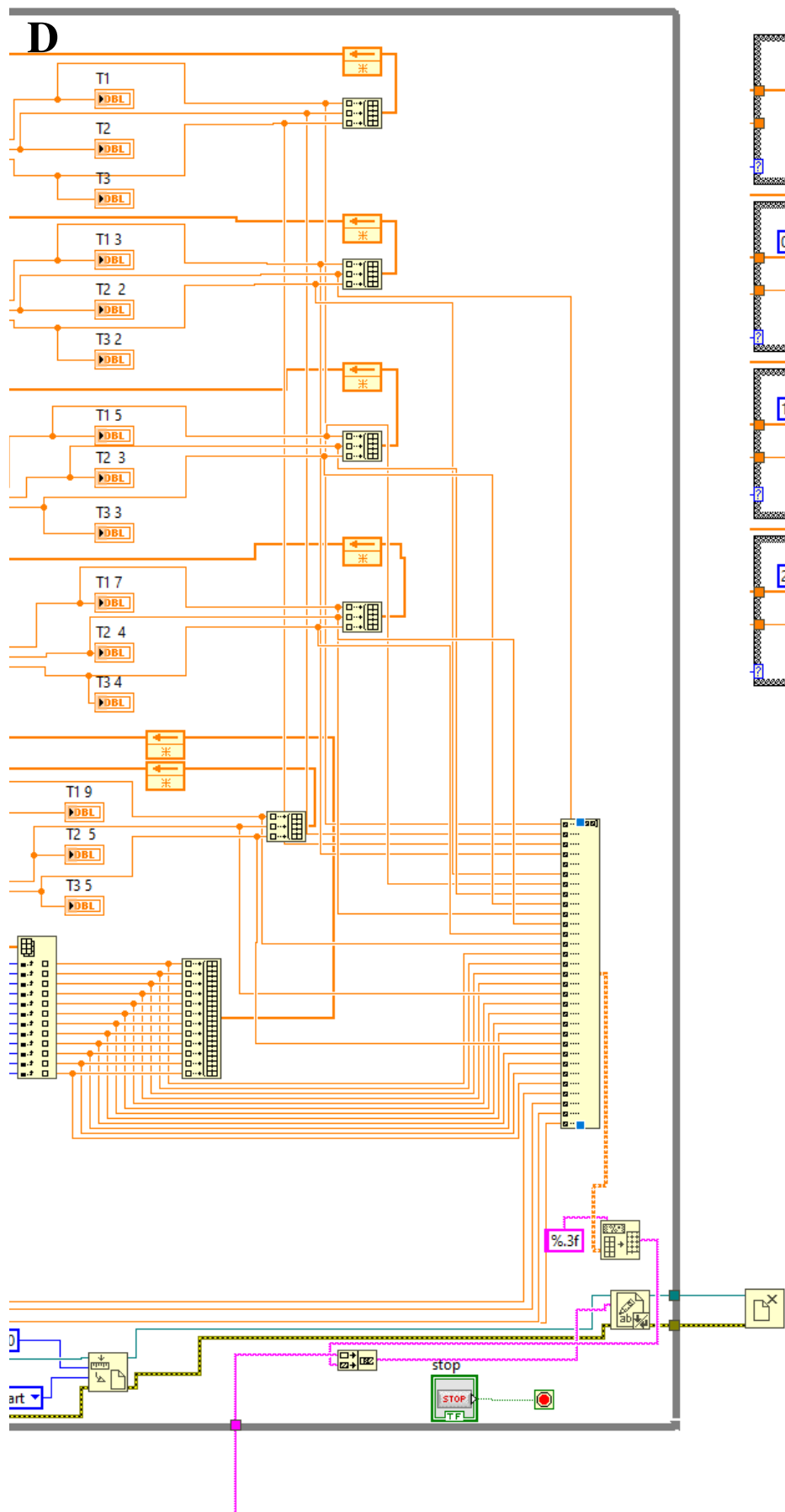
APÊNDICE A – PROGRAMAÇÃO COLETA DE FORÇA MÁXIMA.

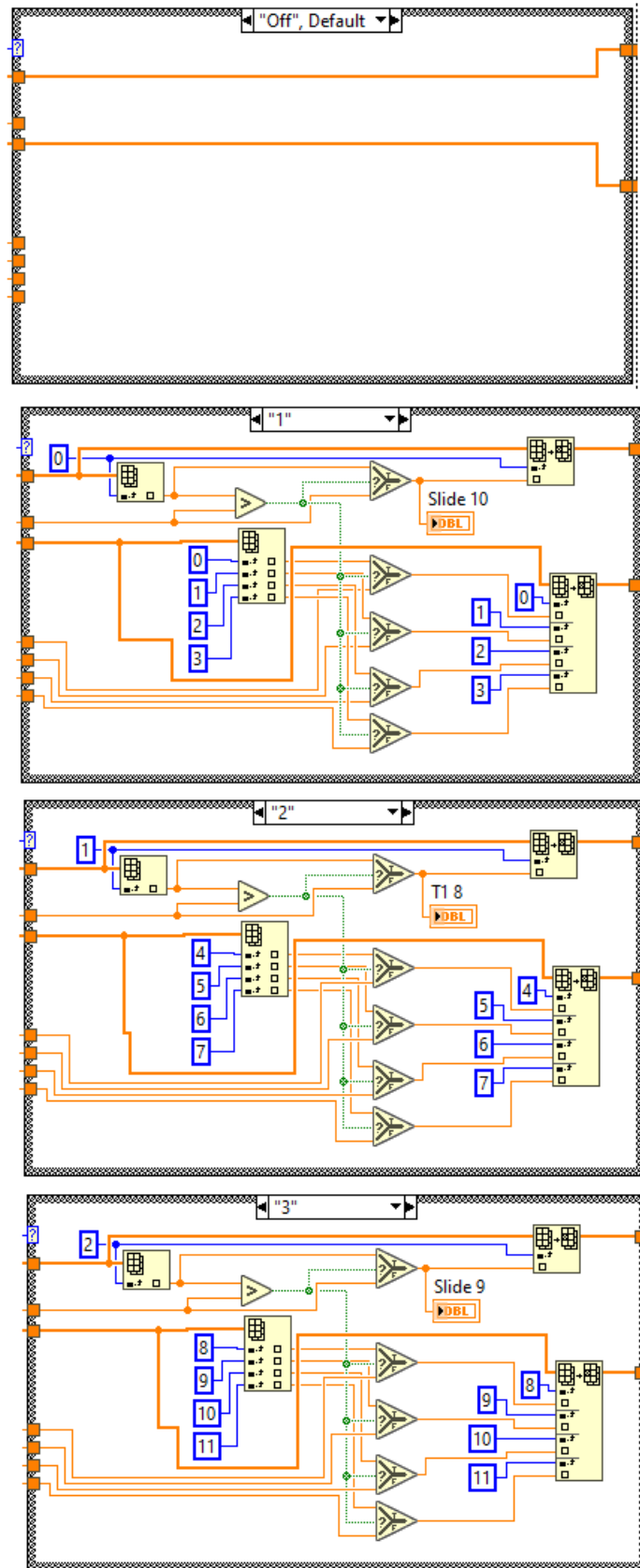
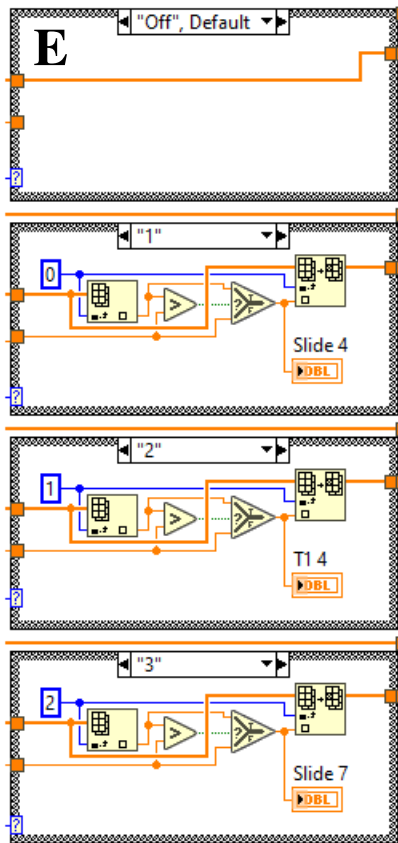
A



B

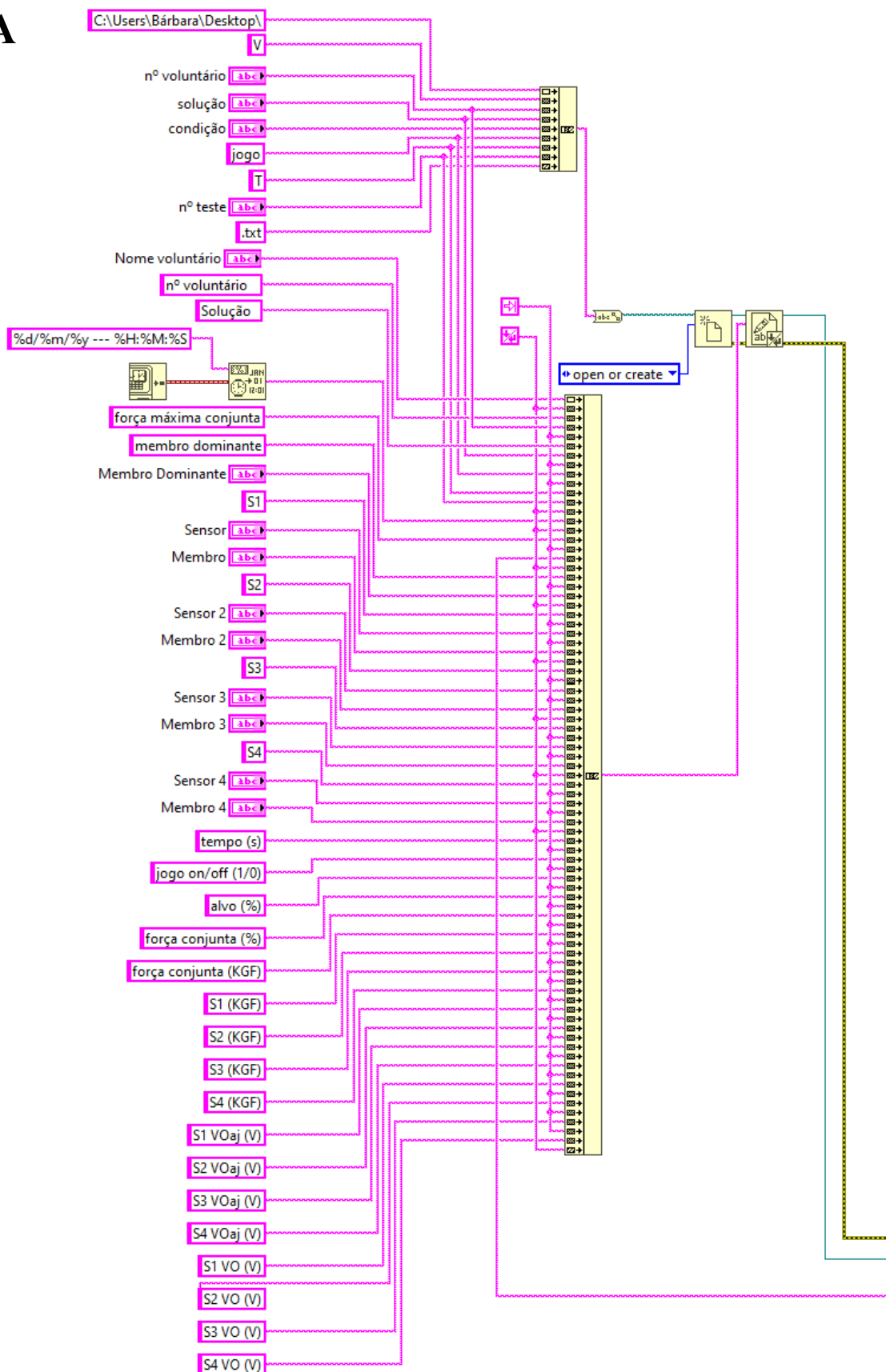






APÊNDICE B – PROGRAMAÇÃO PERSEGUIÇÃO DE FORÇA ALVO.

A



B