

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

SÉRGIO GARCIA BRAGA

**Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de  
mobilização miofascial com feedback online**

Ribeirão Preto

2023

SÉRGIO GARCIA BRAGA

**Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de  
mobilização miofascial com feedback online**

**Versão Corrigida**

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Atividade física e esporte.

Área de concentração: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e Esportes.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Augusto Barbieri

Ribeirão Preto

2023

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.

Braga, Sérgio Garcia

Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de mobilização miofascial com feedback online. Ribeirão Preto, 2023.

84 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Aspectos Biodinâmicos da Atividade Física e Esporte.

Orientador: Barbieri, Ricardo Augusto.

1. Fáschia muscular. 2. Mobilização miofascial. 3. IASTM. 4. Inovação. 5. Tecnologia.

Nome: BRAGA, Sérgio Braga

Título: Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de mobilização miofascial com feedback online.

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Atividade Física e Esportes.

Aprovado em: 29/05/2023

Banca Examinadora

Prof. Dr. Ricardo Augusto Barbieri

Instituição: Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP

Julgamento: Aprovado



Prof. Dr. Luis Ferreira Monteiro Neto

Instituição: Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto – FAMERP

Julgamento: Aprovado



Prof. Dr. Ewertton de Souza Bezerra

Instituição: Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC

Julgamento: Aprovado



## **DEDICATÓRIA**

Ao meu saudoso pai, cujos ensinamentos em vida me tornaram capaz de ressignificar as derrotas em potência para seguir a diante, enfrentando cada obstáculo sem jamais pensar em desistir. E que na morte me fez portador de seu legado evolutivo, buscando aprender, evoluir e ensinar a cada instante dessa honrosa existência.

“Meu negão a vida na lida é dura demais, usa cada sofrimento desse trabalho como degrau pra construir sua escada e jamais se acomode num lugar que não te cabe. Você tem poder para muito mais.”

Ademir Sérgio Braga

## AGRADECIMENTO

À Deus em primeiro lugar, pelos desafios que tanto me tornaram mais forte durante esse processo, por se fazer presente em tantos momentos de dúvida e desamparo e por me conceder a oportunidade de ser melhor a cada dia de minha vida.

Ao meu finado pai, Ademir Sérgio Braga, pela maravilhosa filosofia de vida a qual me inspira e motiva até os dias de hoje, por todo apoio que me prestou no início da minha vida acadêmica e, principalmente, por sempre acreditar em mim mesmo quando eu mesmo não acreditava. “Nobody else could ever know the part of me that can’t let go.”

À minha mãe, Sebastiana Apolinário Garcia, irmãos Higor Anésio Garcia Braga, Ticiane Cristina Garcia Braga Pissollitto e sobrinho Gabriel Garcia Pissollitto pelo amor e apoio ao atravessar as dificuldades dos últimos anos.

À minha valiosa amiga, Maria Luiza Milan Souza, por não medir esforços para me ajudar física e emocionalmente durante todos esses oito anos de amizade, suportando muitas vezes o meu pior.

À minha querida namorada, Mariana Orlando Nechar, pelo seu incansável companheirismo durante todo o processo de realização deste trabalho, por ser a luz dos meus dias mais sombrios e principalmente por me oferecer amor mesmo nem sempre sendo digno dessa honra. Sem você eu não teria conseguido.

À minha sogra Gisele Aparecida Orlando Nechar, por tão carinhosa e genuinamente me ceder um espaço em sua casa, família e coração, me dando abrigo em tantas noites após horas de trabalho incessante. Minha gratidão será eterna, sua presença em minha vida neste momento com certeza é o que chamam de providência Divina.

Amo todos vocês mais do que consigo dizer.

Ao grande profissional, amigo e parceiro Anderson Miessa por auxiliar na construção das estruturas metálicas de suporte deste projeto. Não poderia deixar de agradecer também as horas de conversa e parceria que tanto me fizeram bem.

Aos projetistas Nelson Sirqueira, Francisca Garcia Sirqueira, Bruno Garcia Sirqueira e em especial a Diego Garcia Sirqueira pelo desenvolvimento dos desenhos de projeto gráfico

utilizados nessa dissertação. Tio, tia e primos, sou grato por me receberem tão bem e por abraçarem minhas ideias sem medir esforços para transforma-las em realidade.

Aos programadores de sistema Renan Justino, Maria Luiza Milan Souza e André Henrique Carleci pela impecável competência em criar soluções tão eficientes para os fins desta dissertação e pela disponibilidade integral para o cumprimento dos prazos necessários.

Sou imensamente grato a todos por acreditarem.

Ao Professor Doutor Luís Ferreira Monteiro Neto (Lula) por ser como um segundo pai e maior incentivador acadêmico desde o início da minha graduação. Jamais esquecerei seus conselhos e apoio nos momentos mais difíceis.

À Professora Mestre Daniela Aparecida Sussai por seu apoio, aconselhamento e cumplicidade pessoal e profissional em todos esses últimos anos. Sua amizade, alegria e acolhimento trouxeram conforto nos momentos mais difíceis.

Ao Professor Doutor Cassio Gustavo Santana Gonçalves pelas horas de apoio e pela disposição em ajudar sem jamais medir esforço algum. Sua bondade e humildade me ajudaram a chegar até aqui.

À toda a equipe da pós-graduação da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto – USP pela maravilhosa receptibilidade, competência e auxílio durante todos os anos de estudo.

E finalmente, ao orientador Professor Doutor Ricardo Augusto Barbieri pela oportunidade como seu aluno e por todos esses anos de experiência, ensinamentos e disponibilidade que tanto contribuíram para meu crescimento acadêmico. Obrigado por acreditar no meu projeto e principalmente por acreditar no meu potencial.

À todos aqueles que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão deste trabalho, meus mais sinceros agradecimentos.

“Olhar o que todo mundo já olhou, e ver o que ninguém mais viu.” (MYERS, 2010, p. 174).



## RESUMO

BRAGA, S. G. **Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de mobilização miofascial com feedback online.** 2023. Dissertação (Mestrado em Atividade Física e Esporte - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023).

A mobilização dos tecidos moles assistida por instrumento (*Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization – IASTM*) é comumente utilizada por profissionais da saúde para restaurar a integridade estrutural e funcional do tecido miofascial. Porém, até o presente momento não há consenso acerca da magnitude ideal de pressão a ser utilizada, assim como não há um instrumento capaz de controlar a pressão exercida sobre o tecido. Objetivo: O presente estudo tem como objetivo construir um instrumento IASTM sensorizado e desenvolver um sistema de aquisição de dados biológicos, baseado em Arduino, para mensuração de valores de pressão com *feedback online*. Métodos: Foi desenvolvido um instrumento IASTM sensorizado, dotado de um transdutor de pressão para captura dos dados e, foram desenvolvidos dois sistemas de aquisição de dados de força. O primeiro foi criado com a *National Instruments*, utilizando a plataforma *LabView*, amplamente utilizada para aquisição de dados. O segundo sistema foi desenvolvido baseado em Arduino e utiliza componentes de fácil aquisição pela internet. As fases de testes foram realizadas em três etapas e repetidas em dois dias com intervalo de 24 horas, para verificar variações no sinal de tensão de um dia para o outro. Na primeira etapa foi realizada a conferência da quilagem das amostras. Na segunda etapa um sistema e uma das células de carga foram selecionadas de forma aleatória e realizada a calibração do sistema. Na terceira etapa foi iniciado a aquisição de dados do sistema. Os pesos foram repousados sobre a célula de carga e o programa acionado por um período de 30 segundos para mensuração dos valores de pico máximos e mínimos das amostras. Após a captura de sinal, as amostras eram registradas em uma planilha de *Excel* para análise. O processo era reiniciado com outra amostra de peso escolhida de forma aleatória. Cada célula de carga foi experimentada com cada um dos sistemas. O sinal capturado pelos sistemas de aquisição de dados foi comparado para observar seu nível de equivalência. Resultados: Não houve diferenças significativas entre o teste realizado no primeiro dia e o reteste realizado no segundo dia para os sistemas *National Instruments* e Arduino. Também não houve nenhuma diferença significativa entre as médias das medidas realizadas entre os dois sistemas. Além disso, o coeficiente de variação entre o teste e reteste do sistema da *National Instruments* e Arduino foram mínimos. Conclusão: Os resultados mostraram uma equiparidade entre a capacidade de aquisição de dados dos sistemas testados, o que sugere que o sistema *National Instruments* e o sistema baseado em Arduino são equivalentes a nível de precisão de mensuração, atuando com rigor operacional semelhante.

Palavras-chave: Fásia muscular. Mobilização fascial. IASTM. Inovação. Tecnologia.

## ABSTRACT

BRAGA, S. G. **Desenvolvimento de um dispositivo sensorizado para aplicação da técnica de mobilização miofascial com feedback online.** 2023. Dissertação (Mestrado em Atividade Física e Esporte - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2023).

Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization (IASTM) is commonly used by movement professionals to restore the structural and functional integrity of myofascial tissue. However, until now, there is no consensus on the ideal magnitude of pressure to be used, just as there is no instrument capable of controlling the pressure exerted on the tissue. Objective: This study aims to build a sensorized IASTM instrument and develop a biological data acquisition system, based on Arduino, for measuring pressure values with online feedback. Methods: A sensorized IASTM instrument was developed, equipped with a pressure transducer for data capture, and two force data acquisition systems were developed. The first instrument was created with the National Instruments, using the LabView platform, widely used for data acquisition. The second system was developed based on Arduino and uses components that are easy to buy over the internet. The test phases were carried out in three stages and repeated over two days with an interval of 24 hours, to verify variations in the voltage signal from one day to the next. In the first stage, the weight of the samples was checked. In the second step, a system and one of the load cells were randomly selected and the system was calibrated. In the third stage, the acquisition of system data was started. The weights were rested on the load cell and the program activated for a period of 30 seconds to measure the maximum and minimum peak values of the samples. After capturing the signal, the samples were recorded in an *Excel* spreadsheet for analysis. The process was restarted with another randomly chosen weight sample. The signal captured by the data acquisition systems was compared to observe its level of equivalence. Results: There were no significant differences between the test performed on the first day and the re-test performed on the second day for the National Instruments and Arduino systems. There was also no significant difference between the means of measurements taken between the two systems. Furthermore, the coefficient of variation between the test and retest of the National Instruments and Arduino system was minimal. Conclusion: The results showed a match between the data acquisition capacity of the tested systems, which suggests that the National Instruments system and the Arduino-based system are equivalent in terms of measurement accuracy, acting with similar operational rigor.

Keywords: Muscle fascia, fascial mobilization, IASTM, innovation, technology.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação ilustrativa da ponte de Wheatstone com quatro braços resistivos.....	37
Figura 2 - Organograma do plano de trabalho desta dissertação .....	42
Figura 3 - Ferramenta IASTM Edge Tools.....	44
Figura 4 - Desenho do protótipo de dispositivo IASTM sensorizada com célula de carga modelo SPLT. .....	45
Figura 5 - Ilustração gráfica do protótipo dois do dispositivo IASTM sensorizado com design em “S”. .....	46
Figura 6 - Projeto geral da plataforma de sustentação com medidas de dimensões. ....	47
Figura 7 - Componentes de encaixe da plataforma de sustentação a base côncava do dispositivo IASTM Edge sensorizada.....	47
Figura 8 - Fotografia do Protótipo dois construído do dispositivo IASTM sensorizado com célula de carga SPLT e prolongamento da empunhadura alongada em 20mm.....	48
Figura 9 - Célula de carga modelo SPLT, com dimensões de 80 mm x 12,7 mm x 12,7 mm.....	49
Figura 10 - Amplificador MKTC-05 da MK controle e Instrumentação.....	50
Figura 11 - Dispositivo multifuncional USB-6000 da National Instruments.....	50
Figura 12 - Painel frontal e diagrama de blocos da interface Labview respectivamente.....	51
Figura 13 - Painel frontal do protótipo de VI com todos os controladores em uma única visualização. .....	52
Figura 14 - Módulo HX711 com amplificador interno e conversão analógico/digital de 24 bits.....	54
Figura 15 - Placa de microcontrolador Arduino Nano V3.....	55
Figura 16 - Layout da interface com controladores de calibração e mensuração. ....	56
Figura 17 - Representação ilustrativa das etapas e procedimentos da coleta de dados.....	57
Figura 18 - Organograma dos procedimentos de cada etapa. ....	58
Figura 19 - Verificação das amostras de peso.....	59
Figura 20 - Amostras de pesos de referência para coleta de dados etiquetadas.....	60
Figura 21 - Calibração da referência "Reference 1" na fase de testes do sistema National Instruments. .....	62
Figura 22 - Regressão entre as medidas de teste e reteste realizadas com o sistema da National Instruments (NI).....	68
Figura 23 - Regressão entre as medidas de teste e reteste realizadas com o sistema Arduino.....	69
Figura 24 - Comparação entre os sistemas Arduino e National Instruments (NI). ....	70

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores descritivos dos pesos de referência .....	65
Tabela 2 - Valores descritivos das medidas realizadas com o equipamento .....	66
Tabela 3 - Valores médios teste e reteste.....	67
Tabela 4 - Valores de coeficiente de variação entre teste e reteste e entre os sistemas de aquisição dos dados.....	70

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	15
2 OBJETIVOS .....	17
2.1 Objetivo Geral .....	17
2.2 Objetivos Específicos .....	17
3 HIPÓTESE.....	18
4 JUSTIFICATIVA .....	18
5 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	19
5.1 FÁSCIA MUSCULAR .....	19
5.1.2 Histórico .....	19
5.1.3 Anatofisiologia .....	21
5.1.4. Biomecânica .....	21
5.2 MOBILIZAÇÃO FASCIAL .....	22
5.2.1 Técnicas manuais de liberação miofascial .....	23
5.2.2 Técnicas instrumentais de liberação miofascial .....	24
<i>Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization - IASTM</i> .....	24
5.2.3 Emprego do IASTM em pesquisas.....	25
5.3 CAPTURA DE DADOS BIOLÓGICO .....	35
5.3.1 Célula de carga .....	35
Fonte: Aatoria própria.....	37
5.4 AQUISIÇÃO DE DADOS DE FORÇA .....	37
5.4.1 Conversor analógico/digital .....	37
5.5 SISTEMAS DE PROCESSAMENTO DE DADOS.....	38
5.5.1 Processamento e análise de dados .....	38
5.5.2 <i>National Instruments</i> .....	38
<i>Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)</i> .....	39
5.5.3 Sistema Arduíno.....	40

6 PLANO DE TRABALHO .....	41
7 MATERIAIS E MÉTODOS .....	42
7.1 INSTRUMENTO IASTM SENSORIZADO .....	42
7.2 SISTEMAS PARA AQUISIÇÃO DE DADOS DE FORÇA .....	49
7.2.1 Plataforma <i>Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)</i> .....	49
Processo de desenvolvimento .....	49
7.2.2 Sistema baseado em Arduíno .....	52
Processo de desenvolvimento .....	52
7.2.3 Desenho experimental .....	56
Verificação de amostras de peso .....	58
Escolha do sistema de aquisição e calibração do sistema .....	61
Captura do sinal da amostra.....	63
8 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	64
9 RESULTADOS.....	64
10 DISCUSSÃO .....	71
11 CONCLUSÃO .....	75
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	76

## 1 INTRODUÇÃO

O tecido miofascial é compreendido como um componente de tecidos moles do sistema conectivo (SCHLEIP ET AL., 2012), envolve e se conecta a todos os demais tecidos do corpo, seja macroscópica e microscopicamente (DOMENICO e WOOD, 1998). Durante a rotina diária, a fáscia tende a apresentar mudanças estruturais as quais estão relacionadas ao estresse gerado pelo movimento, o que pode provocar aderências no tecido miofascial, resultando em restrições no deslizamento da fáscia sobre as estruturas que está conectada (LUCAS, 2004; SIMONS ET AL., 1998). Essas restrições são responsáveis por prejuízos musculoesqueléticos que influenciam na amplitude de movimento, atividade muscular, no sinergismo muscular e na manifestação precoce da fadiga muscular (SIMONS, 1996; GE, 2014; IBARRA, 2011; LUCAS, 2010 E 2004; TSAO ET AL., 2007).

Técnicas de mobilização da fáscia vêm sendo utilizadas por profissionais de saúde com o objetivo de restaurar a integridade estrutural do tecido miofascial e assim devolver sua funcionalidade (CHAITOW, 2017). A mobilização dos tecidos moles assistida por instrumento (*Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization – IASTM*), é uma técnica de mobilização miofascial que foi desenvolvida para facilitar a aplicação profissional, uma vez que este terá maior alcance dos tecidos e estruturas mais profundas da fáscia, contribuindo assim com a quebra de restrições cicatriciais, a liberação de aderências e proporcionando a melhora das disfunções do tecido miofascial (MCDONALD, 2016; YANG e WANG, 2005; GRINNELL, 2007; WOLFF e HINZ, 2009; ROMANGE ET AL., 2009; BROVE e CHAPELLE, 2013).

Entretanto, as pesquisas realizadas para observar a fundo os efeitos de tais técnicas, têm encontrado certas dificuldades relacionadas ao controle das variáveis utilizadas durante a aplicação prática, o que dificulta a padronização metodológica dos estudos (CHEATHAM ET AL., 2016) e abre vieses para diferentes interpretações dos resultados encontrados (ARROYO-MORALES ET AL., 2008; MONTEIRO ET AL., 2017A, 2017B; BEIER ET AL., 2009; HEALEY ET AL., 2014; MCDONALD ET AL., 2013). Essa grande variedade metodológica limita as conclusões que podem ser observadas em relação à eficácia e, principalmente, quanto às recomendações a serem seguidas para uma melhor prática clínica da técnica IASTM (CHEATHAM ET AL., 2019). Até o presente momento não há um consenso sobre as diretrizes ideais para a aplicação clínica e metodológicas das ferramentas, além das variáveis como número de sessões, escolha do instrumento ideal, técnicas de golpeamento, tempo de estímulo, angulação da ferramenta, cadência dos golpes e pressão exercida na aplicação (CHEATHAM ET AL., 2016 E 2019; MCMURRAY ET AL., 2015). Dentro dessas variáveis, a pressão utilizada pelos aplicadores durante a intervenção da técnica é a que mais apresenta divergências

e ausência de controle na bibliografia (CHEATHAM ET AL., 2016). Pesquisas anteriores mostraram uma importante relação entre o nível de pressão exercida no tecido e os efeitos da técnica IASTM (PRENTICE, 1994; DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLSSEN ET AL., 1999; LOGHMANI e WARDEN, 2009; WANG ET AL., 2013; IMAI ET AL., 2015), sendo que o controle da variável força de aplicação evidenciou que a magnitude de pressão exercida influencia diretamente os efeitos positivos a nível de cicatrização tecidual. (GEHLSSEN ET AL., 1999).

Alguns estudos tentaram controlar a aplicação de pressão durante a utilização da técnica, porém, fizeram uso de estratégias que apresentam muitas limitações para a realidade da prática clínica, dentre elas, destacam-se o uso de modelo animal como amostra, o que não condiz com a área de contato em modelo humano; o uso de equipamentos de alto custo, o que dificulta o acesso aos recursos; a não descrição total do processo de criação e desenvolvimento do sistema, o que inviabiliza a replicação do método; a resolutive em método subjetivo, o que limita o uso da alternativa de forma direta. Gehlsen et al (1999), analisaram as respostas fibroblásticas pela variação da pressão exercida durante a mobilização de tecidos moles, na tentativa de verificar se a técnica de IASTM promove a cicatrização através da aplicação controlada de microtraumas em ratos *Sprague-Dawley*. Os pesquisadores modificaram um instrumento IASTM especificamente para aplicação deste trabalho. Um transdutor de pressão foi incorporado à ferramenta e a mesma foi conectada a um computador. Com o auxílio de um programa computacional, as curvas de pressão foram exibidas no monitor e usadas para regular a pressão durante o tratamento, sendo consideradas pressão leve o valor de 0,5 N, para pressão média o valor de 1,0 N e para pressão extrema o valor de 1,5 N. Os resultados encontrados foram favoráveis ao efeito positivo da cicatrização da tendinite no tendão de Aquiles de ratos, a investigação mostrou que a proliferação e a ativação dos fibroblastos tendíneos é dependente da força mecânica aplicada durante o tratamento. Entretanto, as informações referentes à construção da ferramenta e ao funcionamento do *software* não foram relatadas na metodologia do trabalho, bem como o fato de que um equipamento construído para o modelo animal não é adequado para prática clínica em humanos em virtude de sua área de contato consideravelmente pequena.

Martonick et al. (2020), avaliaram a aplicação de 5 instrumentos IASTMs diferentes, entre eles o *Edge Tools®*, realizados sob uma plataforma de força durante 30 minutos por 11 profissionais devidamente treinados. O material usado para mimetizar o tecido biológico foi um simulador de pele para a prática de suturas (*Complex Tissue Model; Simulab Comporation©, Seattle, WA*) constituído por pele, gordura subcutânea, fásia e gordura pré-



peritoneal, sendo este anexado à uma plataforma de força (HE6X6; AMTI©, Watertown, MA) que serviu para quantificar as forças exercidas durante a aplicação da ferramenta. Os resultados do experimento evidenciaram um uso interprofissional de força pico média de 6,7 N e de força média de 4,5 N. Observou-se que num cenário de tratamento simulado, alguns fatores podem influenciar a quantificação de forças aplicadas, entre elas, a não existência de aderências miofasciais do simulador, assim como a medição da força resultante divergir a aplicada na força real em pele humana, bem como o fato de não existir *feedback* da amostra em relação a pressão experimentada. Por essas razões este estudo não poderia servir de base para quantificar a pressão no meio clínico. Outro dado importante é a grande variação de pressão utilizada pelos profissionais. O pesquisador sugere que futuras investigações sejam feitas em tecido biológico saudável para examinar as melhores aplicações clínicas do IASTM.

Apesar da falta de evidências da pressão ideal para uso clínico, existe um consenso que preconiza que a pressão adequada se encontra entre 100g (0,98 N) e 500g (4,90 N), segundo estudo realizado por Cheatham em 2021. Porém, este parâmetro foi definido com base em informação de percepção subjetiva de forças de aplicação, sem nenhum estudo real que de fato controlou a variável para verificação. Além disso, ainda não existe uma ferramenta prática e aplicável para uso clínico capaz de sanar este problema. O presente estudo propõe a criação de um instrumento de mobilização miofascial sensorizado com *feedback online*, podendo assim, quantificar os valores de pressão exercidos pelo terapeuta durante um ensaio clínico, a partir de um sistema de aquisição de dados de baixo custo, baseado em Arduino, capaz de realizar a aquisição destes dados e apresentá-los em tempo real. Este sistema será comparado com uma alternativa consolidada da *National Instruments*, considerada um sistema de aquisição de dados biológicos confiável.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 Objetivo Geral

Construir um instrumento de mobilização miofascial IASTM sensorizado com *feedback online* e um sistema de aquisição de dados acessível, utilizando Arduino, para mensuração de dados de pressão.

### 2.2 Objetivos Específicos

2.2.1 Construir uma ferramenta de aplicação prática com sensores de célula de carga para mensuração da pressão;

2.2.2 Adaptar do sistema Arduino para utilização na ferramenta sensorizada;

2.2.3 Construir de uma interface para *feedback online* da força produzida durante aplicação da pressão no instrumento.

### 3 HIPÓTESE

A hipótese desse estudo foi que a sensorização de um instrumento de mobilização miofascial com a aquisição de dados por meio do Arduino e o *feedback online* no *Labview* seriam capazes de mensurar com precisão a pressão exercida na extremidade do instrumento, possibilitando a aquisição de dados de força durante a aplicação clínica, e que o sistema de aquisição de dados desenvolvido com base em Arduino será equivalente a alternativa de sistema comumente usada com componentes da *National Instruments*. Esse novo sistema de aquisição de dados será capaz de apresentar os valores de pressão utilizados durante a prática em tempo real, tornando mais precisa a aplicação da mobilização e, dessa forma, possibilitar a criação de protocolos metodológicos e diretrizes que facilitem a prática clínica e de pesquisa.

### 4 JUSTIFICATIVA

Embora diversas pesquisas tenham abordado sobre a temática da fásia, até o presente momento, nenhuma conseguiu resolver a problemática da pressão exercida no tecido durante a aplicação, o que dificulta a identificação de uma faixa de pressão ideal cujos benefícios sejam realmente alcançados. Assim foi observado em alguns estudos, uma grande variação nos protocolos de aplicação da técnica, principalmente no que se refere a força utilizada pelo terapeuta durante a aplicação do instrumento sobre o tecido (BAKER ET AL., 2018; CHEATHAM ET AL., 2021; GEHLSSEN ET AL., 1999; VARDIMAN ET AL., 2015). Além disso, verificou-se que o nível de pressão utilizado pelo aplicador durante a sessão pode ser um fator determinante para os efeitos positivos da técnica (HAAS ET AL., 2013; GEHLSSEN ET AL., 1999), porém, a captação desses dados foi feita em um ambiente de difícil reprodução para prática clínica e acadêmica, apresentando limitações referentes ao custo, reprodutibilidade e adaptação com a realidade profissional.

A partir das informações anteriormente observadas, a criação de um instrumento de mobilização miofascial IASTM sensorizado, que possibilite a aquisição dos dados de forças no momento de sua aplicação e de um sistema computacional que apresente os valores obtidos pela ferramenta em tempo real, pode ser a solução para tais questionamentos em torno da quantificação de pressão durante as sessões terapêuticas.

## 5 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Durante toda a fase de fundamentação teórica desta dissertação, a literatura existente foi revisada utilizando a sintaxe desenvolvida pela plataforma *National Center of Biotechnology Information* (NCBI) utilizando as seguintes palavras, expressões e termos chaves: “*instrument assisted soft tissue mobilization*”, “*myofascial release*”, “*manual therapy*”, “*force pressure*”, “*device force sensing*”, “*force sensing*”, “*feedback force*”, “*acquisition system*”; e combinados segundo a lógica booleana “AND” e “OR”. Essa sintaxe foi realizada ao longo do desenvolvimento desta revisão desde 2021, tendo sua última atualização em fevereiro de 2023, resultando em um número total de artigos de 1056. Dos trabalhos encontrados durante esta busca, foram selecionados por conveniência baseada na temática da presente dissertação, os estudos que envolviam a criação e/ou desenvolvimento de instrumentos e programas para aquisição de dados biológicos no contexto de mobilização miofascial, em especial aos dados de aquisição de força de pressão, chegando a um total de 312 estudos. Após a aplicação dos critérios de exclusão, que consistia na eliminação de estudos que não abordavam especificamente os temas relacionados aos pontos anteriores a partir da leitura e da relevância do título, resumo e palavras chaves como: mobilização miofascial; *instrument assisted soft tissue mobilization*; IASTM; aquisição de dados de força; Arduino; *Labview*; apenas 78 artigos foram selecionados para a leitura na íntegra, sendo incluídos tanto trabalhos experimentais quanto revisões bibliográficas. Dentro dos trabalhos estudados, 45 deles investigaram os efeitos da intervenção IASTM em relação às variáveis neuromusculares, autonômicas e emocionais quanto ao seu uso em contexto clínico e esportivo, além de investigações que observaram efeitos morfofisiológicos. Dos 33 artigos restantes, 20 trabalhos abordaram possíveis alternativas de controle da variável pressão por meio de sensorização instrumental com aquisição de dados de pressão durante as terapias miofasciais e foram incluídos nesta revisão como material de embasamento do atual estado da arte do controle de pressão nestas intervenções. Os 13 trabalhos restantes, abordaram o desenvolvimento de outros tipos de dispositivos e sistemas de aquisição de dados biológicos em um contexto geral e foram incluídos no corpo desta revisão à nível de informação técnica.

### 5.1 FÁSCIA MUSCULAR

#### 5.1.2 Histórico

A mobilização miofascial foi compreendida como uma técnica de massagem sendo considerada como matriarca das terapias manuais, tendo relato de sua trajetória pela Índia,

Grécia, Japão e Roma. Estima-se que os gregos começaram a utilizar dessa técnica para o tratamento de lesões por volta de 300 anos a. C. (SOUSA, 2012) associando-a com a prática de exercícios e, conseqüentemente, com a boa forma física. Os gladiadores da época recebiam as intervenções regularmente com o intuito de aliviar a sensação de dor e de fadiga muscular, relatos de que até Júlio César fez uso da técnica tendo seu corpo friccionado por óleos (CASSAR, 2021).

Contudo, apenas recentemente as técnicas de mobilização miofascial vem ganhando atenção na área da saúde e do meio acadêmico, tendo como ponto de partida estudos da fáscia abordados principalmente nos livros de estudiosos como Thomas Myers, Leon Chaitow, Ida Rolf entre outros, assim como as contribuições de Huijin (1999): Transmissão de força; Purslow (2002): Estruturas do tecido conectivo; Langevin (2006): Mecanismos de sinalização; Grinnell (2007): Mecânica dos fibroblastos; Willard (2007): Continuidade fascial; Solomonow (2009): Ligamentos; Stecco (2009): Continuidade da anatomia fascial; Van der Wal (2009): Arquitetura da fáscia; Hinz e Gabbiani (2010): Fibrose e cicatrização de feridas; Ingber (2010): Mecanotransdução e tensegridade; Reed e Rubin (2010): Dinâmica hídrica; Tesarz et al. (2011): Neurologia da fáscia.

No ano de 2007 foi realizado o primeiro congresso internacional multidisciplinar sobre fáscia, o "*Fascial Research*", organizado pela *Harvard Medical School Conference Center*, em Boston e sediada no mesmo lugar. O evento contou com a presença de médicos, terapeutas, profissionais osteopatas e massoterapeutas e teve como premissa convidar os melhores pesquisadores para participar do evento e compartilhar seus achados com o público profissional. Esse congresso se repetiu por várias edições e o efeito dessas conferências para a divulgação dos trabalhos com fáscia foram fundamentais para a disseminação do tema, proporcionando um diálogo crescente entre os cientistas. Em 2020 foi realizado o primeiro congresso mundial da fáscia, o "*1st World Congress of fascia*", realizado em formato remoto em decorrência da pandemia de COVID-19.

Atualmente, os estudos sobre a fáscia e suas aplicações tomaram uma proporção maior para a temática esportiva e clínica, porém, ainda sem apresentar um consenso sobre as diretrizes ideais, uma vez que as variáveis que envolvem os resultados ainda não foram totalmente controladas, dentre elas o tempo de duração do estímulo, quantificação do nível de força/pressão exercidos, angulação da ferramenta, velocidade da aplicação e qualificação do terapeuta. Essa premissa reafirma a necessidade de novas pesquisas para que seja possível uma padronização metodológica, alcançando assim, resultados mais sólidos.

### 5.1.3 Anatofisiologia

O tecido miofascial pode ser compreendido como um tecido conjuntivo, composto principalmente por colágeno e elastina, que envolve cada músculo ou grupos musculares, mantendo-os em posição, mesmo quando se contraem (DANGELO e FATTINI, 2000; DOMINECO e WOOD, 1998). Servem como origem ou inserção para os músculos, constituem retináculos e fitas especializadas para os tendões, são vias de passagem para vasos e nervos e são condscendentes para o deslizamento de estruturas adjacentes (DANGELO e FATTINI, 2000). SCHLEIP ET AL. (2012) complementa a descrição da fáscia como sendo um sistema de tecidos conectivos que permeiam o corpo humano ou como tecidos fibrosos que estão incluídos num sistema de transmissão de força tensional do corpo.

Esse tecido tem a função de proteger, unir e conectar as estruturas as quais reveste, permitindo efeitos como transmissão de força, além de funções sensoriais relacionadas principalmente à sua capacidade de comunicação intracelular, servindo também como forma de armazenamento de energia por meio de sua íntima relação com tendões e aponeuroses (KUMKA e BONAR, 2012).

### 5.1.4. Biomecânica

A biotensegridade está relacionada à capacidade de comunicação intracelular sendo compreendida como o princípio de relação estrutural em que sua forma é garantida pelos comportamentos tensionais finitamente fechados, sob todos os aspectos contínuos de um sistema (FULLER, 1970). INGBER (1993) descreve o funcionamento das células comparando-as com estruturas de tensegridade pré-estressadas independentes estando estabilizadas e prontas para receber sinais mecânicos e convertê-los em bioquímicos, processo conhecido como mecânótransdução.

A Mecanotransdução pode ser descrita como inúmeras maneiras pelas quais as células respondem aos diferentes graus de carga: torção, tensão, cisalhamento, alívio, compressão, alongamento, inclinação e fricção, resultando em modificação rápida do comportamento celular e adaptações fisiológicas, incluindo expressão genética e resposta inflamatória. A mecânótransdução nos tecidos conectivos envolve processos de comunicação físico e químicos que ocorrem em células especializadas, tais como miofibroblastos e seu ambiente imediato, incluindo a rede de matriz extracelular (CHAITOW, 2017). Evidências mostram que alterações de tensão de tecido local podem influenciar a cura pós-traumática, via mecânótransdução, como por meio de mudanças na colagenase e/ou produção TGF- $\beta$ 1 (CHAITOW, 2017).

Na presença de tais alterações no tecido miofascial, seu funcionamento pode ser comprometido, reduzindo sua capacidade de deslizamento e provocando desarranjos neuromusculares relacionados à propriocepção e equilíbrio muscular (STECCO e STECCO, 2009). Langevin et al. (2011) sugeriu em seu estudo que estas alterações têm íntima relação com quadro doloroso. Myers (2009) completa que, em estado crônico, as alterações podem acarretar restrições dos tecidos moles, o que diminui o grau de liberdade articular, assim como o funcionamento da musculatura envolvida. A justificativa dessa teoria é a de que sob trauma e/ou estresse excessivo, a deposição de colágeno no tecido miofascial torna-se desorganizada, proporcionando a formação de aderências e fibroses (LANGEVIN, 2008 E 2011; DOMMERHOLT, 2012), o que pode limitar a amplitude de movimento, diminuindo a viscoelasticidade e resiliência do tecido, prejuízos no controle e coordenação motora também podem ser observados, além de desvios, e mau alinhamento postural e dor nos tecidos moles (CHAITOW, 2017). Entre as restrições miofasciais, a que mais se destaca na literatura é a formação de pontos gatilhos (*trigger points*), que é compreendido como um ponto extremamente irritável que surge no tecido muscular esquelético, sendo este um nódulo palpável hipersensível (SIMON ET AL., 1998).

## 5.2 MOBILIZAÇÃO FASCIAL

Com o intuito de reabilitar o tecido miofascial e restabelecer os níveis de funcionalidade muscular, as técnicas de liberação miofascial são utilizadas por profissionais da saúde, que executam estímulos específicos diretamente sob os tecidos e eliminam estas restrições fibrosas, através da dissolução dos pontos gatilhos e, assim, devolvem a harmonia da rede conjuntiva (MACDONALD, 2016).

No contexto clínico, várias patologias podem apresentar sintomas possíveis de serem amenizadas pelo uso de técnicas como as de mobilização do tecido miofascial, dentre elas podem ser citadas a fibromialgia (EKICI ET AL., 2009) e alguns tipos de câncer (BROWN ET AL., 2011). Ambas apresentam em suas condições clínicas sintomatologias relacionadas às alterações na tolerância e percepção da intensidade da dor, sensações de fadiga aumentadas e diminuição da qualidade de vida (CECA ET AL., 2017; BROWN ET AL., 2011; MOYER ET AL., 2004). O uso de técnicas de mobilização miofascial em pacientes portadores destas patologias trouxe benefícios ligados a melhora da qualidade de vida, promovida através dos efeitos positivos na melhora da rigidez do tecido muscular, melhora na sensação de fadiga, melhora nas variáveis emocionais e psicológicas, percepção e tolerância à dor generalizada,

além de devolver a mobilidade articular dos membros acometidos (CECA ET AL., 2017; STALL ET AL., 2014; CECA ET AL., 2020; VILLANUEVA ET AL., 2011). Pyszora et al. (2017) apresentou um estudo no qual a intervenção miofascial foi essencial em programas de fisioterapia multifacetárias promovendo efeitos positivos no estado de fadiga relacionados ao câncer em pacientes sob cuidados paliativos, em complemento, Villanueva et al. (2011) indicou a mesma eficácia sobre a perda de força muscular relacionada ao câncer em sobreviventes.

Pode-se afirmar que no ambiente esportivo e exercício físico, a mobilização do tecido miofascial oferece vários benefícios tendo sua aplicação favorável quanto a variáveis neuromusculares como alívio de tensão e rigidez, redução da dor muscular, diminuição do edema e espasmos muscular, melhora da amplitude de movimento, flexibilidade, recuperação da fadiga muscular, melhora do equilíbrio e estabilidade (PAOLINI, 2009; CRANE ET AL., 2012; BENEDITO ET AL., 2019; FLECKENSTEIN ET AL., 2017), sendo encontradas melhoras até mesmo nos níveis de potência, favorecendo o desempenho físico (STROINEY ET AL., 2018). Sua aplicação mostrou benefícios, dentre os quais se destacam a normalização das variáveis autonômicas (MORALES ET AL., 2008) relacionadas com a prática de exercícios e esportes de alta intensidade. Evidências sugerem que há uma melhora também nos efeitos psicológicos, sendo que estes responderam positivamente a utilização das técnicas de liberação miofascial, promovendo redução da percepção da fadiga (JAUCHE ET AL., 2019; RAHIMI ET AL., 2020; HEALEY ET AL., 2014; EDWARD ET AL., 2018).

### 5.2.1 Técnicas manuais de liberação miofascial

A terapia de liberação miofascial é compreendida como uma forma de terapia manual que envolve aplicação de um alongamento de longa duração e baixa carga ao complexo miofascial, o que proporciona uma restauração no comprimento ideal, auxilia na redução da dor e melhora da função (AJIMSHA ET AL., 2015). Sabe-se que pelo alongamento da fáscia restrita, essa terapia é capaz de restaurar o comprimento normal e as propriedades de deslizamento dos tecidos miofasciais, liberando também a pressão das estruturas à sensibilidade a dor, e assim, restabelecendo a mobilidade das articulações (KATRI ET AL., 2018).

O tratamento também pode consistir em repetidas fricções profundas no tecido miofascial, sendo possível utilizar proeminências ósseas como olecranos, articulações interfalanganas e metacarpo falangeanas e falanges distais sobre a miofascial densificada, criando hiperemia localizada por meio da fricção contínua (STECCO, 2009).

### 5.2.2 Técnicas instrumentais de liberação miofascial

Por outro lado, a aplicação da terapia manual pode acarretar alto estresse nas mãos do terapeuta, principalmente ao acessar estruturas faciais mais profundas, a conclusão a que alguns profissionais chegaram foi que a capacidade de palpar as fáscias superficial e profunda fica extremamente acentuada quando utilizam instrumentos, além diminuir relativamente o tempo de aplicação. A aplicação pode ser superficial ou profunda, dependendo da força e do instrumento, e seus resultados serão dependentes destas variáveis.

Alguns pesquisadores teorizam que a massagem friccional transversa criaria uma hiperemia traumática e poderia prevenir a formação de aderências no tecido (CHAMBERLAIN, 1982; CYRIAX, 1984). Pesquisas anteriores apontam uma relação entre o efeito da carga mecânica na produção e proliferação fibroblástica e gênese de colágeno com o tratamento de massagem de fricção instrumental, uma vez que estas ferramentas se tornam uma extensão das mãos, tornando-as mais sensíveis na detecção e tratamento (DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLEN ET AL., 1999; LOGHMANI e WARDEN, 2009; WANG ET AL., 2013; IMAI ET AL., 2015).

Estes instrumentos têm a capacidade de distinguir as restrições fasciais distais na cadeia cinética, permitem que o paciente sinta a restrição junto com o manipulador, auxiliam na redução do tempo de aplicação do tratamento e diminuem a tensão no profissional, sendo que esta última é uma das queixas dos terapeutas manuais, cujo movimento repetitivo ocasionou lesões em seus próprios corpos (ALBERT ET AL., 2007; SNODGRASS ET AL., 2003).

#### *Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization - IASTM*

A mobilização dos tecidos moles assistida por instrumento envolve o uso de ferramentas seguradas pelo profissional tornando-se uma extensão de suas mãos e, em muitos casos, potencializando os resultados clínicos percebidos pelo profissional aplicador em comparação a técnicas manuais. As ferramentas podem ser feitas de materiais variados, como pedra, aço inoxidável, madeira, plástico, vidro e cerâmica. Compreende-se que o IASTM, de forma não intuitiva, pode aumentar as habilidades palpatórias do clínico em detectar tecidos fibróticos e/ou densificados e permitir uma penetração mais profunda e sustentável (CHAITOW, 2017). Um estudo de Loghmani e Warden (2009) evidencia que a velocidade de recuperação e reabilitação do tecido também se mostram acentuados, além de promover uma redução significativa no estresse manual experimentado pelos profissionais aplicadores.

A técnica Graston® (Graston Technique, GT) pode ser considerada o método IASTM mais amplamente usado, sendo que este foi formalmente introduzido em 1994. A GT emprega



6 instrumentos de aço inoxidável com bordas chanfradas curvas e projetadas que se adaptam às várias curvas/formas/tecidos do corpo. O aço inoxidável tem uma qualidade de ressonância maior que outros materiais, permitindo que ele seja um sensor melhor da restrição do tecido (CHAITOW, 2017).

O protocolo IASTM baseia-se inicialmente no aquecimento do tecido, a fricção do instrumento pode causar calor suficiente para este efeito. A experiência clínica sugere que os instrumentos devem ser usados com a borda chanfrada para baixo. Vários tipos de manobras podem ser empregados: dedilhar, varrer, moldar, escovar. Durante a fase de aprendizagem da aplicação podem ocorrer hematomas, porém, experiências práticas têm demonstrado que resultados satisfatórios podem ser obtidos apenas provocando uma resposta de vermelhidão. O processo de inflamação local é necessário para estimular respostas de cicatrização e construção de novos tecidos conectivos (CHAITOW, 2017).

### 5.2.3 Emprego do IASTM em pesquisas

Como dito anteriormente, pesquisas mostraram que o emprego das técnicas IASTM são fundamentais para a restauração da integridade e ideal funcionamento da fáscia, sendo que esta, quando se encontra organizada, promove benefícios quanto à saúde clínica de pessoas portadoras de doenças crônicas e para atletas em fase preparatória ou competição. Porém, a dificuldade de controle de variáveis como a pressão exercida no tecido dificulta respostas assertivas quanto às melhores formas de aplicabilidade da técnica, sendo necessário quantificar e armazenar estes dados para posterior análise. Gehlsen et al. (1999), ressaltam que o aumento do número de fibroblastos está diretamente ligado a magnitude de pressão utilizada no momento da aplicação da técnica instrumental, o que evidencia que o controle da pressão sobre o tecido pode ser determinante para os reais efeitos da técnica.

Estudos realizados anteriormente (PRENTICE, 1994; DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLSSEN ET AL., 1999; LOGHMANI e WARDEN, 2009; WANG ET AL., 2013; IMAI ET AL., 2015), apresentam resultados positivos sobre o benefício da realização da técnica IASTM com uso de pressão elevada durante aplicação e correlacionam a magnitude de pressão exercida sobre o tecido com os efeitos positivos observados a nível de recuperação tecidual. Esses trabalhos evidenciam a determinação de respostas morfológicas frente ao estímulo de pressão exercida em tecidos conjuntivos de animais após lesão induzida cirurgicamente ou por enzimas colagenase. Observou-se um aumento na produção dos números de fibroblastos presentes no tecido em questão (DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLSSEN ET AL., 1999). Por complemento, observando em aspecto clínico, a estimulação mecânica aplicada às células pela mobilização

de tecidos moles com o IASTM tem papel significativo na modulação das funções celulares (GEHLSSEN ET AL., 1999; CHAITOW, 2017). Apesar da limitação da pesquisa, por conta do estudo realizado em ratos, ainda é notório a relação entre a proliferação e ativação de fibroblastos com o aumento da magnitude de força exercida. Uma vez que alterações morfológicas em tecidos conjuntivos, mais precisamente no que diz respeito a aumento no recrutamento e do número de fibroblastos, está diretamente relacionado com a promoção de restauração cicatricial (NORRIS, 1993). Estes achados acabam por corroborar com a hipótese de que o aumento no processo inflamatório gerado no tecido pelo atrito do instrumento IASTM, pode acelerar o ciclo cicatricial em virtude da magnitude de micro traumas produzidos com maiores pressões de aplicação.

As questões relacionadas à falta de consenso quanto às pesquisas dentro do IASTM apenas reforçam a importância de novos estudos e elaboração de diretrizes. Uma revisão sistemática apresentada por Cheatham (2021) elucida a problemática a partir da avaliação interprofissional, cuja amostras devidamente orientadas para a prática da técnica IASTM, evidenciam diferentes métodos de aplicação. A pesquisa em questão contou com a participação de 853 entrevistados. Nos resultados foi possível observar que 83% dos entrevistados usavam o IASTM em sua prática clínica e tinham uma média de 15 anos de experiência profissional. Sobre a questão da força exercida no tecido durante a aplicação do IASTM, 40,3% (n = 344) indicaram não saber quantificar a força que aplicam com a ferramenta durante o tratamento e 30,7% (n = 262) não tentaram quantificar a força de aplicação da ferramenta. No caso dos entrevistados que tentaram quantificá-la, de forma subjetiva, 2,9% (n = 25) usaram menos de 100g de pressão; 11,8% (n = 101) usaram de 100 a 250g de pressão; 3,2% (n = 27) usaram de 250 a 500g de pressão e 0,6% (n = 5) usaram acima de 500g pressão. Analisando esses dados, observa-se que 15 % (n = 128) estimaram uma força variando de 100 a 500g, o que é próximo ao *range* de forças (250–300g) que promoveram a cicatrização em animais de laboratório quando o IASTM foi aplicado após uma lesão ligamentar (LOGHMANI e WARDEN, 2009). Houve uma heterogeneidade nas respostas dos profissionais entrevistados, tanto na questão que envolvia tipo de técnica de mobilização, uso de IASTM, tempo de aplicação, técnica de golpe, angulação do instrumento e a força exercida. Tais inconsistências podem ser devido a diversidade de treinamento e experiência do entrevistado, treinamento de cada fabricante do IASTM e a falta de adesão às recomendações de tratamento. Esses achados apenas reforçam a importância de novas pesquisas que buscam preencher essas lacunas quanto às diretrizes clínicas.

Como previamente observado, há uma grande variedade de práticas IASTM sem controle algum do nível de pressão aplicado durante sua intervenção. Essa falta de controle e consenso interprofissionais dificulta a criação de diretrizes de recomendação, bem como protocolos precisos da prática clínica adequada. Visto que essa variável pode ser determinante para alcançar os possíveis benefícios do uso da técnica IASTM (MARTONICK ET AL., 2020), a elucidação da problemática sobre o controle da força utilizada pelo terapeuta pode ainda embasar as teorias de aplicação de outras intervenções miofasciais que usam ou não instrumentos em sua prática. Com o intuito de sanar essa problemática, pesquisadores vêm ao longo das últimas décadas apresentando propostas para possibilitar o controle da força de aplicação com o uso de instrumentos criados especificamente com esse propósito. A maioria desses protótipos são desenvolvidos a partir da criação de uma ferramenta ou instrumento que possibilite mensurar a força exercida pelo aplicador e de um sistema computacional que interprete esses valores mensurados e os apresente em tempo real para visualização profissional. Para elucidar melhor os trabalhos que objetivaram solucionar a problemática do controle de pressão, será apresentado nos próximos parágrafos os trabalhos encontrados sobre o estado atual da arte nessa temática nas últimas décadas, organizados em ordem cronológica para uma melhor visualização do avanço tecnológico e das soluções encontradas com o passar dos anos.

No trabalho de Gehlsen et al. (1999), a problemática foi resolvida a partir da criação de uma ferramenta de mobilização miofascial sensorizada para verificar de forma controlada as respostas dos fibroblastos frente a variação de pressão exercida nos tecidos moles. Um instrumento IASTM foi modificado especificamente para aplicação nos tendões de Aquiles de roedores. Esse instrumento possuía um transdutor de pressão incorporado à sua estrutura ao qual era conectado a um computador. Com o auxílio de um *software*, as curvas de pressão utilizadas durante a coleta eram exibidas em tempo real no monitor e usadas para regular a pressão de tratamento do aplicador. Os pesquisadores observaram que a proliferação e ativação de fibroblastos tendinosos do tecido extraído para análise, é dependente da força mecânica aplicada durante o tratamento utilizando o instrumento desenvolvido. Entretanto, além da amostra ser composta por modelo animal, o estudo não descreve como foi feita a sensorização deste instrumento, tampouco como foi desenvolvido o *software* de aquisição de dados utilizado para apresentar os valores de pressão durante a coleta, o que torna difícil a reprodução do estudo e aplicação para outros trabalhos.

Em 2002 outro estudo, desta vez realizado por Zoest et al. (2002), na tentativa de controlar a aplicação de força durante intervenções manuais na fásia foi criado um sistema de

medição de pressão palmar para mensuração de forças de contato manual com um sensor tridimensional. Esse instrumento era composto por um sensor de força piezoelétrico tridimensional da empresa *Kistler Instruments* com um amplificador de carga multicanal da mesma empresa, um conversor analógico-digital da *Advantech Co.* e um computador com o *software* de aquisição e apresentação de dados em tempo real, o *Labview* da *National Instruments*. O *software* aquisiçãoava as amostras do sinal de tensão a uma frequência de 50hz. Esse sistema de mensuração funcionou como um instrumento de treinamento para que praticantes e estudantes desenvolvessem sua percepção de força manual e habilidades de empregar força, bem como fornecer um *feedback* mais objetivo sobre as ações executadas. Por outro lado, o autor chama atenção para possíveis limitações de seu dispositivo, as principais delas em relação ao seu tamanho que desfavoreceu o contato aplicador-paciente, comprometendo o *feedback* total do profissional, além de inviabilizar sua aplicação em articulações e regiões vertebrais em decorrência do tamanho exacerbado da área de contato do instrumento. Segundo o próprio pesquisador, apesar de funcional, essas limitações inviabilizam a aplicação do protótipo no manuseio clínico real.

No estudo de Zeng et al. realizado em 2008, foi criada uma estrutura robótica completa para mimetizar a aplicação longitudinal de uma intervenção miofascial manual. O protótipo robótico incluiu em seus componentes um sistema de movimento linear controlado por computador com a função de aplicar a carga compressiva e um atuador pneumático para executar os golpes em direções longitudinais. A carga compressiva era aplicada através de uma esfera de policloroeteno e imposta sobre a musculatura de coelhos, estes tinham o membro alvo fixado na estrutura para evitar vibrações e movimentos da extremidade. Para a mimetização da frequência de golpes os estímulos longitudinais foram controlados por um atuador pneumático linear de modo a assemelhar-se com as pontas dos dedos e a palma da mão. O controle da velocidade de deslocamento da esfera foi realizado utilizando uma bomba de ar comprimido com regulador pneumático e as forças imprimidas na musculatura do coelho eram registradas usando um sensor de força *Pasco Inc.* Os dados registrados eram transferidos para o computador e interpretados em um sistema de aquisição de dados *National Instruments* para posterior análise. Uma câmera de vídeo digital monitorou a sessão de aplicação para realização da análise da velocidade por meio dos quadros de vídeo capturados. A ferramenta alcançou seu objetivo e mimetizou com precisão a fricção e o deslizamento de movimentos longitudinais durante massagem terapêutica. Porém, o autor chama a atenção para algumas limitações de seu uso, como a diminuição da força de aplicação durante os primeiros momentos do experimento em decorrência do estado de relaxamento alcançado pela musculatura no coelho após poucos

estímulos. Este evento causou uma diminuição do contato ideal da ferramenta com o tecido muscular, visto que o robô utiliza doses de ataque calculadas com base em único valor. Outra limitação apontada pelo autor foi a flutuação de força de pressão em decorrência do impacto mecânico entre o pistão e o cilindro do atuador pneumático, o que resultava em uma redução na velocidade de movimentação da esfera que realizava a pressão. Além das limitações relatadas pelo pesquisador, podemos considerar que a estrutura desenvolvida, apesar de eficiente, necessita de um grande suporte de componentes, dentre eles um compressor, uma câmera digital e os próprios mecanismos de fixação e movimento da estrutura, o que torna inviável seu uso na realidade clínica de tratamento.

Loghmani et al. em 2009, criaram uma alternativa relativamente simples para controlar a pressão de aplicação de uma intervenção miofascial com IASTM GT6 da *Gastron Technique* em sua investigação sobre seus efeitos na cicatrização de ligamentos colaterais mediais lesionados. Na ocasião, o pesquisador realizou a aplicação do instrumento em ligamentos colaterais mediais de modelos animais sobre uma plataforma de força com pressão sinestésicamente controlada. A faixa de pressão escolhida era controlada através da visualização dos valores no visor da plataforma de força. Essa solução possibilitou a obtenção de resultados positivos quanto a melhora da restauração do tecido e cicatrização dos ligamentos lesionados, observados via microscopia de luz e microscopia eletrônica de varredura em decorrência da magnitude de pressão utilizada. Apesar da solução encontrada pelo autor neste trabalho, o mesmo abre adendos para limitações do método, principalmente em relação a aplicação em modelo animal o que limita a possibilidade de prever o cenário clínico. Além disso, a aplicação de intervenções miofasciais sobre plataforma de força foge das possibilidades de aplicação em realidade clínica, tornando inviável a reprodução do método em humanos.

No mesmo ano, Lee et al., (2009) em seu trabalho sobre a determinação dos efeitos da intervenção manual na excitabilidade do conjunto de motoneurônios do flexor radial do carpo, criou um instrumento de controle de pressão baseado em uma luva sensorizada. Um sensor de pressão flexível e ultrafino (0,1 cm) da *Pressure Profile Systems* foi montado no polegar do aplicador, possibilitando o registro de força durante a intervenção. A taxa de massagem foi de 0,5Hz e cronometrada por um programa de bipe semelhante a um metrônomo em um computador. Um programa criado com o *software Labview* foi desenvolvido e utilizado para monitorar as pressões momentâneas e cumulativas em tempo real, além de alertar com um bipe quando o aplicador excedia o valor alvo. O dispositivo foi assertivo quanto a controlar a variável pressão de aplicação e seus resultados mostraram que a intervenção pode ser eficaz em reduzir neurologicamente a excitabilidade do pool do flexor radial do carpo e de seu

conjunto de motoneurônios. Entretanto, esse protótipo permitiu a aplicação da intervenção em uma área retangular de aproximadamente 2 e 3,5cm do tecido amostral, o que limita sua utilização em regiões com grandes grupos musculares.

Tuttle e Jacuinde em 2011, controlaram a pressão dos aplicadores da terapia manual com a criação de um dispositivo simples e de baixo custo. Este dispositivo tem a capacidade de medir, exibir e armazenar os dados das forças aplicadas em um único ponto da área cervical durante a aplicação da técnica manual, consiste em um sensor de força pontual que seria posicionado no tecido e então receberia tensão de força do polegar do aplicador. O projeto do dispositivo foi idealizado com a proposta de ser uma ferramenta simples de usar e calibrar, de baixo custo e contar com um *feedback* em tempo real sobre a magnitude da força. A proposta visava que sua construção se desse a partir de peças com fácil aquisição e sem exigir habilidades altamente especializadas. Para a construção do dispositivo foram usados sensores de pressão *Flexiforce* da *Tekscan Inc.* de baixo custo que então eram posicionados entre protetores de silicone arredondado para garantir que a força fosse distribuída em uma área constante. Foi usada fiação simples e a placa de som do computador no lugar de um conversor analógico digital externo. Um *software* personalizado foi desenvolvido para processamento de sinal, este produz uma saída de onda senoidal contínua do conector de fone de ouvido do computador. O *software* lê a intensidade do sinal de retorno, converte o valor em uma força equivalente e exibe a força como um valor instantâneo em um gráfico de série temporal. Um nível de força alvo era exibido no gráfico e, os dados de força poderiam ser salvos para posterior revisão. Como resultado, o dispositivo é colocado contra uma superfície plana e a força é aplicada com o polegar ou o dedo possibilitando a obtenção de uma estimativa das magnitudes das forças aplicadas. Observou-se que o dispositivo pode fornecer um *feedback* útil para os alunos que estão aprendendo habilidades de terapia manual. Apesar de alcançar a proposta de construção de um dispositivo de baixo custo, a solução pode mensurar apenas de forma pontual as forças de aplicação da intervenção, esse fato limita o uso desta alternativa para a realidade da prática clínica.

Em 2013, Wang et al. desenvolveu um dispositivo robótico baseado na solução criada por Zeng em 2008. O dispositivo consiste em um sistema de movimento para aplicação de cargas mecânicas em tempo real com parâmetros controlados na extremidade inferior do músculo de pequenos animais. Seus componentes se resumiam a um sensor de força de dois eixos projetado sob medida para mensurar os valores de pressão, uma estrutura sólida para dar suporte e auxiliar no posicionamento dos membros e um computador para controle do movimento e aquisição de dados. O sistema de movimento foi composto por dois eixos de

motor de passo da *Oriental Motor Co.* posicionados ortogonalmente um ao outro. Cada motor foi conectado a um acionador helicoidal linear em uma pista deslizante bidirecional. As pistas de posicionamento eram dispostas em posição horizontal para fixação ao solo e verticalmente para o bloco deslizante. Os motores eram controlados por computador usando um sistema de aquisição de dados da *National Instruments*. O dispositivo possibilitou o controle e a quantificação das variáveis de aplicação e a concluiu que maiores cargas de pressão durante a intervenção reduzem a deterioração do tecido e ajudam no processo de recuperação. Entretanto, o autor chama atenção para algumas limitações do trabalho, inicialmente quanto ao modelo animal, sua influência na análise de dados e sua extrapolação para a condição humana e, adiante com limitações quanto ao posicionamento do membro, onde seu eixo longitudinal foi alinhado com a pista deslizante o que causou um estiramento exagerada no membro e limitações quanto a necessidade de anestesia, o que pode afetar as propriedades físicas do tecido em decorrência do nível de tensão muscular ser afetados pela profundidade da anestesia. Outra limitação ainda se enquadra quanto a complexidade da estrutura, o que dificulta o uso deste dispositivo em aplicações da rotina clínica.

Vardiman et al. em 2014, para um controlar mais precisamente a variável de pressão da intervenção, sensorizou um instrumento *Gastron*. Para o processo de sensorização, o autor integrou sensores de pressão e carga da *Flexiforce* sobre a superfície do instrumento na tentativa de garantir precisão dos padrões ao longo do protocolo. Com essa solução, as medidas de pico e pressão média para cada quadrante de tratamento foram registradas. Os dados coletados pelo sensor de força foram adquiridos e interpretados pelo *software* ELF™ da *Tekscan*. Apesar de sua ideal aplicabilidade, a limitação dessa solução se dá em relação ao custo de seus componentes que, em pesquisa prévia no site da marca ([www.tekscan.com](http://www.tekscan.com)), mostrou-se relativamente alta. Além disso, não foram encontradas informações sobre a durabilidade do sensor quando submetido a rotina da prática clínica em constante fricção.

No ano seguinte, Imai et al. (2015), solucionou o problema do controle da pressão com um treinamento prévio do aplicador, utilizando um sensor de força projetado pela *Tekscan Inc*, o *Sensor K-Scan* modelo 6900 com uma ferramenta IASTM da *Gastron Technique*. Esse dispositivo permite o acompanhamento da força aplicada sobre o sensor em tempo real e por essa razão foi utilizado para promover o treinamento do avaliador da pesquisa antes do experimento em tecido animal. Após a prática consistentemente em uma pressão de 1,5 N o avaliador pode, de forma subjetiva, reproduzir a aplicação do instrumento IASTM com a pressão de aplicação treinada em tendões de Aquiles de coelhos. Esse método foi utilizado para verificar o efeito da terapia com IASTM na cicatrização em modelo animal com tendinopatia

de Aquiles. Com esse controle de pressão, o autor relata achados biomecânicos e histológicos em que os tendões de Aquiles tratados com IASTM apresentaram melhor recuperação da função mecânica em comparação com os tendões controle. Apesar da solução encontrada para este trabalho, este método se mostra limitado para controle da pressão, uma vez que se trata de uma medida subjetiva de controle baseada em treinamento e reprodução da sensação de pressão.

O pesquisador Loghmani et al. em 2016, voltaram seus esforços para projetar um protótipo de sistema mecanoterapêutico de sensor de movimento e força IASTM que fornecesse a quantificação em tempo real. Como resultado foi desenvolvido o dispositivo de manipulação de tecidos moles quantificável (*Quantifiable Soft Tissue Manipulation - QSTM™*). Um sistema que incluiu um dispositivo IASTM ergonomicamente projetado, que utiliza alta tecnologia de sensores associada a tecnologia computacional e comunicação de última geração. Os dados de movimento e força são transmitidos para o computador por meio dos sensores e exibe informações de força, ângulo e padrão de movimento em tempo real. O sistema ainda é capaz de detectar as irregularidades das forças reativas causadas pelas restrições do tecido miofascial, o que auxilia no exame da qualidade do tecido mole. Em testes preliminares o dispositivo mostrou-se altamente eficiente e preciso. Em contrapartida, a alta sofisticação do equipamento resulta em um valor de aquisição igualmente elevado o que dificulta sua acessibilidade.

Ainda em 2016 um dispositivo foi patenteado por Alotaibi et al. (2016), consistindo no projeto de um sistema de mecatrônica IASTM para aplicação localizada de pressão, semelhante a ferramenta de tratamento GT-3 (*Gastron Technique*). O protótipo utiliza uma célula de carga tridimensional, que possibilita medições de todos os componentes de força, do modelo USL06-H5-500N-C, da *Tec Gihan Co. Ltd* e utiliza um filtro e amplificador de sinal externo DAS-03A fornecido pela mesma empresa. Para a aquisição e interpretação dos dados foi utilizado o *software Labview* da *National Instruments*. Um microcontrolador *IMUduino* foi selecionado para realizar a mensuração de ângulos de orientação conectados ao computador. Em conclusão, o dispositivo foi considerado preciso e estável durante o modo operacional. Em contrapartida, essa solução tem um custo alto equivalente à sua complexidade e grande parte dos seus principais componentes não são facilmente encontrados e carecem de exportação para compra, o que dificulta sua replicação.

Um protótipo semelhante foi idealizado por Everingham et al. em 2019, os quais desenvolveram em sua pesquisa um dispositivo portátil, porém capaz de auxiliar no controle da aplicação de forças compressivas e frequências de golpes durante tratamentos IASTM. O



dispositivo foi composto por um sensor de força uniaxial em uma estrutura semelhante a uma ferramenta *Gastron*, um módulo de aquisição de dados da *National Instruments* e um *tablet*. O software personalizado para processamento e interpretação dos dados foi criado utilizando o *Labview* também da *National Instruments*, o mesmo serviu para orientar a aplicação sobre os parâmetros de carga especificados pelo aplicador e registrar dados de força. O programa possibilita o controle de duração do tratamento, pico de força compressiva e frequência de curso, além de criar um sinal sonoro que indica quando iniciar e terminar os golpes da ferramenta, determinando sua frequência. Para validação experimental, o dispositivo foi usado para aplicar uma série de tratamentos IASTM durante três semanas em roedores com lesão ligamentar induzida, controlando as variáveis de força compressiva e a frequência do curso. Em suma, este estudo forneceu a validação desse instrumento intuitivo. Entretanto, o autor chama atenção para uma limitação encontrada que se dá ao fato de o dispositivo medir apenas o componente da força axial e, portanto, requer que o eixo seja mantido em ângulos superiores a 70 graus em relação à superfície de apoio. Outra limitação que pode ser observada diz respeito às dimensões do dispositivo, o que não favorece sua aplicação em estruturas teciduais mais extensas.

Um estudo realizado por Martonick et al. em 2020, também optou pela resolutiva adotada por outros pesquisadores que consiste na aplicação da técnica em um cenário simulado com o uso de um tecido biológico sintético e uma plataforma de força. Neste trabalho o autor teve como propósito examinar as forças de aplicação IASTM em profissionais treinados para este procedimento e contou com uma simulação de tratamento clínico que consistia em realizar a intervenção em tecido biológico sintético que mimetiza o tecido humano, composto por camadas de pele, gordura subcutânea, fásia e gordura pré-peritoneal confeccionada pela *Complex Tissue Model* da *Simulab Corporation* fixado sobre uma plataforma de força modelo HE6X6 da AMTI, o que possibilitaria a aquisição dos valores de pressão exercida pelos profissionais durante a aplicação no tecido sintético. Os dados coletados foram adquiridos pelo *software NetForce* da mesma empresa fabricante da plataforma de força (AMTI), após aquisição, os dados foram exportados para o *software MATLAB* e filtrados usando um filtro passa-baixos *Butterworth* a 10Hz. A abordagem possibilitou a observação de valores de força pico e força média exercida pelos participantes usando diferentes tipos de ferramentas IASTM. Entretanto, o autor relata suas limitações voltadas para a aplicação deste método em cenário simulado, o que pode influenciar a aplicação de força do profissional em decorrência de questões ergométricas da simulação, como altura da mesa, tecido sintético e golpes aplicados

apenas em direção unilateral. Tais limitações distanciam a associação exata da experiência à prática clínica real.

Os últimos trabalhos publicados sobre alternativas de controle de pressão de aplicação durante intervenções miofasciais foram publicados por um grupo de pesquisadores e tiveram como metodologia os mesmos parâmetros adotados anteriormente no estudo de Martonick et al. (2020). No estudo de Stevenson et al. (2021) foi quantificada a amplitude da força impressa por profissionais durante uma simulação de tratamento com IASTM, utilizando uma plataforma de força para mensurar a variável. A pesquisa contou com profissionais que possuíam treinamento especializado IASTM, que executaram movimentos de varredura com cinco instrumentos diferentes. A avaliação individual apresentou forças de pico máximas que variaram de 4,2 a 21,3 N e forças mínimas variando de 1,1 a 11,2 N. Já o estudo piloto de Syeda et al. (2022), seguindo a mesma metodologia e equipamento, revelou uma variação de força pico máxima de 7,1 a 9,0 N e uma variação de força pico mínima de 1,0 a 1,6 N. Por fim, no trabalho que se seguiu ao estudo piloto, usando a mesma metodologia e equipamentos de controle de pressão, Duffy et al. (2022) encontram uma variação na força pico máxima que vai até 8,8 N e força pico mínimas de até 2,6 N. Em suma, os autores concluem que a estimativa da força exercida apresenta certa discrepância e completa observando que até a instrumentação para quantificação de forças exercidas durante a técnica IASTM se torne mais acessível, haverá dificuldade para os profissionais julgarem com precisão qual magnitude de força está aplicando no tecido. Nestes estudos, os autores apontaram limitações acerca de sua representação para a prática clínica, principalmente em relação ao cenário de tratamento simulado, onde o tecido sintético não apresenta restrições de tecido. Outra limitação apontada pelos autores refere-se a questões ergonômicas das condições de aplicação que foram adotadas em discrepâncias das usualmente enfrentadas na rotina clínica.

Em resumo, conforme os relatos destes achados bibliográficos, é possível observar que de fato o controle da variável força de aplicação profissional é importante para protocolos mais precisos de intervenção clínica e de importância equivalente a nível metodológico de pesquisa. Indo além, a variável é mais de uma vez associada com a determinância dos efeitos da intervenção IASTM, mostrando ser realmente um parâmetro necessário a ser estudado para trazer definições mais precisas sobre o efeito deste tipo de tratamento sobre seu uso em situações de acometimento em tecidos humanos. Apesar de mais de uma vez ao longo das duas últimas décadas soluções serem encontradas para esse problema, pode-se verificar que várias limitações são relatadas pelos próprios pesquisadores, principalmente a nível de sua utilização para a realidade clínica, o que torna essas soluções, mesmo que funcionais, difíceis de serem

adotadas para a elaboração de diretrizes confiáveis para a prescrição e prática profissional. Outro ponto a que se pode atentar, é a iminente impossibilidade de usar grande parte dos dispositivos desenvolvidos na rotina profissional desses usuários, uma vez que são em devida particularidade, de custo financeiro elevado, alta complexidade de reprodução, irreprodutíveis em humanos ou subjetivas a nível procedimental. Até onde foi possível observar, até o momento não foi atrelado a um único dispositivo as funcionalidades adequadas para o uso em humanos, precisão procedimental e acessibilidade financeira para profissionais e pesquisadores. Os mesmos adendos podem ser associados quanto aos sistemas de aquisição de dados utilizados pelos pesquisadores em suas soluções. Em sua maioria, fizeram uso de softwares de alta qualidade de confiabilidade, porém, estes podem ser de difícil acesso financeiro, uma vez que são desenvolvidos para trabalhar em sinergia com os componentes da mesma empresa fabricante. Esse fato tende a encarecer os custos de equipamentos deste segmento, o que dificulta o acesso a pesquisadores e profissionais da área. Uma alternativa de sistema de aquisição de dados biológicos, com capacidade e qualidade similar ou equivalente para estes dispositivos IASTM sensorizados com a facilidade de ser integrado com componentes de *hardware* e *software* de baixo custo, facilitaria de forma significativa o uso desses dispositivos na prática clínica profissional, o que tornaria de fato palpável o uso das informações sobre controle da variável pressão na realidade prática de terapeutas e profissionais da área, bem como sua replicação no cenário acadêmico.

### 5.3 CAPTURA DE DADOS BIOLÓGICO

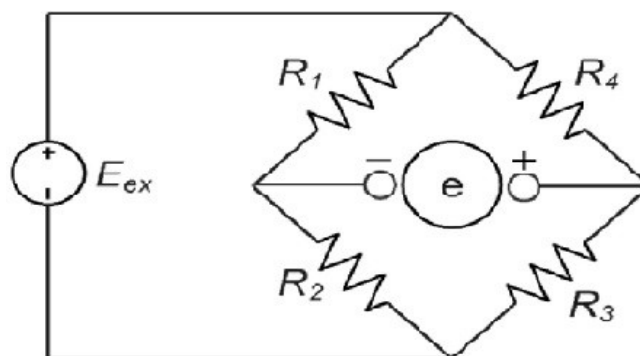
#### 5.3.1 Célula de carga

A célula de carga é um componente comumente utilizado na mecânica experimental de engenharia e automação industrial para mensuração de forças e torques (OLMI ET AL., 2016), são referenciadas como transdutores de tensão e associadas como dispositivo de alta precisão para medidas de força e pressão. Atualmente, além da engenharia e automação industrial (SEETHALER ET AL., 2022; NUTHALAPATI ET AL., 2022), as células de carga são utilizadas para investigação e desenvolvimento tecnológico e científico (AGHILI, 2010), áreas como robótica, agricultura, medicina entre outras, fazem uso de sua alta qualidade de medição há décadas (PROJOTH, ET AL., 2021; ABDEETEDAL e KERMANI , 2019; KASHIRI ET AL., 2017; ZHANG ET AL., 2019; BYRNE ET AL., 2019; SMRECZAK ET AL., 2021; COZZOLINO ET AL., 2019; RAMACHANDRAN ET AL., 2020; ABDULHAKIM ET AL., 2021; TEMPLEMAN ET AL., 2020; MOTWANI ET AL., 2020; COSENTINO ET AL., 2020;

CABBOI ET AL., 2020; BIBBO ET AL., 2019; GUO ET AL., 2018; MOAYEDI e MOSALLANEZHAD, 2017; KUMAR ET AL., 2016; FERREIRA e BRANCO, 2015). Recentemente, seu uso foi relatado no desenvolvimento de exoesqueletos e próteses para aplicações robóticas vestíveis e em detecção de forças de comparação para caminhada robótica, fornecendo informações de controle de estabilidade (GONZÁLEZ-MENDOZA ET AL., 2022; HARTMANN ET AL., 2021; HSIEH ET AL., 2020; DE ROSSI ET AL., 2011; LOVRENOVIC e DOUMIT, 2019). Por essas e outras aplicações, as células de carga são consideradas cruciais para investigações que envolvem o controle e/ou medidas de força como variável de análise direta ou indiretamente.

O funcionamento da célula de carga geralmente baseia-se na variação ôhmica sofrida em um sensor conhecido como extensômetro elétrico de resistência ou *strain gauges*, quando este é submetido a deformações. Um *strain gauge*, caracteriza-se como um pequeno dispositivo elétrico que responde com alterações de resistência quando submetido a tensão. Esse dispositivo, após o estímulo de tensão, converte a mínima mudança na resistência em sinais elétricos a partir de um circuito conhecido como Ponte de Wheatstone, caracterizados por extensômetros elétricos de referência ligados entre si através de um circuito elétrico responsável por medir resistências desconhecidas. Em virtude da força aplicada na estrutura da célula de carga, uma tensão de flexão é provocada na ponte, que por sua vez é o principal elemento na estrutura da célula, projetada para desenvolver uma deformação proporcional à carga aplicada (AL-DAHIREE ET AL., 2022). Com a configuração ideal, é possível avaliar a variação ôhmica dos extensômetros e, uma vez identificada, é possível, através de relações de calibração e/ou dados fornecidos pelo fabricante da célula de carga, avaliar as tensões e/ou forças a que a mesma será submetida (BARBOSA ET AL., 2009). A figura a seguir ilustra uma ponte de Wheatstone com quatro braços resistivos e uma tensão de excitação aplicada através destes.

Figura 1 - Representação ilustrativa da ponte de Wheatstone com quatro braços resistivos.



Fonte: Autoria própria.

#### 5.4 AQUISIÇÃO DE DADOS DE FORÇA

A aquisição de dados pode ser definida como um conjunto de operações aliados a dispositivos eletrônicos que trabalham em conjunto, com intuito de reunir informações de um determinado processo, sendo que esta é feita com a obtenção de informações de algum processo físico através da medição de suas grandezas (BRAGA, 2006).

Cunha (2006) complementa que um sistema de aquisição deve ser capaz de receber sinais de diversos tipos de sensores de acordo com as características dos componentes envolvidos. Balbinot e Brusamarello (2006) elenca, dentre estas características, a resolução do conversor analógico-digital, o tempo de conversão desde a entrada do sinal até sua saída digital, taxa de conversão, sendo a maior taxa em que o ADC (Conversor Analógico-Digital) realizará as conversões e estabilidade à temperatura.

Neste trabalho, a variável física a ser adquirida, devidamente tratada e analisada é a pressão exercida no instrumento desenvolvido, a fim de quantificar a força realizada e disponibilizar, em tempo real, um *feedback* para o avaliador. Sendo assim, será possível analisar estes dados e relacioná-los, posteriormente, com os benefícios acerca do tratamento IASTM realizado. Para tanto, os próximos tópicos têm como objetivo explicar como é possível converter esses dados físicos e todo o processo que envolve sua conversão, tratamento, armazenamento e análise.

##### 5.4.1 Conversor analógico/digital

O sistema de aquisição de sinais precisa de um conversor analógico digital (A/D). para os casos em que a saída do sensor é analógica. Muitas variáveis que necessitam ser medidas são analógicas, tais como: temperatura, luminosidade, pressão entre outras. Os conversores

analógicos/digitais têm a função de codificar o sinal elétrico da saída do circuito condicionador para dígitos binários (0 e 1), possibilitando assim, a comunicação com computadores dotados de processadores digitais (VOLTAN, 2012).

O conversor analógico-digital pode ser definido como um dispositivo que converte um sinal contínuo no tempo em um sinal discreto no tempo e discreto em amplitude, sendo caracterizado também pela análise de seu comportamento estático e dinâmico (IEEE, 1999).

As características estáticas dos conversores analógico-digitais são fundamentais para determinar o comportamento DC destes componentes, sendo que para aplicações onde o sinal de entrada varia lentamente (por exemplo, algumas medições de temperatura e peso) a caracterização estática do ADC é suficiente. Por outro lado, muitas aplicações requerem a conversão de um sinal cuja variação é rápida (por exemplo, aplicações de processamento digital de sinais de áudio, análises espectrais e controle de movimento). No caso desse tipo de aplicações, assim como neste estudo, a caracterização DC não é suficiente, e a caracterização AC torna-se necessária assim como os parâmetros dinâmicos (FLORES, 2003).

## 5.5 SISTEMAS DE PROCESSAMENTO DE DADOS

### 5.5.1 Processamento e análise de dados

Nos dias atuais, microcontroladores e computadores são utilizados como plataforma para medições unindo os componentes de hardware de aquisição de dados e equipamentos de medição com a flexibilidade dos *softwares* de desenvolvimento, tornando possível a criação personalizada de ferramentas virtuais (VOLTAN, 2012). Esta personalização permite uma grande vantagem quanto às aplicações de engenharia e pesquisas, uma vez que não apresenta limite para as possibilidades de criação do operador, o que permite a definição de como e quando adquirir dados de um dispositivo, como este deve processar essas informações, sua manipulação, forma de armazenamento de dados e como os resultados são apresentados ao usuário (NATIONAL INSTRUMENTS, 2009). Para este trabalho serão abordadas duas alternativas de sistemas de aquisição de dados, o sistema da *National Instruments*, com seu *software* próprio (*Labview*) e um sistema alternativo baseado em Arduino, que para os fins desta pesquisa, mostra-se funcionalmente equivalente.

### 5.5.2 *National Instruments*

Fundada em 1976, a National Instruments é uma empresa norte-americana responsável por desenvolver soluções tecnológicas avançadas que auxiliam na produtividade de diversas

áreas. Suas soluções vão desde a aquisição de dados e controle, cujo softwares de aplicação oferecem fluxo de trabalho baseado em configuração para o teste, monitoramento, controle e análise de sistemas físicos, até a instrumentação e teste eletrônico. Apresentam também em sua cartela de serviços aplicações de projetos e testes de sistemas de comunicação sem fio, além monitoramento de condição de máquina *online*, facilitando os engenheiros a encontrar, diagnosticar e priorizar problemas de linha de produção em toda a empresa (GRUPO JAV).

A literatura científica apresenta vários relatos de soluções tecnológicas criadas com o auxílio de equipamentos da National Instruments, esses trabalhos se destinam a áreas não somente da engenharia, mas também biológicas, o que remete uma visibilidade positiva quanto a sua confiabilidade em aquisição e armazenamento de dados. Pesquisadores vêm fazendo uso da National Instruments em protótipos e projetos de aquisição de dados, como: captura de dados de choque e vibração georreferenciados para veículos (BALASUBRAMANIAN ET AL., 2006); criação de correlacionador para mensuração da autocorrelação temporal ou função cruzada a partir de espectroscopia de fótons e espectroscopia de fluorescência (MOLTENI e FERRI, 2016); aquisição de dados de sistema modular de tomografia de impedância elétrica para aplicação de sinais de corrente ou tensão e mensuração de respostas (KHAN ET AL., 2015); sistema de monitoramento cerebral para aquisição, exibição, análise on-line e registro de dados sobre parâmetros fisiológicos em unidade de terapia intensiva neurocirúrgica (BARDT ET AL., 1988); e aquisição de dados para controle e monitoramento de oxigênio em câmara de hipóxia normobárica (CARVALHO, 2014). Esses exemplos evidenciam a versatilidade dos equipamentos da National Instruments em diversas aplicações e contextos, tanto industriais como acadêmicos, o que torna o seu uso por pesquisadores em trabalhos com necessidade de aquisição e controle de dados a opção mais confiável e segura.

#### Labview (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*)

O LabView™ é uma plataforma de desenvolvimento da fabricante *National Instruments*, criada em 1986, disponível para diversos sistemas operacionais e voltada para aplicações que envolvam medições e automações. A programação é gráfica, utilizando ícones no lugar de funções e fios para ligar as entradas e saídas, seguindo um modelo de fluxo de dados, ou seja, cada função somente será executada quando todas as entradas estiverem disponíveis para uso. Oferece integração com diversos dispositivos de *hardware* e disponibiliza centenas de bibliotecas para uma análise avançada e visualização de dados. No LabView™, cada função é chamada de VI (Virtual Instruments) e, por facilidade da linguagem, cada VI pode ter outra VI em seu interior, sendo chamada de SubVI. Outra vantagem dessa linguagem,

além de intuitiva, as VIs podem facilmente rodar processos em paralelo, semelhantes a Threads (INSTRUMENTS, 1998).

A maior vantagem desta plataforma em relação às outras é a integração *Plug and Play* com diversos módulos de aquisição de sinais, como por exemplo, DAQ USB-6000 usado neste projeto. O *LabView*<sup>TM</sup> funciona essencialmente com duas janelas, o painel frontal que funciona como interface do usuário e o diagrama de blocos, onde são inseridos todos os códigos gráficos do programa.

O *LabVIEW* é um ambiente de programação gráfica versátil e comumente utilizado, desenvolvido especialmente para facilitar o controle de instrumentos usados em testes, onde é feita a aquisição e análise dos dados produzidos nesses ensaios (WANG et al., 2012). Este *software* possibilita a interação entre o computador e o usuário, desde a aquisição de dados e sua análise, bem como a apresentação dos dados dessa medição. Nele é possível o desenvolvimento de aplicações com funções personalizadas para automatizar um dispositivo DAQ, executar algoritmos de processamento de sinais e exibir interfaces de usuário (NI, 2013), sendo usado em grande escala para diversas áreas de estudo e comércio (LIMA e NETO, 2007; GESTEIRA, 2014).

Entretanto, o sistema National Instruments apresenta um custo monetário elevado, o que torna sua aquisição nem sempre acessível à maior parte do público. Outro ponto negativo, uma vez que este sistema é uma alternativa privada, é que, obrigatoriamente, a plataforma que deve ser usada eficientemente é a LabView. Esse fato torna ainda mais difícil a aquisição do equipamento completo, visto que os custos da plataforma são proporcionais ao seu sistema National Instruments. Além disso, por se tratar de um sistema fechado, não é possível a realização de quaisquer modificações no seu sistema de códigos. Partindo desse ponto de vista, uma alternativa de sistema equivalente, porém com menor valor aquisitivo, tornaria mais acessível a criação de novas ferramentas virtuais.

### 5.5.3 Sistema Arduíno

O sistema Arduino é utilizado em grande escala em diversos estudos, uma vez que seu custo é acessível, possui expressiva comunidade em fóruns, facilidade de utilização, compartilhamento de códigos e outros fatores (DE ALMEIDA, 2021). Essas facilidades possibilitam seu uso em diversas áreas, desde exatas à biológicas; de estudos básicos em física até seu uso em validações de robótica, engenharia e ciências da saúde (DE ALMEIDA, 2021; VIDAL-PARDO e PINDADO, 2018; SOUZA et al., 2011; NOBUKUNI, 2014).



Nesse sistema é possível a realização do trabalho em “*open-source*”, ou seja, trata-se de um sistema com possibilidade de trabalho em *software* tanto quanto em *hardware*. Dessa forma, através desse sistema, por se tratar de uma plataforma aberta, é possível editar as bibliotecas que compõem o programa de fato por meio de códigos e com a facilidade de se realizar o download dos arquivos de design das placas, além de possibilidade de realizar novas criações, o sistema conta com inúmeras referências de implementação incluindo os módulos eletrônicos compostos por sensores e circuitos eletrônicos (ARDUINO PRODUCTS).

Outra vantagem é a possibilidade de utilizar várias linguagens, providenciando um ambiente de desenvolvimento integrado (Integrad Development Environment - IDE) com várias ferramentas, o que garante o bom funcionamento do sistema. O IDE, dispõe de um serial monitor, um terminal serial onde é possível a observação da comunicação do sistema. No sistema abordado nesta dissertação é dotado do terminal denominado Monitor no Arduino GUI. O *Processing* não é a única alternativa de processamento de dados recebidos via porta serial. Naturalmente esta faz parte de sua implementação, uma vez programada a placa, escreve-se o código no *Processing* possibilitando a leitura da porta serial e o recebimento da amostra de dados.

O IDE dispõe o *serial*, onde podem ser lidos todos os valores em tempo real, sendo estes mostrados em uma taxa muito elevada, dificultando a percepção do desenvolvimento do teste. Dessa forma, há a necessidade de um tratamento mais aprofundado, utilizando então outro *software* conhecido como *Processing*. Graças a esse segundo *software* de apoio, é possível representar em tempo real e com uma forma gráfica compreensiva, os dados obtidos na célula de carga e no transdutor. O *Processing* também é um *software open-source*, e possui facilidade de guardar todos os dados em formato texto (.txt) para futuros estudos e utilização, sendo esta sua forma de armazenamento. Uma vez que o código do *Processing* seja criado, a placa realizará a codificação.

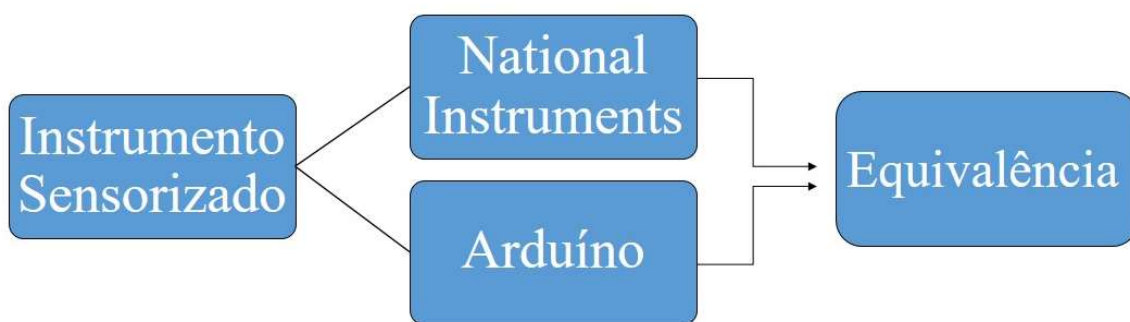
O ambiente de desenvolvimento do Arduino é compatível com os principais sistemas operacionais, tais como, Windows, Mac OS X e Linux. Segundo Evans et al. (2013), o ambiente é escrito em Java e baseado em *Processing*. Vale ressaltar que esse *software* é compatível com qualquer placa Arduino (DILLY e MENDES, 2015).

## 6 PLANO DE TRABALHO

A proposta para essa dissertação é apresentar uma solução para a problemática do controle de pressão durante a aplicação de instrumentos de mobilização miofascial a partir da criação de um dispositivo IASTM (*Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization*) sensorizada.

A partir desse ideal, foi criada uma ferramenta de mobilização miofascial com as dimensões próximas às da ferramenta IASTM *Edge Tools*, porém, esta é capaz de mensurar valores de força de pressão durante o momento da aplicação clínica. Para captar e interpretar esses dados, foram desenvolvidos dois sistemas de aquisição de dados de força, o primeiro foi criado a partir da plataforma *LabView* utilizando os componentes de sua criadora, a *National Instruments*. Este representa um sistema amplamente utilizado em estudos de diversas áreas, considerado um sistema de aquisição de dados biológicos confiável. Já o segundo sistema foi desenvolvido baseado em Arduino e utiliza componentes de fácil aquisição pela internet. O experimento seguiu com a comparação entre os dois sistemas de aquisição de dados, com o intuito de observar seu nível de reprodutibilidade e equivalência.

Figura 2 - Organograma do plano de trabalho desta dissertação



Fonte: Autoria própria

## 7 MATERIAIS E MÉTODOS

### 7.1 INSTRUMENTO IASTM SENSORIZADO

As ferramentas de mobilização dos tecidos moles assistida por instrumento (*Instrument Assisted Soft-Tissue Mobilization – IASTM*) foram idealizadas como aparatos facilitadores para aplicação profissional, onde suas funções eram direcionadas para promover maior alcance e precisão durante seu uso, além de fornecer um menor estresse mecânico às mãos do aplicador (HAMMER, 2007; FOWLER ET AL, 2000; BURKE ET AL, 2007; HAYES ET AL, 2007). Como complemento, o IASTM proporcionou uma melhor capacidade clínica de detectar as restrições existentes através da textura do tecido mole (FOWLER ET AL, 2000; HAMMER,

2007; CAREY, 2001), assim como as possíveis aderências (LUCAS, 2004; SIMONS ET AL., 1998). O instrumento IASTM que inspirou o dispositivo para este trabalho foi a ferramenta *Edge Tools*®, originalmente com medidas de 103mm por 99mm e com espessura de 6mm. O *Edge Tools*® possui suas extremidades adaptadas com formas ideais para uma grande variedade de volumes musculares, possuindo convexidades e concavidades de tamanhos e profundidades diferentes, como pode ser observado na Figura 3. A escolha desse modelo de instrumento IASTM como base de inspiração para a nova ferramenta se deu pela sua versatilidade de aplicação em uma grande variedade de áreas musculares e possibilidade de uso tanto em estruturas maiores como menores, o que favorece o seu uso em humanos no contexto clínico.

Figura 3 - Ferramenta IASTM Edge Tools.

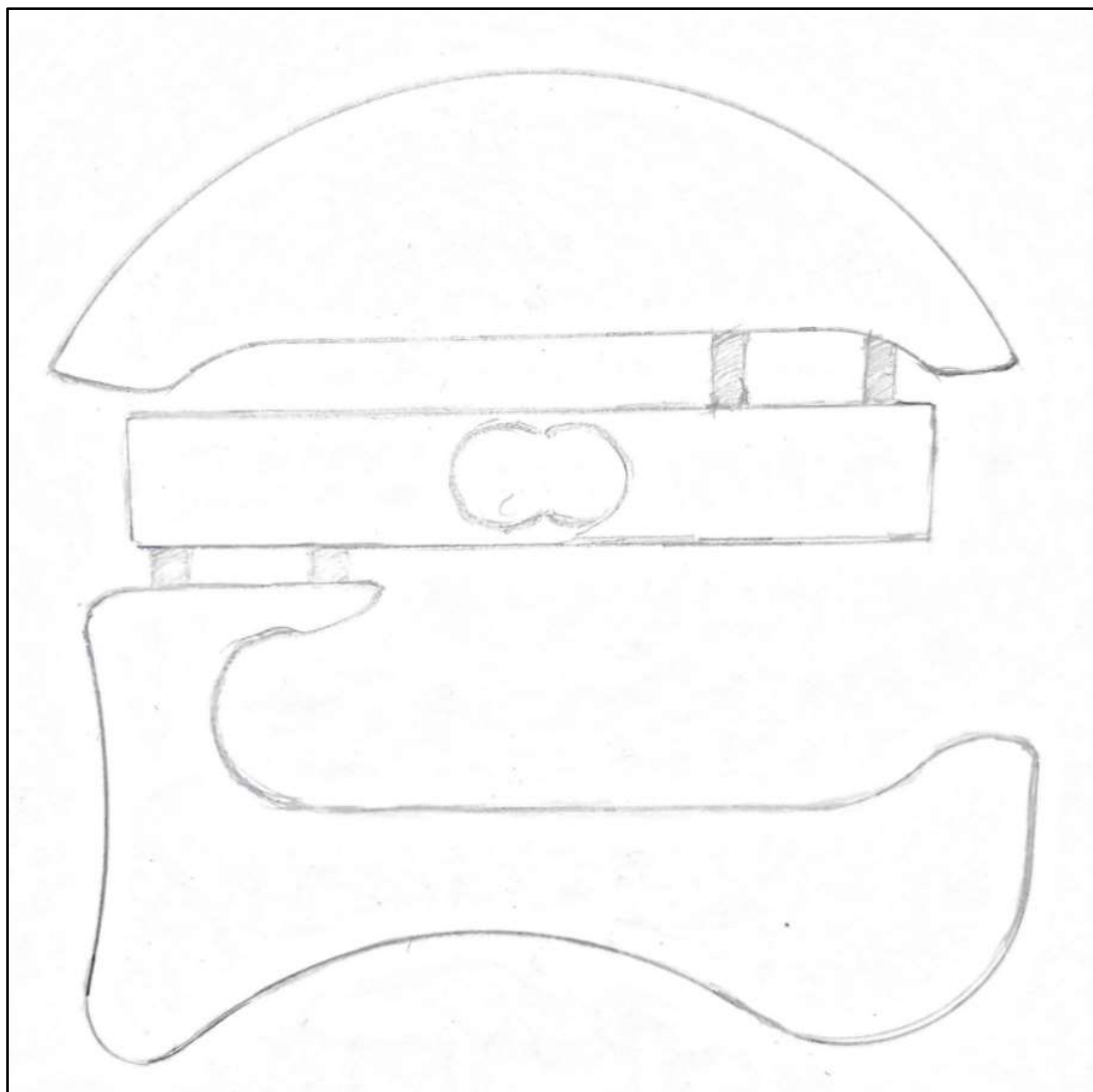


Fonte: Autoria própria.

A partir das dimensões da ferramenta *Edge Tools*® de referência, idealizou-se a integração de um transdutor de pressão acoplado na mesma, cuja solução encontrada foi manter a concavidade de maior volume, por se adaptar melhor às variedades de quadrantes musculares. Para o transdutor, foi teorizado um modelo de célula de carga SPLT com sentido de trabalho em cisalhamento. Essa adequou-se bem ao protótipo por apresentar proporções pequenas, equiparando-se às medidas próximas às do *Edge Tools*® (Figura 3). Dessa forma, o novo modelo atendeu o requisito de redução do estresse mecânico durante o manuseio, uma vez que

a célula de carga não possui parafusos de fixação central, o que possibilita que sua fixação seja feita nas extremidades da célula, permitindo que as falanges do aplicador se movam livremente ao redor da empunhadura, tornando este o modelo consideravelmente anatômico (Figura 4).

Figura 4 - Desenho do protótipo de dispositivo IASTM sensorizada com célula de carga modelo SPLT.

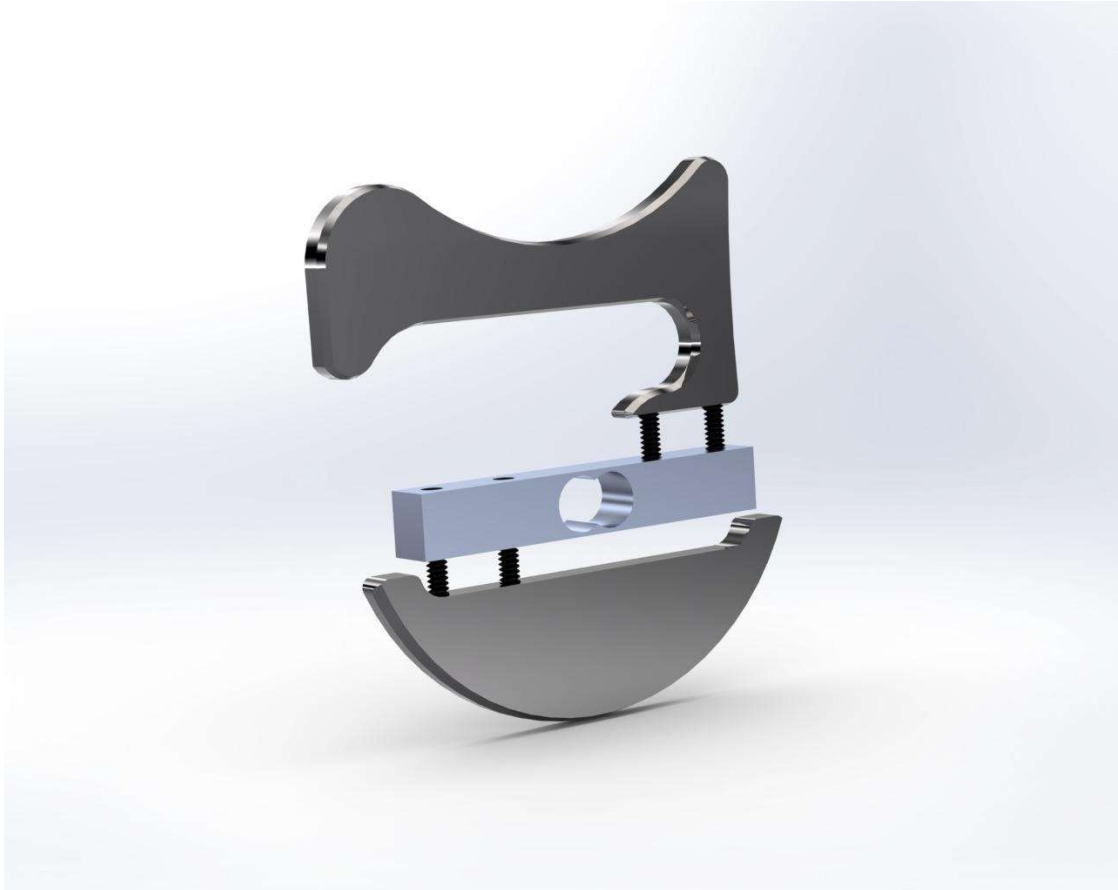


Fonte: Autoria própria.

Com o padrão de furação dos parafusos fixadores da célula de carga SPLT, o acoplamento da extremidade côncava e da empunhadura da ferramenta puderam ser modificados, como ilustrado na Figura 5, dando ao desenho geral da ferramenta um formato em “S”, favorecendo assim a dispersão de carga durante seu uso, distorcendo a célula de carga proporcional e uniformemente, sendo a solução adequada para reduzir o braço de apoio. Essa versão sensorizada do dispositivo possui dimensões semelhantes aos das ferramentas IASTM

já utilizadas em práticas profissionais, com medidas de 107,3 mm por 120 mm com espessura de 7 mm.

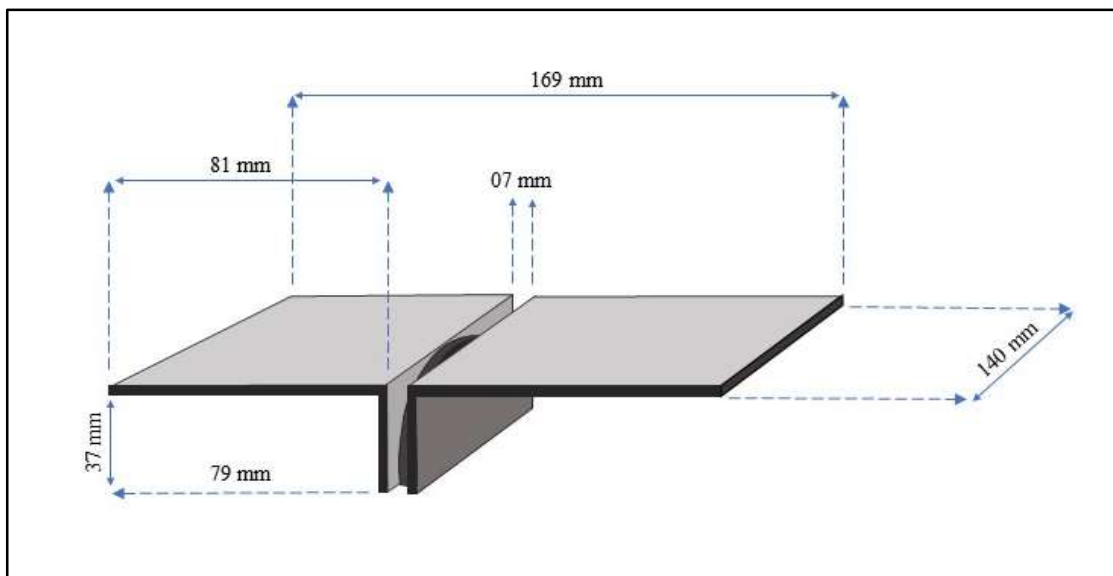
Figura 5 - Ilustração gráfica do protótipo dois do dispositivo IASTM sensorizado com design em “S”.



Fonte: Autoria própria.

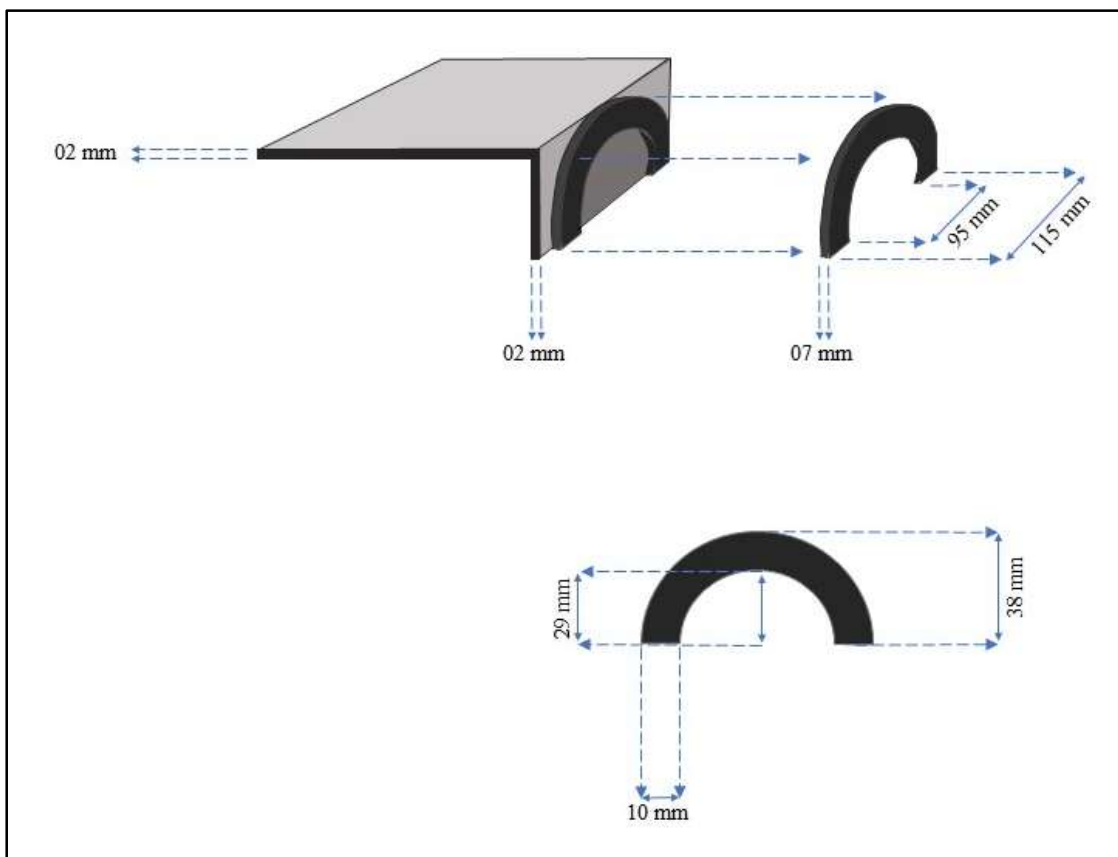
Além da criação da ferramenta, foi necessário o desenvolvimento de uma plataforma de sustentação de peso para apoiar as amostras de carga sobre a superfície côncava da ferramenta durante os procedimentos metodológicos da coleta de dados. Esta plataforma deveria possuir um encaixe convexo que se anexasse de forma segura à extremidade côncava da ferramenta IASTM *Edge Tools* sensorizada. Esta, por sua vez, foi construída com duas chapas de ferro dobradas sobre si com espessura de 02 mm, sob as dimensões de 39 mm de altura, 140 mm de largura, com 169 mm de comprimento e pesando 610 gramas. Entre as chapas dobradas foi soldado um encaixe convexo de ferro chato moldado a fogo para ajustar-se com a ferramenta. As imagens a seguir apresentam o desenho do projeto desta plataforma (figura 6 e 7).

Figura 6 - Projeto geral da plataforma de sustentação com medidas de dimensões.



Fonte: Autoria própria.

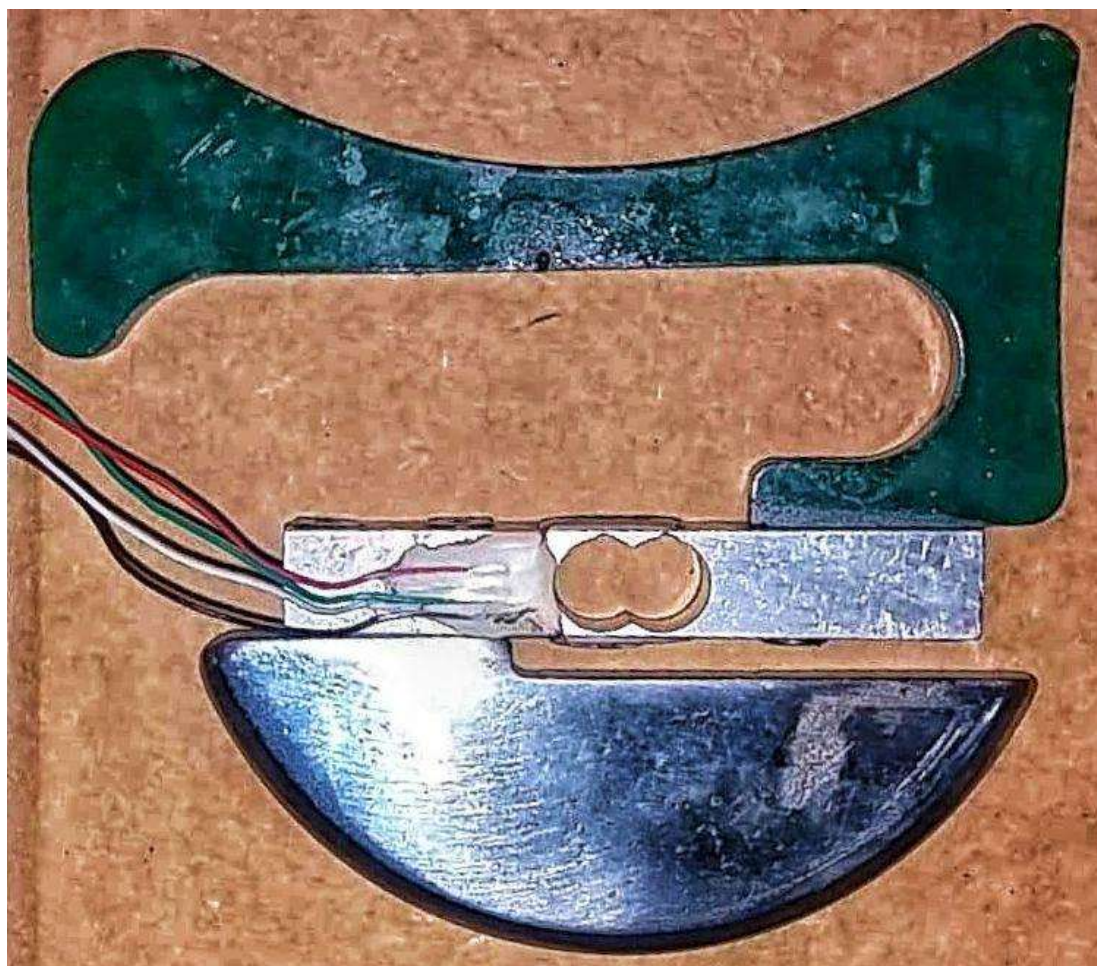
Figura 7 - Componentes de encaixe da plataforma de sustentação a base côncava do dispositivo IASTM Edge sensorizada.



Fonte: Autoria própria.

O objetivo inicial da construção deste instrumento foi o de incluir em sua estrutura um sensorizador de pressão, a fim de tornar possível a aquisição de dados biológicos de força exercida durante a aplicação, bem como a transmissão e visualização dos mesmos em tempo real. Após a escolha da célula de carga em proporções ideais e dos ajustes dos componentes base-côncava e empunhadura ergonomicamente adequados para a distribuição uniforme de força mecânica à célula de carga, chegou-se ao protótipo final. O mesmo foi constituído por uma célula de carga do tipo SPLT, da base côncava com os parafusos fixadores alinhados à extremidade esquerda da célula e com empunhadura deslocada à 10 mm da extremidade direita da célula, com o alongamento do cabo de apoio manual. A figura 8 ilustra o resultado do processo de criação do dispositivo IASTM sensorizado.

Figura 83 - Fotografia do Protótipo dois construído do dispositivo IASTM sensorizado com célula de carga SPLT e prolongamento da empunhadura alongada em 20mm.



Fonte: Autoria própria.



## 7.2 SISTEMAS PARA AQUISIÇÃO DE DADOS DE FORÇA

A aquisição de dados é o processo pelo qual um fenômeno físico é transformado num sinal elétrico proporcional e convertido num formato digital para posterior visualização, armazenamento, processamento e análise.

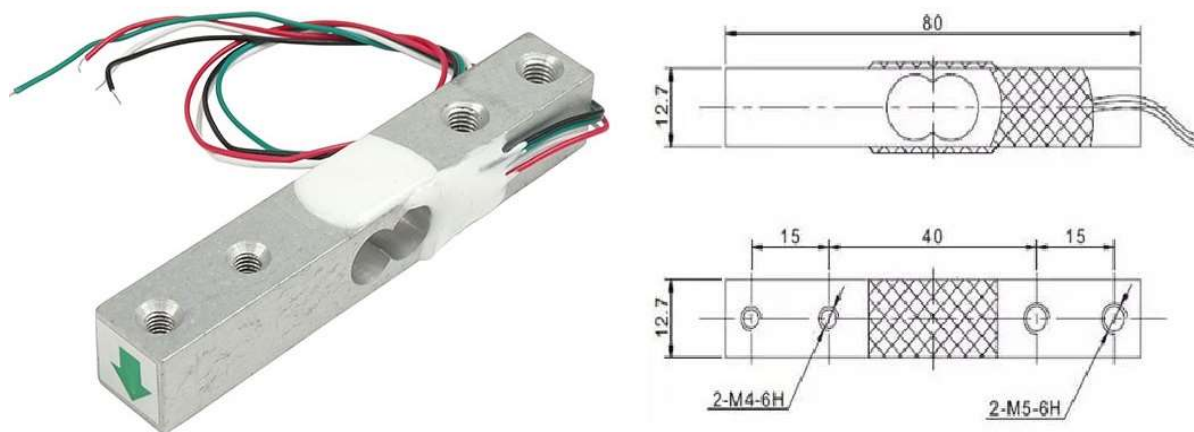
Em suma, a aquisição de dados compreende também ações de controle sobre os sistemas em causa. O controle corresponde ao processo pelo qual os sinais digitais provenientes dos computadores são convertidos em sinais apropriados para atuar em diversos equipamentos de controle: atuadores, relés, válvulas moduladoras etc. (SERRANO, 2004)

### 7.2.1 Plataforma Labview (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*)

#### Processo de desenvolvimento

A célula de carga utilizada foi o modelo SPLT, constituída também de liga de alumínio, com capacidade máxima de 5 kg e uma precisão tabelada de 0,05% FS e seu sentido de trabalho é o cisalhamento. Possui dimensões de 80mm x 12,7mm x 12,7mm.

Figura 9 - Célula de carga modelo SPLT, com dimensões de 80 mm x 12,7 mm x 12,7 mm.



Fonte: Autoria própria.

O amplificador utilizado para condicionar os sinais de ambas as células de carga foi o MKTC-05 da marca MK Controle e Instrumentação LTDA, que permite a conversão do sinal em Voz ou mA utilizado para placas de aquisição de sinais. O MKTC-05 possui uma fonte integrada para a célula, fornecendo alimentação de 110 Vcc/200 mA (figura 10).

Figura 10 - Amplificador MKTC-05 da MK controle e Instrumentação.



Fonte: MK Controle (2022).

Foi utilizado para este sistema um dispositivo multifuncional USB-6000 para aquisição de dados. Composto por entrada/saída analógica, entrada/saída digital e um contador de 32 bits. Responsável também pela alimentação de células de carga, esta placa de aquisição permite a leitura de 8 entradas analógicas com resolução de 12 bits. A figura a seguir apresenta o aspecto físico do dispositivo USB-6000 (figura 11).

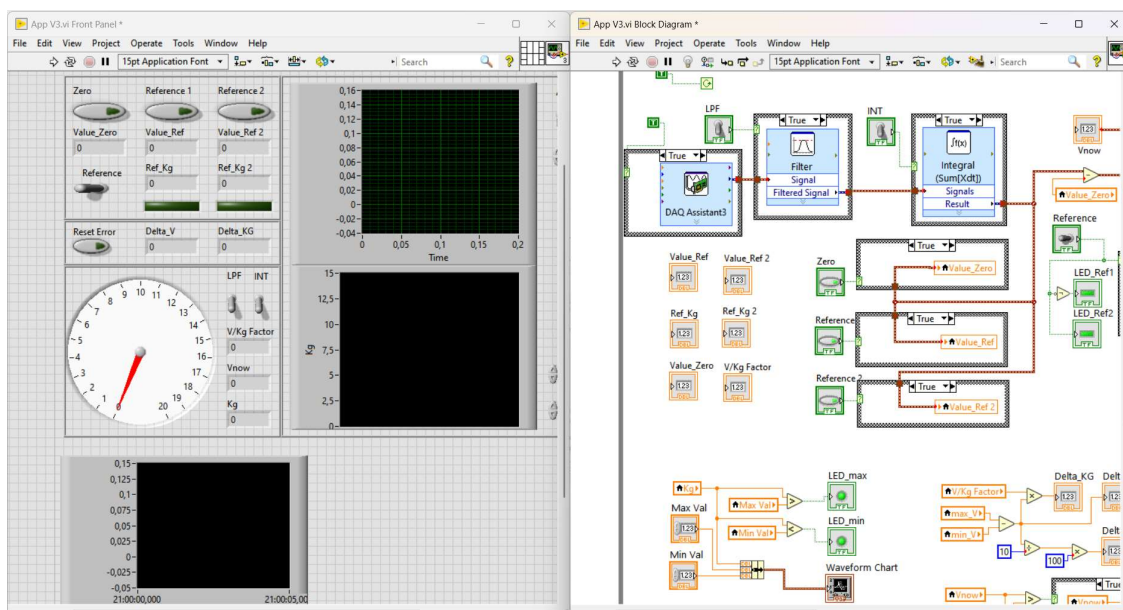
Figura 11 - Dispositivo multifuncional USB-6000 da National Instruments.



Fonte: National Instruments (2022).

A interface foi desenvolvida dentro da plataforma *LabView™* criada pela própria *National Instruments*, a versão utilizada neste estudo foi a *Version 19.0.1f1* (64-bit). Com capacidade de taxa de amostragem de *10.000 samples per seconds*, com a utilização de um filtro butterworth de segunda ordem em 6Hz. Essa plataforma utiliza ícones no lugar de funções e fios para ligar as entradas e saídas, seguindo um modelo de fluxo de dados. A Plataforma *LabView™* apresenta integração com uma grande variedade de dispositivos de *hardware* além de contar com a funcionalidade *VI (Virtual Instruments)* o que facilita sua linguagem e entendimento. Os componentes que integram as VIs no *LabView™* são as janelas de Painel frontal, responsável por fazer a interface com o usuário e a janela de Diagrama de Blocos, que contém o código gráfico fonte que define as funções dos instrumentos virtuais. As figuras a seguir ilustram a janela de Painel frontal desta VI e o seu Diagrama de Blocos.

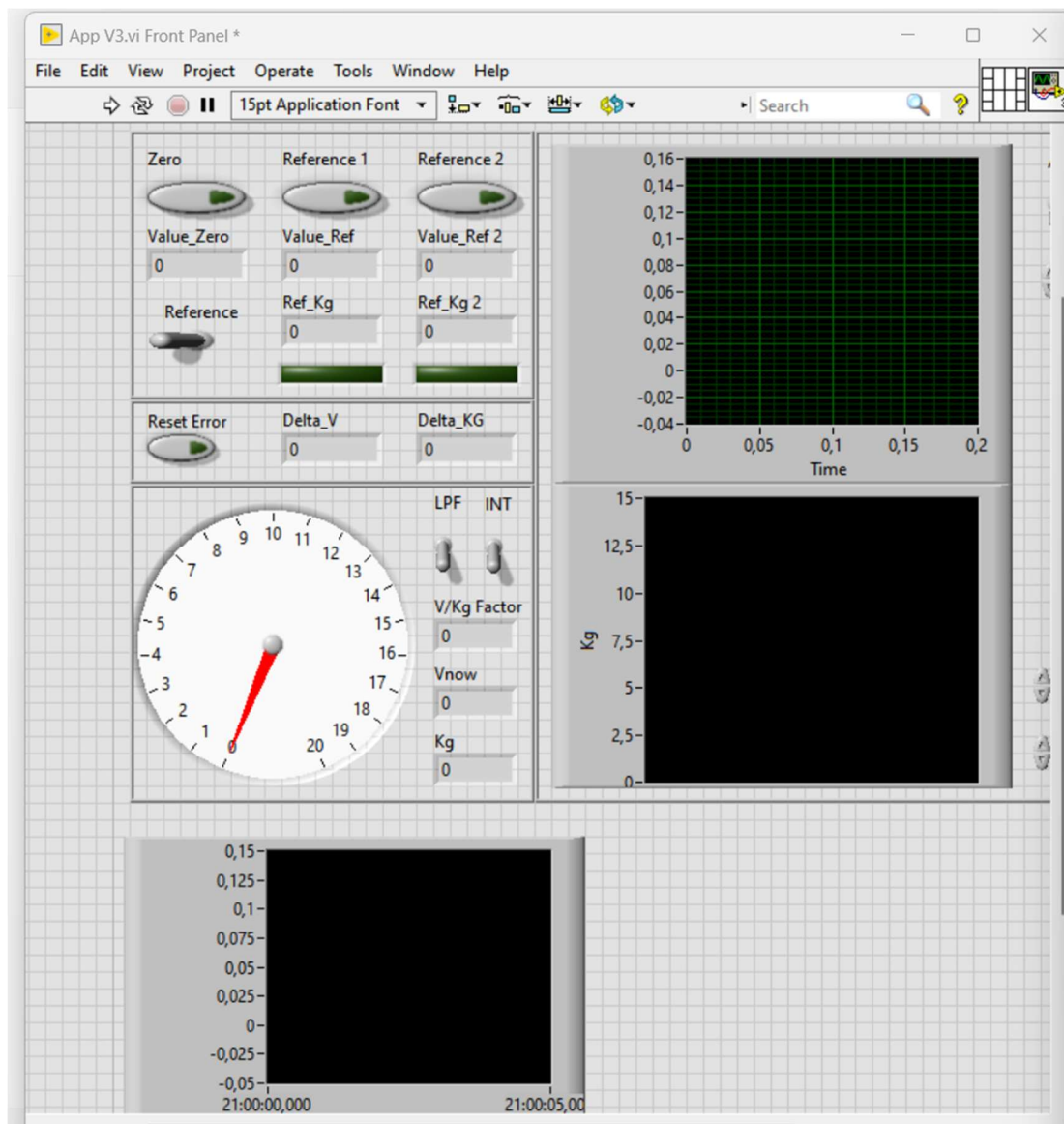
Figura 12 - Painel frontal e diagrama de blocos da interface Labview respectivamente.



Fonte: Autoria própria.

Na janela "Painel frontal" foram criados os mostradores e controladores da VI, além da apresentação gráfica do sinal obtido pela célula de carga. Na janela de Painel frontal, apresentava todos os controladores numa única aba de exibição (figura 12). Nela continham os controladores tanto de calibração, quanto de aquisição e acionamento dos filtros de ruído, além dos gráficos de visualização do sinal (figura 13).

Figura 13 - Painel frontal do protótipo de VI com todos os controladores em uma única visualização.



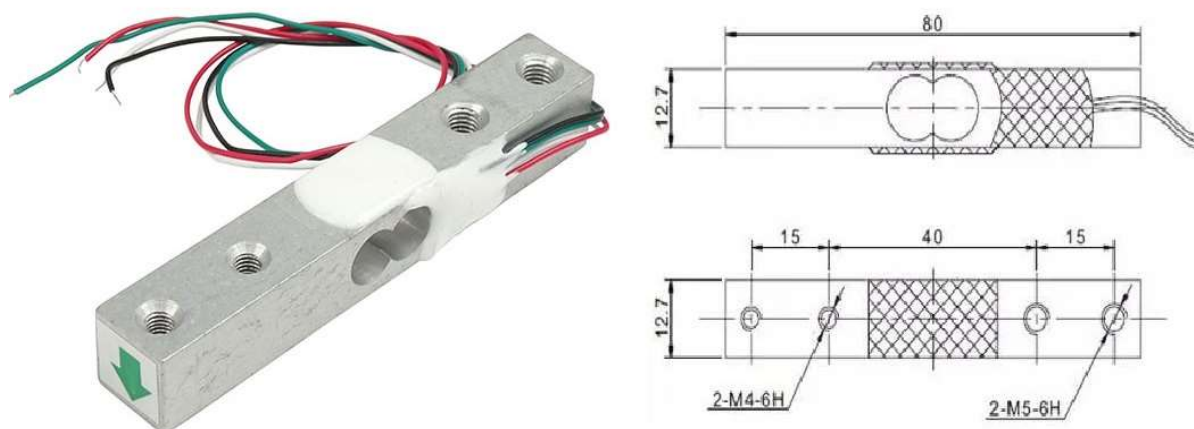
Fonte: Autoria própria.

## 7.2.2 Sistema baseado em Arduino

### Processo de desenvolvimento

A célula de carga utilizada foi o modelo SPLT, constituída também de liga de alumínio, com capacidade máxima de 5 kg e uma precisão tabelada de 0,05% FS e seu sentido de trabalho é o cisalhamento. Possui dimensões de 80mm x 12,7mm x 12,7mm.

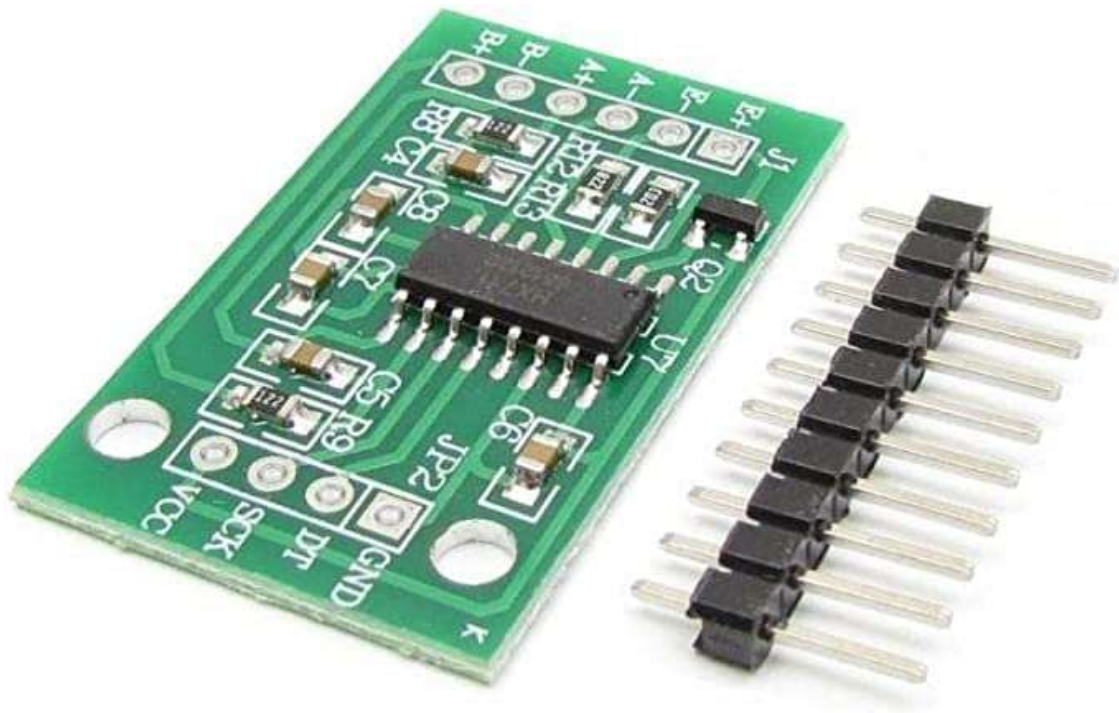
Figura 9: Célula de carga modelo SPLT com dimensões de 80 mm x 12,7 mm x 12,7 mm.



Fonte: Autoria própria.

O módulo utilizado foi o HX711, sendo este um conversor analógico para digital, de 24-bit. Seu funcionamento consiste em converter a variação de resistência produzida pelo sensor de carga num sinal elétrico. Este possui um amplificador interno que dispensa a utilização de um amplificador externo, como utilizado no sistema *National Instruments*. O HX711 comunica-se com o Arduino através de TTL RS232 utilizando uma interface de dois fios, Clock e Data. As células de carga utilizam cinco ligações para o módulo HX711, usualmente com cores de identificação para suas funções. Possui uma taxa de amostragem de 10-80 *samples per seconds* a 24 bits de resolução. Além disso, o módulo HX711 já vem dotado com um filtro de rejeição de ruído de 50Hz e 60Hz incluso na placa. (Figura 14).

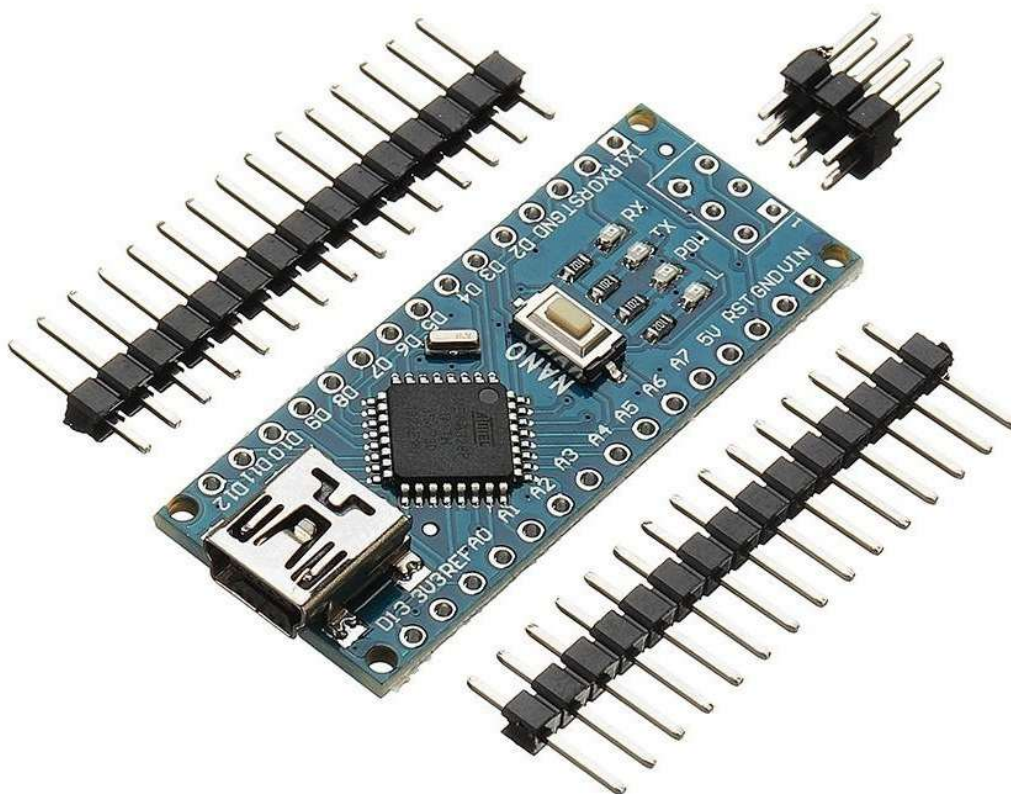
Figura 14 - Módulo HX711 com amplificador interno e conversão analógico/digital de 24 bits.



Fonte: Mercado livre (2022).

Foi utilizada a placa Arduino modelo Nano para a criação da interface. A versão Nano é baseada no microcontrolador ATmega328P com *Clock Speed* de 16 MHz e apresenta uma memória de 32 kb e suporta uma corrente de 20mA em cada pin. Conta com Corrente de Pinos I/O: 40mA e 3,3V, incluindo ainda 14 portas de entrada e mais 6 portas PWM. Além disso, é dotada de comunicação USB-serial e alimentação de 3 a 5v. Esse sistema é programado em *open-source* e *open-hardware*, o que possibilita acesso a uma enorme comunidade a usar estes microcontroladores com uma grande documentação base (ARDUINO PRODUCTS).

Figura 15 - Placa de microcontrolador Arduino Nano V3.



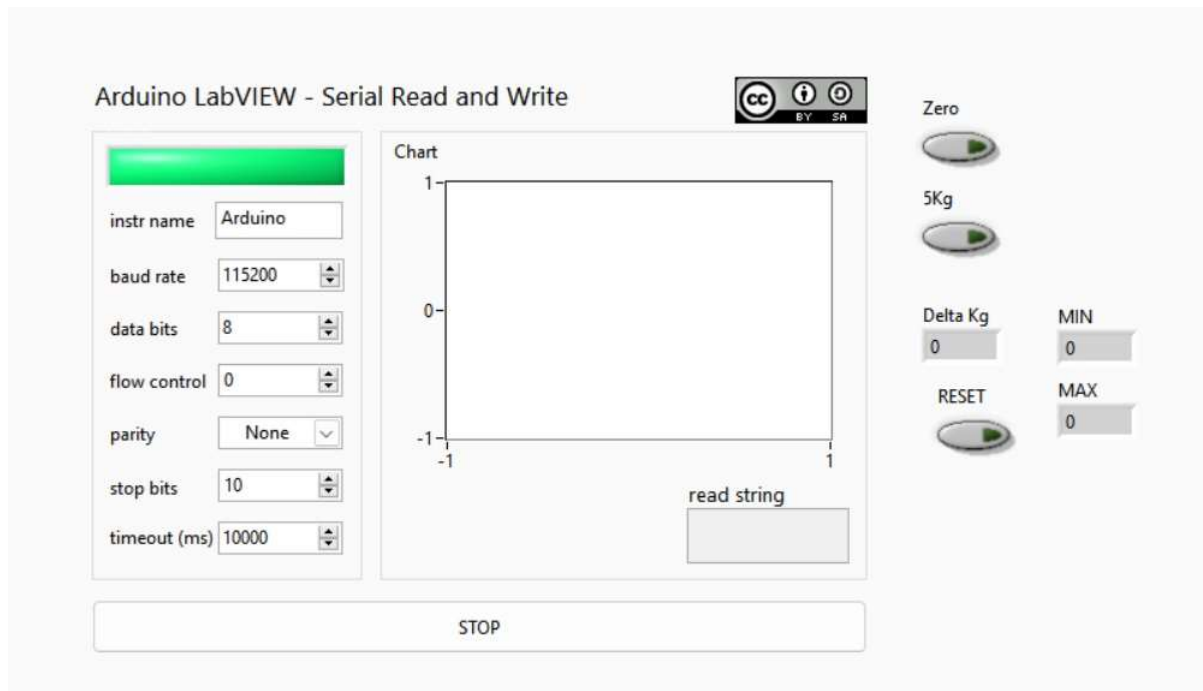
Fonte: Larstore (2021).

A versão do *software* utilizada neste projeto foi a Arduino IDE 1.8.19, este possui a facilidade de código aberto o que proporciona a escrita de novos códigos e o *upload* para a placa, podendo ser usado com qualquer placa Arduino. Esta versão está disponível para *download* aos sistemas operacionais *Windows*, *Linux* e *Mac*, e é possível de aquisição gratuita em [www.arduino.cc/en/software](http://www.arduino.cc/en/software) (ARDUINO SOFTWARE). O uso do *software* baseado em Arduino possibilita incluir periféricos como display de LCD e botões de calibragem, e com implementação de uma solução completa pode funcionar sem estar conectado a um computador. O ecossistema de desenvolvimento de Arduino viabiliza a utilização do mesmo código base em outras placas diferentes, tornando possível até mesmo conectividade via Wi-fi e bluetooth sem a necessidade de módulos adicionais.

A interface desenvolvida baseada em Arduino teve seu protótipo de *software* elaborado com o propósito de apenas replicar as funções primordiais daquela utilizando *Labview*, assim sua versão contém em sua janela principal todos os controladores e funcionalidades necessários para os procedimentos de calibração e aquisição de dados. Seu *layout* exibe os botões

responsáveis pela calibração dos valores de referência, assim como o gráfico responsável pela exibição dos sinais amostrados durante o experimento e os controladores que possibilitam as configurações dos parâmetros da coleta (figura 16).

Figura 16 - Layout da interface com controladores de calibração e mensuração.



Fonte: Autoria própria

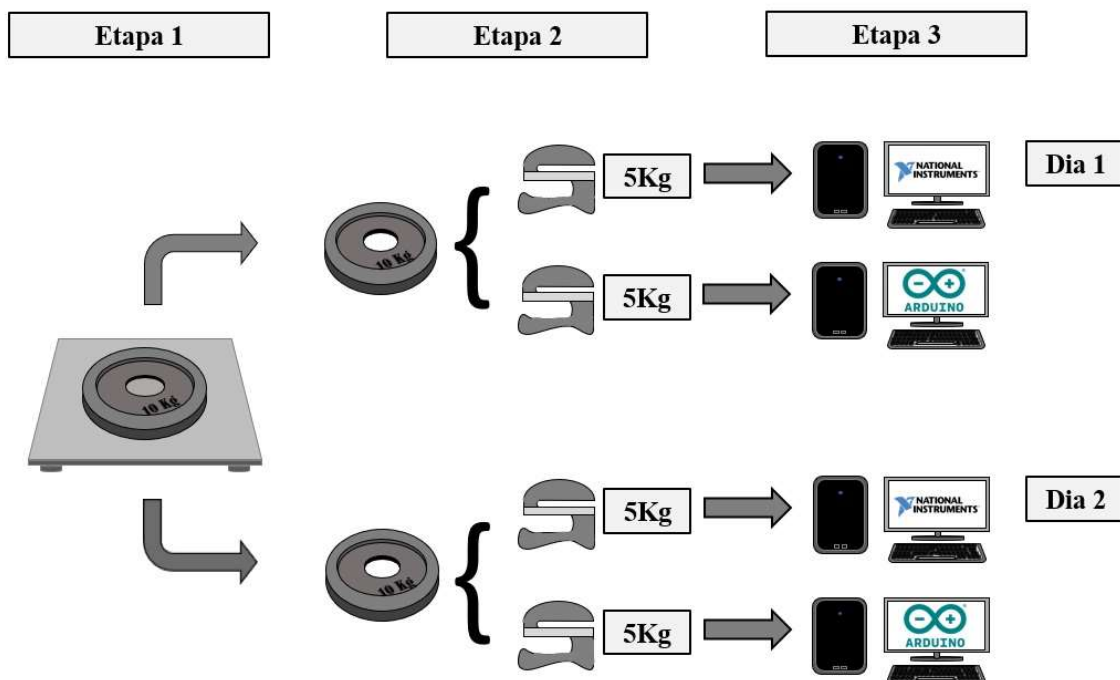
### 7.2.3 Desenho experimental

As fases de testes foram realizadas seguindo um cronograma, de forma a organizar os procedimentos a serem executados. O cronograma era composto por três etapas, cada uma responsável por um procedimento a ser realizado durante a coleta e foi repetido em dois dias diferentes com intervalo de 24 horas para realização do reteste para verificação da repetibilidade do sinal de tensão em momentos diferentes. Na primeira etapa, foi realizada a conferência das quilagens que foram utilizadas para as coletas. Esse procedimento teve como objetivo verificar se os valores gravados nas anilhas eram de fato correspondentes a sua massa, a fim de trazer maior precisão aos dados. Na sequência, após a observação e anotação dos valores obtidos na balança, as anilhas utilizadas foram marcadas para facilitar a identificação de cada amostra de peso. Na segunda etapa, após a identificação dos pesos conhecidos, um sistema de aquisição de dados foi selecionado de forma aleatória. Os pesos marcados na etapa anterior foram utilizados para a realização da calibração do sistema, processo responsável pela



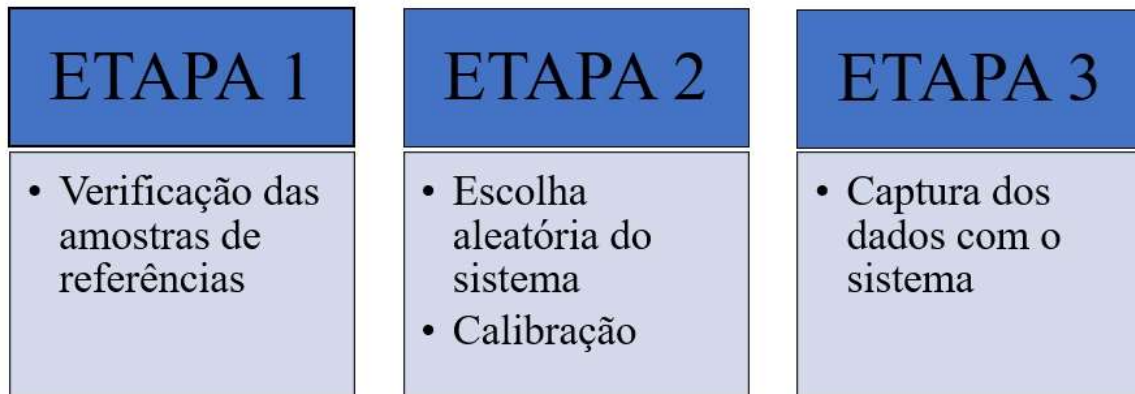
associação da massa do objeto com o valor reconhecido pelo sistema como referência. Na terceira e última etapa, foi iniciada a coleta de dados adquiridos pelos sistemas, onde os pesos eram repousados sobre a célula de carga e o programa era então acionado, ao final do período de 30 segundos, o mesmo era pausado e as capturas de sinal das amostras eram registradas em uma planilha de *Excel* para posterior análise. Ao final do registro dos valores de pico máximos e pico mínimos da amostra o processo era então reiniciado com outro sistema. Cada sistema de aquisição de dados foi experimentado com cada uma das amostras de peso de referência e suas condições, sendo testadas até alcançar a capacidade máxima da célula de carga. Após o intervalo de 24 horas, as etapas e procedimentos do cronograma foram repetidos para verificar a ocorrência de alterações nos sinais de tensão e observar a reprodutibilidade dos sistemas. Após os testes e retestes, os valores mensurados foram analisados e comparados para verificar a possível equivalência entre os sistemas de aquisição de dados de força. Os tópicos listados logo abaixo explicam de forma detalhada cada uma das etapas realizadas nesta dissertação. Nas imagens abaixo (17 e 18) são apresentadas em ordem cronológica, a representação ilustrativa das etapas e procedimentos da coleta de dados, bem como o organograma dos procedimentos de cada etapa do desenho experimental realizado neste estudo, utilizando o sistema *National Instruments* e o sistema *Arduíno*.

Figura 17 - Representação ilustrativa das etapas e procedimentos da coleta de dados.



Fonte: Autoria própria

Figura 18 - Organograma dos procedimentos de cada etapa.



Fonte: Autoria própria

#### Verificação de amostras de peso

As amostras usadas para estimular a deformação da célula de carga foram constituídas de anilhas de ferro fundidas pela empresa *Physicus*, usualmente utilizadas como pesos em academias, e para o controle mais preciso de todas as variáveis destes testes, os valores de quilagem das anilhas foram mensurados novamente para observar possíveis divergências entre os valores impressos nas mesmas e suas medidas mensuradas pela balança. Para este procedimento de teste, as anilhas foram pesadas novamente utilizando uma balança de peso corporal da marca *Balmak*®, modelo *Slimbasic-200*, com capacidade máxima de 200kg e sob dimensões de 28 cm por 28 cm, de 4 sensores com visor LCD.

Figura 19 - Verificação das amostras de peso.



Fonte: Autoria própria

Para o processo de reconhecimento de carga, as anilhas foram depositadas sobre a balança de forma a ser distribuída por todas os transdutores desta, os valores mensurados eram então apresentados em seu visor. Após a observação do valor mensurado as informações referentes a carga impressa na anilha e a carga adquirida pela balança eram registrados em uma planilha de *Excel* para serem usadas posteriormente durante as etapas seguintes. Além do

registro digital, os valores reais das amostras eram escritos em etiquetas e fixados em suas respectivas anilhas para facilitar sua visualização durante o experimento (figura 20).

Figura 20 - Amostras de pesos de referência para coleta de dados etiquetadas.



Fonte: Autoria própria

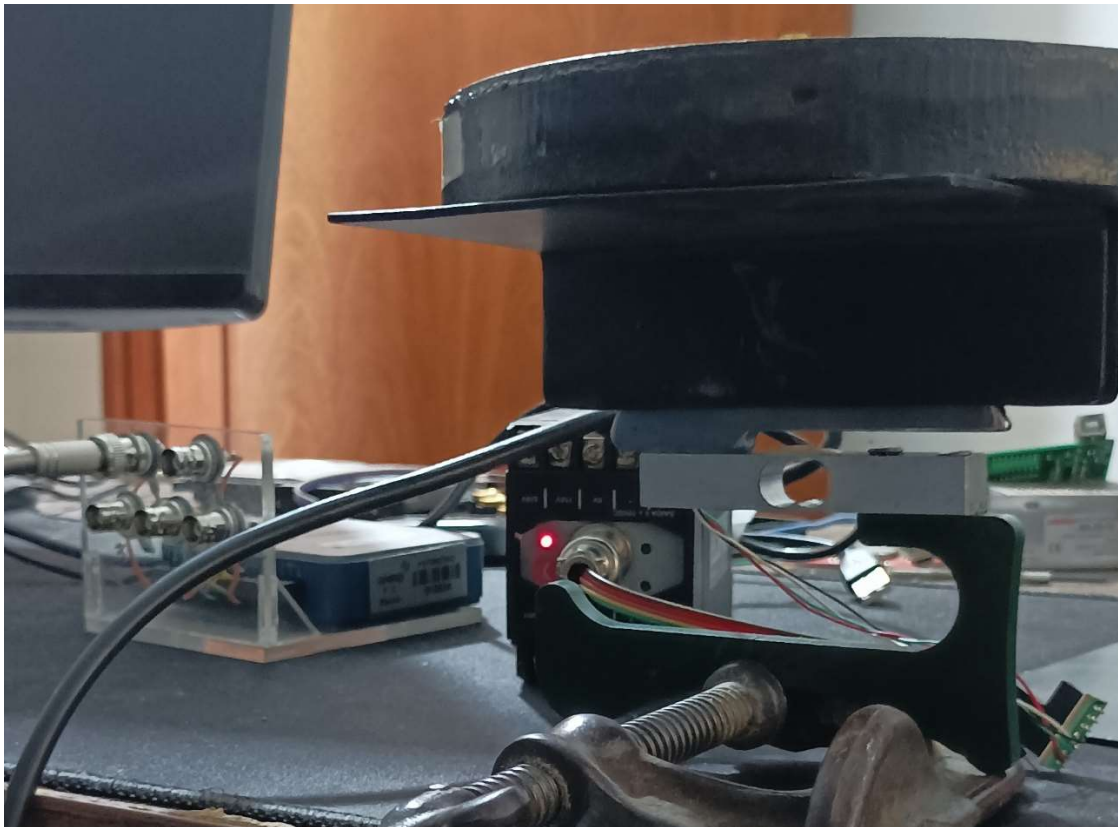
Devido à grande capacidade dos transdutores da balança utilizada para o reconhecimento das cargas, pesos inferiores a 10 kg não foram percebidos pelos sensores. Para aferir os pesos menores que 10 kg, foi adotada a seguinte conduta: uma anilha já avaliada com quilagem de 10 kg foi colocada sobre a balança juntamente com as cargas de menor valor, e assim, o peso apresentado no visor era subtraído pelos 10 kg já conhecidos, chegando ao valor em gramas da anilha que se objetivava mensurar o peso. Algumas anilhas divergiram de suas impressões e, em decorrência deste fato, uma tabela foi criada para apresentar os valores encontrados na mensuração e os que eram esperados a partir da impressão a ferro.

### Escolha do sistema de aquisição e calibração do sistema

Após o reconhecimento das cargas de amostragem, avançou-se para a etapa de seleção do sistema de aquisição de dados e na sequência foi realizada a calibração do sistema escolhido. O processo de calibração define-se como o conjunto de operações que estabelece, sob condições especificadas, a relação entre os valores indicados por um instrumento de medição, valores representados por uma medida materializada ou um material de referência e os valores correspondentes das grandezas estabelecidas por padrões. O peso conhecido é a materialização da grandeza massa, neste caso a calibração se deu a partir do cálculo da massa conhecida sobre a voltagem lida pelo sistema.

Nessa etapa um sistema de aquisição de dados era selecionado de forma aleatória e instalado na estação de trabalho para ser conectado a célula de carga. O dispositivo IASTM sensorizado era então fixado a uma bancada com o auxílio de uma morsa industrial de forma a garantir a estabilidade do transdutor. Após a adequada estabilização e iniciação do *software*, três medidas de peso foram estabelecidas como material de referência para calibrar o sistema. Para o sistema *National Instruments*, desenvolvido na plataforma *LabView*, a primeira medida a ser reconhecida era a referência “zero”, onde na ausência total de deformação da célula de carga, a VI deveria interpretar o sinal adquirido como zero quilos. Entretanto, neste estudo foi necessário o uso de uma plataforma de ferro para repousar as amostras de peso durante a coleta, por essa razão o “zero” foi calibrado a partir apenas da sustentação da base côncava da ferramenta e da plataforma de sustentação, dessa forma o sistema identifica apenas as deformações da célula de carga desencadeadas pela amostra a que se objetivava mensurar. Após o procedimento anterior, o botão “Zero” foi acionado e definido como sem nenhum estímulo à célula de carga. A segunda medida a ser reconhecida era a referência “um”, onde uma anilha de peso conhecida com quilagem equivalente a 2,900g foi depositada sobre a plataforma de ferro do dispositivo. A VI deveria interpretar que o sinal adquirido a partir da deformação causada por essa quilagem na célula de carga, correspondia a medida de 2,900g. Após submeter a célula a este estímulo, o botão “Reference 1” foi acionado e a referência devidamente salva. A terceira medida a ser reconhecida era a referência “dois”, desta vez, uma anilha de quilagem conhecida equivalente a 4,978g foi repousada sobre a plataforma de ferro da célula de carga e o sinal causado devido à deformação foi interpretado na VI como a medida de 4,978g, em seguida, o botão “Reference 2” foi acionado e a referência devidamente salva. A imagem a seguir representa o momento de calibração da referência “Reference 1” em execução.

Figura 21 - Calibração da referência "Reference 1" na fase de testes do sistema *National Instruments*.



Fonte: Autoria própria

No sistema baseado em Arduino a calibração foi realizada pela mensuração de dois valores conhecidos, valor de referência “zero” e valor de referência “5 Kg”. Assim como na coleta realizada no *Labview*, o “zero” era calibrado a partir apenas da exposição da plataforma de ferro utilizada para estabilizar as amostras de carga, já contando também com o estímulo causado pela base côncava da ferramenta que fixava a célula de carga. Considerando essas condições o botão “zero” da interface Arduino era acionado, definindo a calibração atual como “zero”, possibilitando que o sistema identificasse apenas as deformações da célula de carga desencadeadas pelas amostras com anilhas como valores positivos. A segunda medida a ser calibrada era a referência denominada como “5Kg”, nesta ocasião uma anilha de massa conhecida equivalente a 5,000 gramas foi depositada sobre a plataforma e a deformação causada por sua massa a célula de carga era registrada pelo *software* como equivalente a 5 quilogramas, após o acionamento do botão “5Kg” o novo valor de referência era devidamente salvo.

### Captura do sinal da amostra

Subsequente a realização das etapas de calibração os procedimentos de coleta da amostra do sinal foram iniciados. Foi estabelecido um protocolo a ser realizado em três etapas. A primeira delas consistia na escolha aleatória do sistema de aquisição (*National Instruments* ou *Arduino*) que se comunicaria com o dispositivo IASTM sensorizado e das cargas a serem mensuradas, utilizando anilhas de academia com valores de peso conhecidos e verificados. As amostras de peso eram compostas pelas seguintes anilhas: 500g, 1kg, 2kg, 3kg, 5kg e 10kg. Essas anilhas foram recombinaadas para mensuração dos seguintes valores hipotéticos: 500g, 1kg, 1,5kg, 2kg, 2,5kg, 3kg, 3,5kg, 4kg, 4,5kg, 5kg e 10kg; constituindo então um total de 11 amostras. Na segunda etapa, após a escolha aleatória de uma carga, a mesma era submetida a um dos sistemas de aquisição. No sistema da *National Instruments/LabView*, a carga era devidamente posicionada sobre a plataforma de ferro da célula de carga, a coleta do sinal expresso pela célula de carga a partir da deformação causada pela amostra de peso selecionado era iniciado. A aquisição destes dados se deu a uma taxa de amostragem de 1.000 amostras por segundo, com a utilização de um filtro butterworth de segunda ordem em 6Hz. Ao acionar a VI, o *time* era liberado e iniciava-se a cronometragem de 30 segundos. Na terceira etapa, após o final dos 30 segundos, a VI era pausada e eram registrados os dados da variação de sinal, convertidos em gramas, da força pico mínima e pico máxima causados pela pressão exercida na célula de carga. O mínimo e máximo mensurados foi calculado a partir do ruído observado ao longo dos 30 segundos e aferido pico a pico. Ao concluir o registro das anotações, outra amostra de peso era selecionada aleatoriamente e o processo era reiniciado até completar todos os valores hipotéticos apresentados anteriormente.

Já no sistema de aquisição baseado em *Arduíno*, com a interface aberta, a carga de peso conhecido era devidamente posicionada sobre a plataforma de ferro da célula de carga, iniciando assim a segunda etapa, que se refere ao procedimento de mensuração da deformação identificada pela célula de carga a partir do valor de referência “zero”. Ao impor o estímulo, o *time* era acionado dando início ao procedimento de coleta e concluindo-se após o final dos 30 segundos. Na terceira etapa, após a conclusão dos 30 segundos, a interface pausava a coleta e os valores coletados como pico mínimo e pico máximo de variação a partir da deformação experimentada pela célula de carga, foram observados nas janelas de observação de força já convertidos em gramas. O mínimo e máximo mensurados foram calculados a partir do ruído observado ao longo dos 30 segundos e aferido pico a pico. A aquisição destes dados se deu a uma taxa de amostragem de 10 amostras por segundo, o módulo HX711 já vem dotado com um filtro de rejeição de ruído de 50Hz e 60Hz inclusa placa. Ao concluir os devidos registros

da coleta, outra amostra de peso era aleatoriamente selecionada e o processo de coleta era reiniciado até verificar todos os valores apresentados anteriormente.

## 8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software* SPSS v. 22 (IBM®, Nova York, EUA). A normalidade e a homogeneidade dos dados foram verificadas com os testes Shapiro-Wilk e Levene respectivamente. Foi utilizada uma abordagem de medidas repetidas onde os resultados foram comparados entre dia de medida (teste e reteste) e equipamento de medição (*National Instruments* e Arduino) por modelo misto de duas vias para medidas repetidas com teste Sidak post hoc para comparação de pares se um efeito principal significativo fosse observado. Além disso, os coeficientes de variação (CV) foram calculados de acordo com Hopkins, Schabort e Hawley (2001).

## 9 RESULTADOS

Na tabela 1 apresentamos os dados descritivos dos pesos de referência utilizados para os testes. Os valores entre o indicado na anilha de peso e o valor real mensurado na balança apresentou pequenas diferenças como pode ser observado. Já na tabela 2, apresentamos os dados descritivos dos valores mínimos, máximos e médios obtidos nos dias de coleta, bem como o valor de variação entre a média e o peso referência.



Tabela 1 - Valores descritivos dos pesos de referência

<b>Medida de referência (g)</b>	<b>Medida mensurada real (g)</b>
0,500	0,504
1,000	1,024
2,000	1,907
3,000	2,915
5,000	4,978
10,000	10,004
15,000	14,982

Fonte: Autoria própria.

Tabela 2 - Valores descritivos das medidas realizadas com o equipamento

<b>Peso Ref. (gr)</b>	<b>Dia 1 Min (gr)</b>	<b>Dia 1 Max (gr)</b>	<b>Dia 1 Med (gr)</b>	<b>Dia 1 Var (gr)</b>	<b>Dia 1 Var (%)</b>	<b>Dia 2 Min (gr)</b>	<b>Dia 2 Max (gr)</b>	<b>Dia 2 Med (gr)</b>	<b>Dia 2 Var (gr)</b>	<b>Dia 2 Var (%)</b>
<b>National Instruments</b>										
<b>504</b>	508,8	523,2	516,0	12,0	2,4	498,6	521,8	510,2	6,2	1,2
<b>1013</b>	1031,6	1035,1	1033,3	20,3	2,0	1014,0	1018,9	1016,4	3,4	0,3
<b>1517</b>	1535,4	1543,6	1539,5	22,5	1,5	1516,8	1528,7	1522,8	5,8	0,4
<b>1908</b>	1945,3	1953,6	1949,5	41,5	2,2	1917,4	1921,1	1919,2	11,2	0,6
<b>2412</b>	2439,8	2454,1	2446,9	34,9	1,4	2420,5	2426,7	2423,6	11,6	0,5
<b>2911</b>	2922,5	2932,3	2927,4	16,4	0,6	2926,3	2933,4	2929,8	18,8	0,6
<b>3415</b>	3429,5	3437,2	3433,4	18,4	0,5	3432,2	3440,2	3436,2	21,2	0,6
<b>3926</b>	3950,5	3964,4	3957,4	31,4	0,8	3938,9	3950,7	3944,8	18,8	0,5
<b>4430</b>	4381,9	4471,9	4426,9	-3,1	-0,1	4449,8	4458,6	4454,2	24,2	0,5
<b>4978</b>	4997,9	5006,6	5002,2	24,2	0,5	4996,3	5000,0	4998,2	20,2	0,4
<b>Arduino</b>										
<b>504</b>	500,0	504,0	502,0	-2,0	-0,4	503,0	506,0	504,5	0,5	0,1
<b>1013</b>	1021,0	1025,0	1023,0	10,0	1,0	1011,0	1014,0	1012,5	-0,5	0,0
<b>1517</b>	1524,0	1529,0	1526,5	9,5	0,6	1518,0	1520,0	1519,0	2,0	0,1
<b>1908</b>	1923,0	1928,0	1925,5	17,5	0,9	1910,0	1913,0	1911,5	3,5	0,2
<b>2412</b>	2428,0	2431,0	2429,5	17,5	0,7	2415,0	2418,0	2416,5	4,5	0,2
<b>2911</b>	2936,0	2940,0	2938,0	27,0	0,9	2921,0	2923,0	2922,0	11,0	0,4
<b>3415</b>	3439,0	3443,0	3441,0	26,0	0,8	3426,0	3430,0	3428,0	13,0	0,4
<b>3926</b>	3895,0	3898,0	3896,5	-29,5	-0,8	3934,0	3940,0	3937,0	11,0	0,3
<b>4430</b>	4400,0	4403,0	4401,5	-28,5	-0,6	4439,0	4443,0	4441,0	11,0	0,2
<b>4978</b>	5003,0	5006,0	5004,5	26,5	0,5	4996,0	5001,0	4998,5	20,5	0,4

Fonte: Autoria própria.

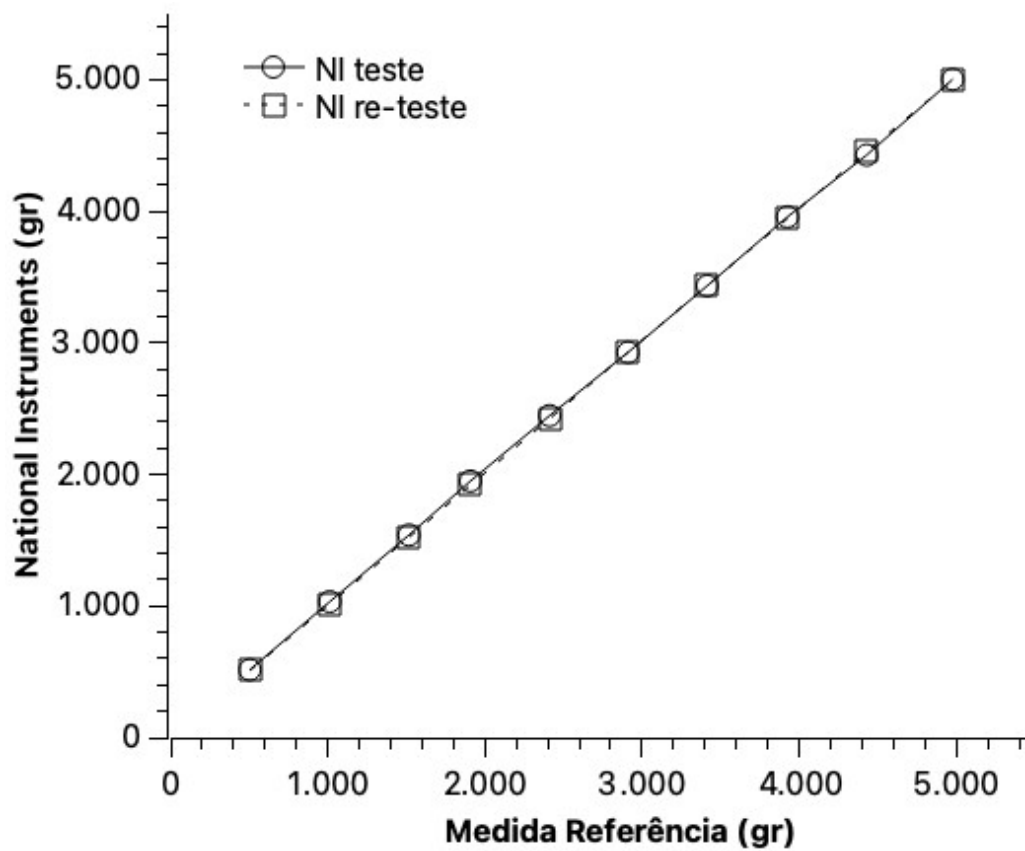
Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre o teste (dia 1) e reteste (dia 2) para os sistemas *National Instruments* e Arduino (tabela 3 e figuras 22 e 23). Além disso, nenhuma diferença significativa foi encontrada entre as medidas realizadas pelo sistema da *National Instruments* em comparação com o sistema Arduino (tabela 3 e figuras 24). O coeficiente de variação entre o teste e reteste e sistema da *National Instruments* e Arduino foram pequenos (tabela 4).

Tabela 3 - Valores médios teste e reteste.

<b>Medida Referência (gr)</b>	<b>NI Teste (média - gr)</b>	<b>NI Reteste (média - gr)</b>	<b>Arduino Teste (média - gr)</b>	<b>Arduino Reteste (média - gr)</b>
<b>504</b>	516,0	510,2	502,0	504,5
<b>1013</b>	1033,3	1016,4	1023,0	1012,5
<b>1517</b>	1539,5	1522,8	1526,5	1519,0
<b>1908</b>	1949,5	1919,2	1925,5	1911,5
<b>2412</b>	2446,9	2423,6	2429,5	2416,5
<b>2911</b>	2927,4	2929,8	2938,0	2922,0
<b>3415</b>	3433,4	3436,2	3441,0	3428,0
<b>3926</b>	3957,4	3944,8	3896,5	3937,0
<b>4430</b>	4426,9	4454,2	4401,5	4441,0
<b>4978</b>	5002,2	4998,2	5004,5	4998,5

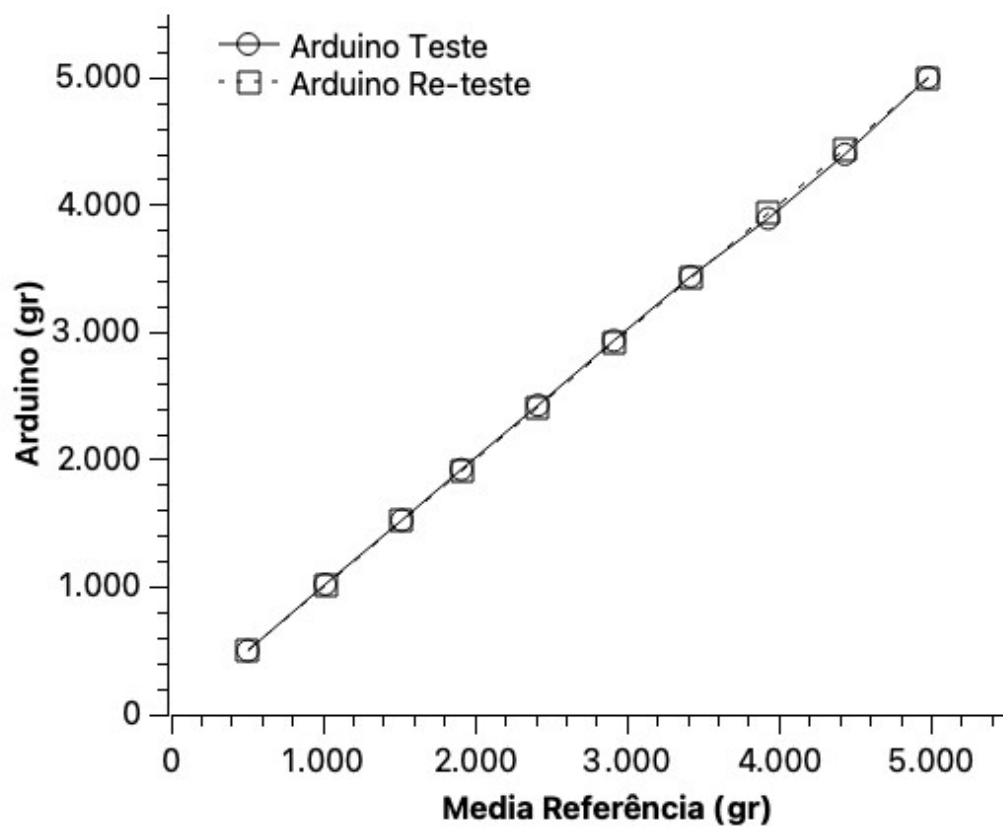
Fonte: Autoria própria.

Figura 22 - Regressão entre as medidas de teste e reteste realizadas com o sistema da National Instruments (NI).



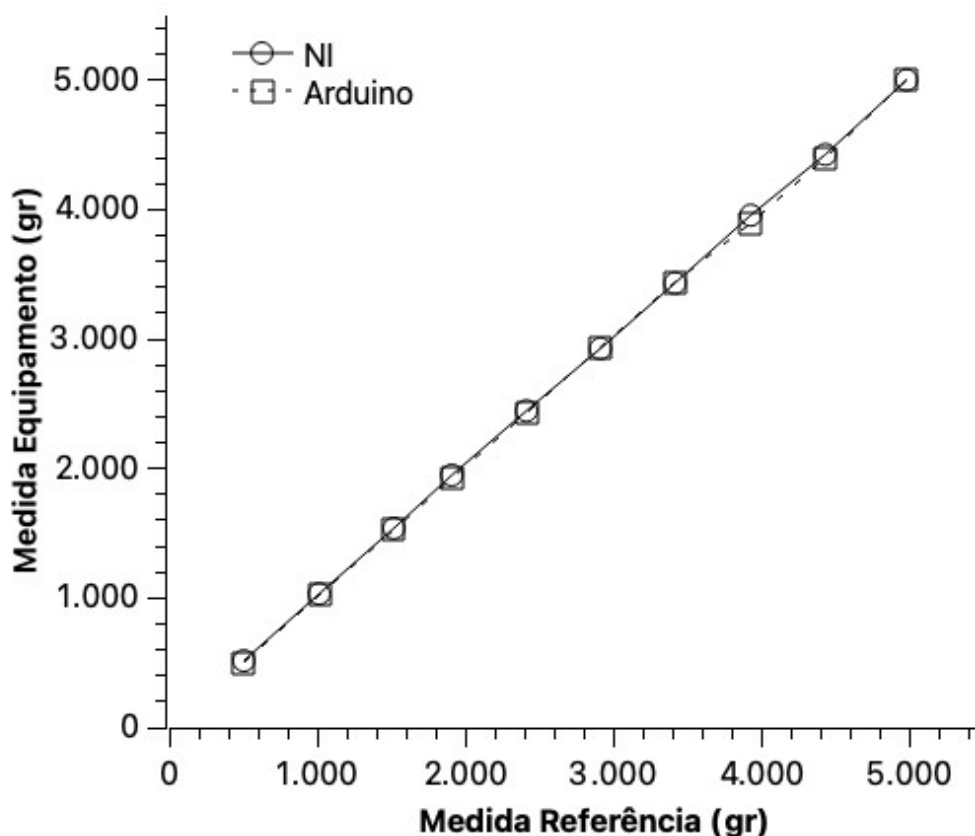
Fonte: Autoria própria

Figura 23 - Regressão entre as medidas de teste e reteste realizadas com o sistema Arduino.



Fonte: Autoria própria

Figura 24 - Comparação entre os sistemas Arduino e National Instruments (NI).



Fonte: Autoria própria.

Tabela 4 - Valores de coeficiente de variação entre teste e reteste e entre os sistemas de aquisição dos dados.

<b>Medida Referência (gr)</b>	<b>CV - NI Teste Vs Retest (%)</b>	<b>CV - Arduino Teste Vs Retest (%)</b>	<b>CV - NI Vs Arduino (%)</b>
<b>504</b>	0,56	0,25	1,38
<b>1013</b>	0,82	0,52	0,50
<b>1517</b>	0,55	0,25	0,42
<b>1908</b>	0,78	0,36	0,62
<b>2412</b>	0,48	0,27	0,36
<b>2911</b>	0,04	0,27	0,18
<b>3415</b>	0,04	0,19	0,11
<b>3926</b>	0,16	0,52	0,78
<b>4430</b>	0,31	0,45	0,29
<b>4978</b>	0,04	0,06	0,02

Fonte: Autoria própria.

## 10 DISCUSSÃO

Como abordado anteriormente, a aplicação de pressão pelo terapeuta durante intervenções com mobilização miofascial instrumental pode ser um fator chave na determinação dos efeitos positivos resultantes da técnica. Entretanto, até o momento, o controle efetivo da variável pressão ainda não foi totalmente dominado entre os profissionais, o que abre vieses para a interpretação dos resultados alcançados com a aplicação da técnica.

Entre os benefícios positivos da intervenção investigados pela ciência está o favorecimento do processo de cicatrização e recuperação de tecidos moles (DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLSSEN ET AL., 1999). Pesquisas anteriores observam que a imposição controlada de microtraumas ocasionado pelos golpes dos instrumentos de mobilização miofascial em magnitudes mais altas de pressão pode estimular o aumento no número e na proliferação de fibroblastos e favorecem melhores respostas a cicatrização, resultando em um processo de regeneração tecidual mais acentuado (PRENTICE, 1994; DAVIDSON ET AL., 1997; GEHLSSEN ET AL., 1999; LOGHMANI e WARDEN, 2009; WANG ET AL., 2013; IMAI ET AL., 2015).

Na tentativa de controlar a variável pressão, pesquisadores buscaram desenvolver uma ferramenta de mobilização miofascial capaz de mensurar os níveis de pressão empregados durante a aplicação profissional. Entre esses instrumentos foram desenvolvidas soluções que variam desde sensorizadores pontuais para aplicação manual e complexos dispositivos robóticos até ferramentas altamente sofisticadas de mobilização miofascial assistida por instrumento com tecnologia de ponta para seu design e sistema de aquisição de dados (LOGHMANI ET AL., 2016; ALOTAIBI ET AL., 2016; EVERINGHAM ET AL., 2019).

Em contrapartida, esses dispositivos apresentam limitações que influenciam sua recriação e replicação em outras pesquisas, assim como restringem seu uso em contexto clínico-profissional. Os dispositivos que se destacam apresentam grande complexidade de construção e uso de componentes de difícil acesso e alto custo monetário, tanto para seus componentes, quanto para seu sistema de aquisição de dados (ZOEST ET AL., 2002; ZENG ET AL., 2008; LOGHMANI ET AL., 2009; LEE ET AL., 2009; TUTTLE e JACUINDE, 2011; WANG ET AL., 2013; VARDIMAN ET AL., 2014; IMAI ET AL., 2015; LOGHMANI ET AL., 2016; ALOTAIBI ET AL., 2016; EVERINGHAM ET AL., 2019; MARTONICK ET AL., 2020; STEVENSON ET AL., 2021; SYEDA ET AL., 2022; DUFFY ET AL., 2022). Essas particularidades limitam a acessibilidade de pesquisadores e profissionais para replicar o processo de criação dos instrumentos e seu sistema.

O propósito desta dissertação foi de apresentar o processo de criação de um dispositivo de mobilização miofascial sensorizado com *feedback online* e de um sistema de aquisição de dados confiável, ambos acessíveis e aplicáveis para o uso clínico e para replicação de outros pesquisadores. O produto desta dissertação foi capaz de alcançar o objetivo proposto e comprovou sua hipótese de que o dispositivo IASTM sensorizado seria capaz de mensurar valores de pressão com *feedback online* e que seu sistema de aquisição de dados baseado em Arduino possui equivalência e reprodutibilidade em comparação com a alternativa comumente utilizada desenvolvida com equipamentos *National Instruments*.

Este dispositivo sensorizado foi desenvolvido de forma relativamente simples, possui dimensões semelhantes à de ferramentas já utilizadas na rotina profissional, possibilita a aplicação em grandes e pequenos quadrantes musculares e tendinosos, e conta com componentes de fácil aquisição e baixo custo monetário. Essas características tornam o instrumento desenvolvido neste trabalho um alternativa eficiente para a solução de algumas limitações observadas em estudos anteriores com propostas similares, onde os dispositivos geralmente eram de difícil adaptação ao contexto clínico, possuíam dimensões incompatíveis com o uso em modelos humanos, limitavam o protocolo de aplicação apenas a intervenções pontuais ou subjetivas e eram construídos com equipamentos de alto valor monetário, o que dificulta sua replicação pela maioria dos profissionais e acadêmicos.

O sistema de aquisição de dados criado para se comunicar com o dispositivo sensorizado foi idealizado com o intuito semelhante ao dispositivo: ser preciso, confiável e acessível a profissionais e pesquisadores. Dessa forma, foi desenvolvido com base em Arduino, uma alternativa *open-source* e *open-hardware* acessível, facilmente encontrada para compra. As soluções anteriormente citadas utilizaram para o sistema de aquisição de dados os equipamentos da *National Instruments*, uma alternativa comumente utilizada em pesquisa e que possui uma plataforma de desenvolvimento em linguagem gráfica, o *Labview*. Apesar de seu grande poder e qualidade em automação e aquisição de dados, tanto os componentes do sistema *National Instruments*, quanto a plataforma *Labview* são relativamente caros, o que acaba por limitar seu acesso a pesquisadores e profissionais clínicos.

Nessa dissertação foi realizada uma comparação entre ambos os sistemas que se comunicaram com o dispositivo sensorizado para verificar a viabilidade e confiabilidade dos dados obtidos pelo sistema baseado em Arduino em comparação com os dados obtidos utilizando o sistema criado com equipamentos da *National Instruments*.

Os dados do sistema com equipamentos da *National Instruments* foram capturados a uma taxa de aquisição de 1.000 amostras por segundo com uma resolução de 12 bits.



Entretanto, os dados do sistema baseado em Arduino foram capturados a uma taxa de aquisição de 10 amostras por segundo a uma resolução de 24 bits, semelhante ao utilizado por Everingham et al. (2019), que fez uso de uma taxa de aquisição de 20 amostras por segundo para adquirir os dados de força que variavam entre 0,5 a 100 N, com frequência entre 0,25 e 1 Hz para um instrumento de mobilização sensorizado similar ao dispositivo desenvolvido nesta dissertação, onde foi possível observar que esta faixa de aquisição de dados foi suficiente para medições dessa magnitude por não haver grandes alterações da variável em função do tempo de captura.

Os dados obtidos neste experimento não apontam diferenças significativas entre a média dos dados mensurados pelos dois sistemas em dois dias diferentes (tabela 3). Quando comparados, a média dos valores mensurados pelo sistema baseado em Arduino no primeiro dia de teste não diferiram significativamente da média dos valores mensurados pelo mesmo sistema no segundo dia de teste, o que sugere uma consistência do sistema a nível de aquisição de dados. Os mesmos resultados também foram observados com o sistema *National Instruments* (figura 22 e 23).

Além disso, quando comparados os valores médios coletados pelos sistemas *National Instruments* e os valores médios coletados pelo sistema baseado em Arduino, não foram encontradas diferenças significativas entre os dados capturados no teste e no reteste após 24 horas (tabela 3 e figuras 24). Resultados semelhantes foram observados em estudos anteriores, onde foram realizadas investigações comparando uma alternativa de sistema de aquisição de dados de baixo custo com um sistema de aquisição com equipamentos da *National Instruments* (LIMA e NETO, 2007). Em contrapartida, uma investigação feita por Silva et al. (2019) sugere que a utilização da plataforma Arduino em associação ao módulo HX711 representam uma proposta compatível para o desenvolvimento de sistemas de monitoramento e aquisição de dados de baixo custo, especialmente para captura de dados relativos a deformação e força, como no caso dos experimentos desta dissertação.

Além disso, quando verificado o coeficiente de variação (CV) entre os valores do primeiro dia de testes e os do segundo dia de testes de aquisição pelos dois sistemas, foi encontrado um percentual de variação discreto entre eles (tabela 4). A baixa variação do coeficiente entre as mensurações realizadas nos dois dias de coleta indica um alto grau de reprodutibilidade do sistema (Cavalcante et al., 2008). Estudos anteriores que verificaram a aquisição de sinais biológicos ressaltaram a importância da verificação dos sinais em momentos diferentes para validação de um bom nível de reprodutibilidade (KOLLMITZER ET AL., 1999). O intervalo entre os testes adotado para esse experimento foi de 24 horas, outros

estudos alertam para controvérsias quanto a reprodutibilidade de sinais biológicos, quando realizados com intervalos de reteste maiores (THORSTENSSON ET AL., 1977). Apesar dos resultados de reprodutibilidade do sinal de força observados nesta dissertação em diferentes momentos de aquisição, sugere-se cautela ao realizar investigações deste contexto com intervalos de tempo muito maiores (KOOMITZER ET AL., 1999). Levando em consideração o baixo custo na elaboração do sistema baseado em Arduino, pode-se considerar estes achados satisfatórios.

Os resultados encontrados mostram uma equiparidade entre a capacidade de aquisição de dados dos sistemas testados, o que sugere que o sistema *National Instruments* e o sistema baseado em Arduino são equivalentes a nível de precisão de mensuração, atuando com rigor operacional semelhante. A partir da interpretação dos dados observados pode-se concluir que, a nível de custo-benefício, o sistema de aquisição de dados baseado em Arduino é uma alternativa eficiente, confiável e consideravelmente mais acessível financeiramente ao público acadêmico e profissional, uma vez que oferece desempenho semelhante ao sistema *National Instruments*, a alternativa mais comumente utilizada e com valor comercial relativamente mais alto. Além disso, por se tratar de um sistema *open source* e *open hardware*, esse mesmo modelo de sistema para aquisição de dados de pressão pode ser modificado para aquisição de outros tipos de dado, o que torna do sistema baseado em Arduino uma alternativa versátil para vários outros tipos de investigação acadêmica.

Com esses achados, o sistema de aquisição de dados que melhor se comunica com a ferramenta de mobilização miofascial sensorizada é o sistema baseado em Arduino. Esse conjunto de equipamentos constitui por sua vez uma alternativa de controle de pressão de fácil replicação para aplicação clínica de intervenções miofasciais, tanto para pesquisadores, como para uso profissional. A existência desse equipamento abre possibilidades de novas pesquisas para reconhecimento de padrões de aplicação de técnicas miofasciais instrumentais, tornando provável a elaboração de protocolos mais consistentes para seu uso clínico.

Para investigações futuras, sugere-se o uso deste equipamento em cenário de tratamento clínico para verificação dos efeitos da magnitude de pressão utilizada durante a intervenção miofascial em modelo biológico.

## 11 CONCLUSÃO

A proposta de desenvolvimento de um dispositivo IASTM sensorizado para o controle da força, mostrou-se funcional para mesurar e gerar *feedback* de forma *online* da magnitude de pressão no momento da aplicação; e o sistema de aquisição de dados acessível baseado em Arduino, é eficiente para a medição dos valores de pressão, atuando com rigor operacional equiparável ao sistema de aquisição da *National Instruments* e apresentando níveis de precisão e reprodutibilidade semelhantes.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEETEDAL, M.; KERMANI, M. R.. An open-source integration platform for multiple peripheral modules with Kuka robots. **CIRP J. Manuf. Sci. Technol.** 27:46–55. doi: 10.1016/j.cirpj.2019.08.003, 2019.
- ABDULHAKIM, M.; HEGAZY, R.; ABUELEZZ, A. E.; ABDELHAKHEEM, H. M.; GAFFER, A. M.; ZAKARIA, H. M.. Novel design of a multi-capacity force measurement instrument. *Measurement*. 2021;173:108562. doi: 10.1016/j.measurement.2020.108562.
- AGHILI, F.. Design of a Load Cell with Large Overload Capacity. **Trans. Can. Soc. Mech. Eng.** 2010;34:449–461. doi: 10.1139/tcsme-2010-0027.
- AJIMSHA, M. S.; AL-MUDAHKA, N. R.; AL-MADZHAR, J. A. Effectiveness of myofascial release: Systematic review of randomized controlled trials. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 19, n. 1, p. 102–112, 2015. doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.06.001.
- ALBERT, W. J.; CURRIE-JACKSON, N.; DUNCAN, C. A.; A survey of musculoskeletal injuries amongst Canadian massage therapists. **Journal of Bodywork and Movement Therapy** 12, 86-93, 2007.
- AL-DAHIREE, O. S.; TOKHI, M. O.; HADI, N. H.; HMOAD, N. R.; GHAZILLA, R.; YAP, H. J.; ALBAADANI, E. A.. Design and Shape Optimization of Strain Gauge Load Cell for Axial Force Measurement for Test Benches. **Sensors (Basel)**. 2022 Oct 3;22(19):7508. doi: 10.3390/s22197508. PMID: 36236608; PMCID: PMC9571206.
- ALMEIDA, M. M. de. Experimento de baixo custo para medição da dissipação da energia em um pêndulo. **Revista Brasileira De Ensino De Física**, 2021. V. 43. <https://doi.org/10.1590/1806-9126-RBEF-2020-0360>.
- ALOTAIBI, A. M., ANWAR, S., LOGHMANI, M. T., e CHIEN, S. Development of a Force Sensing Instrument Assisted Soft Tissue Mobilization Device. ASME 2016 - International Mechanical Engineering Congress and Exposition, **American Society of Mechanical Engineers**. <https://doi.org/10.1115/IMECE2016-65268>
- ARDUINO PRODUCTS. Disponível em: <https://www.arduino.cc/en/Main/Products>. Acesso em 26 de junho de 2022.
- ARROYO-MORALES, M.; OLEA, N.; MARTINEZ, M.; MORENO-LORENZO, C.; DAZ-RODRIGUEZ, L.; HIDALGO-LOZANO, A.. Effects of Myofascial Release After High-Intensity Exercise: A Randomized Clinical Trial. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, 31(3), 217–223. doi:10.1016/j.jmpt.2008.02.009, 2008.
- BAKER, R.; START, A.; LARKINS, L.; BURTON, D.; MAY, J. Exploring the preparation, perceptions, and clinical profile of athletic trainers who use instrument-assisted soft tissue mobilization. **Athl Train Sports Health Care**, 2018. V. 10, n. 4, p. 169–180. doi:10.3928/19425864-20180201-02.
- BALASUBRAMANIAN, K.; BURKS, T. F.; LEHTOLA, C. J.; LEE, W. S.. Shock and vibration data acquisition system for off-road vehicle operator health and safety assessment. **J Agric Saf Health**. 12(4):293-313. doi: 10.13031/2013.22010. PMID: 17131950, Nov., 2006.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. J.. **Instrumentação e fundamentos de medidas**. Rio de Janeiro: LTC, v. 1. 672 p, 2006.
- BARBOSA, F. S.; FERREIRA, P. C.; VILELA, A. R.; GUEDES-FILHO, J. C. S. Modelagem numérica e análise experimental aplicadas ao projeto de uma célula de carga. Notas de aula da disciplina Análise Experimental de Tensões Curso de Mestrado em Engenharia de Estruturas da UFMG National Instruments Corp., NI-DAQ 7 Quick Start Guide. Stephen P. Timoshenko e S.Woinowsky Krieger, Theory of Plates and Shells. Second Edition McGraw-Hill Book Company, Inc. Disponível em:

<https://docplayer.com.br/27645060-Modelagem-numerica-e-analise-experimental-aplicadas-ao-projeto-de-uma-celula-de-carga.html>, acesso em: 04/12/2022.

BARDT, T. F.; UNTERBERG, A. W.; KIENING, K. L.; SCHNEIDER, G. H.; LANKSCH, W. R.. Multimodal brain monitoring in comatose traumatic brain injury patients. *Acta Neurochir.* 140(4):357-65. DOI: 10.1007/s007010050109. PMID: 9689327, Vienna, 1998.

BEIER, Z.; EARP, I.; KORAR, A. J.. Self-Myofascial Release Does Not Improve Back Squat Range of Motion, Alter Muscle Activation, or Aid in Perceived Recovery 24-Hours Following Lower Body Resistance Training. *International Journal of Exercise Science* 12(3): 839-846, 2019.

BENEDITO, A. M.; VALLDECABRES, R.; CECA, D.; RICHARDS, J.; BARRACHINA, I. J.; PABLOS, A. Effect of vibration vs non-vibration foam rolling techniques on flexibility, dynamic balance and perceived joint stability after fatigue. *PeerJ* 7:e8000, 2019.

BIBBO D.; GABRIELE S.; SCORZA, A.; SCHMID, M.; SCIUTO S. A.; CONFORTO, S.. A Novel Technique to Design and Optimize Performances of Custom Load Cells for Sport Gesture Analysis. *IRBM.* 2019;40:201–210. doi: 10.1016/j.irbm.2019.05.005.

BRAGA, N. C. **Como funcionam os conversores A/D - Parte I. Saber Eletrônica**, São Paulo, Ano 42, n. 402, jul. 2006. Disponível em: Acesso em: 01 mar. 2011.

BROWN, J. C.; HUEDO-MEDINA, T. B.; PESCATELLO, L. S.; PESCATELLO, S. M.; FERRER, R. A.; JOHNSON, B. T.. Efficacy of exercise intervenções na modulação da fadiga relacionada ao câncer entre sobreviventes de câncer adultos: uma meta-análise, *Cancer Epidemiology, Biomarkers and Prevention*, vol. 20, pp. 123–133, 2011.

BURKE, J.; BUCHBERGER, D. J.; CAREY-LOGHMANI, M. T.; DOUGHERTY, P. E.; GRECO, D. S.; DISHMAN, J. D. A pilot study comparing two manual therapy interventions for carpal tunnel syndrome. *J Manip Physiol Ther*, 2007. V. 30, n.1, p. 50-61. doi: 10.1016/j.jmpt.2006.11.014.

BYRNE, D. T.; ESMONDE, H.; BERRY, D. P.; MCGOVERN, F.; CREIGHTON, P.; MCHUGH, N. Sheep lameness detection from individual hoof load. *Comput. Electron. Agric.* 2019;158:241–248. doi: 10.1016/j.compag. 01.048, 2019.

CABBOI, A.; SEGEREN, M.; HENDRIKSE, H.; METRIKINE, A.. Vibration-assisted installation and decommissioning of a slip-joint. *Eng. Struct.* 2020;209:109949. doi: 10.1016/j.engstruct.2019.109949.

CANTARERO-VILLANUEVA, I; FERNÁNDEZ-LAO, C.; DEL MORAL-AVILA, R.; FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C.; FERICHE-FERNÁNDEZ-CASTANYS, M.B.; ARROYO-MORALES, M. Effectiveness of core stability exercises and recovery myofascial release massage on fatigue in breast cancer survivors: a randomized controlled clinical trial. *Evid Based Complement Alternat Med.* 2012; 2012:620619. doi: 10.1155/2012/620619, 2012.

CAREY-LOGHMANI, M. T.; SCHRADER, J. W.; HAMMER, W. I. **Graston technique: M1 instruction manual.** 3rd ed. Indianapolis: Therapy Care Resources Inc.; 2010.

CARVALHO, I. M; VON KRUGER M, A.; PEREIRA W. C. A. **Caracterização de amostras à base de PVCP e cera de carnaúba para aplicação como phantoms simuladores de tecidos biológicos.** COPPE, Rio de Janeiro. 2014.

CASSAR, MARIO-PAUL. **Manual de Terapêutica.** São Paulo, editora Manole, 2001.

CECA, D.; ELVIRA, L.; GUZMÁN, J. F.; PABLOS, A. Benefícios de um programa de liberação miofascial na qualidade de vida relacionada à saúde nas pessoas com fibromialgia: um ensaio clínico randomizado. *J Sports Med Phys Fitness*, 57: 993-1002. DOI: 10.23736 / S0022-4707.17.07025-6), 2017.

CECA, D.; PABLOS, A.; ELVIRA, L.; LÓPEZ-HERNÁNDEZ, L.; ORTEGA, A. L.. Effectiveness of a self-myofascial conditioning programme on pain, depression, anxiety and sleep quality in people with Fibromyalgia. **Cuadernos de Psicología del Deporte**, 20(1), 147-165, 2020.

CHAITOW, LEON. **Terapia manual para disfunção fascial**. Porto Alegre: Artmed, 2017.

Chamberlain, GJ, 1982. Massagem de fricção de Cyriax: uma revisão. **Jornal de Fisioterapia Ortopédica e Esportiva** 4 (1), 16–22, 1984.

CHAPELLE, S.; BOVE, G. Visceral massage reduces postoperative ileus in a rat model. **J Bodyw Mov Ther**, 2013. V. 17, n. 1, p. 83–88.

CHEATHAM, S. W.; BAKER, R. T.; LARKINS, L. W.; BAKER, J. G.; CASANOVA, M. P.; Clinical Practice Patterns Among Health Care Professionals for Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization. **J Athl Train**; 56 (10): 1100–1111. doi: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-047-20>, 1 October 2021.

CHEATHAM, S. W.; BAKER, R. T.; LARKINS, L. W.; BAKER, J. G.; CASANOVA, M. P. Clinical Practice Patterns Among Health Care Professionals for Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization. **Journal of athletic training**, 2021. V. 56, n. 10, p. 1100–1111. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-047-20>.

CHEATHAM, S. W.; BAKER, R.; KREISWIRTH, E. Instrument assisted soft-tissue mobilization: a commentary on clinical practice guidelines for rehabilitation professionals. **International journal of sports physical therapy**, 2019. V. 14, n.4, p.670–682. DOI: 10.26603/ijsp20190670.

COSENTINO, I.; FERRO, G. A.; RESTUCCIA, L. An experimental set-up for cyclic loading of concrete. **Procedia Struct. Integr.** 2020;25:413–419. doi: 10.1016/j.prostr.2020.04.046.

COZZOLINO, F.; APICELLA, D.; WANG, G.; APICELLA, A.; SORRENTINO, R.. Implant-to-bone force transmission: A pilot study for in vivo strain gauge measurement technique. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.** 2019;90:173–181. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.10.014.

CRANE, J. D.; OGBORN, D. I.; CUPIDO, C.; MELOV, S.; HUBBARD, A.; BOURGEOIS, J. M.; TARNOPOLSKY, M. A. Massage therapy attenuates inflammatory signaling after exercise-induced muscle damage. **Science translational medicine**, 2012. V. 4, n. 119. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3002882>

CUNHA, R. L. R.. **Aquisição de dados CompactDAQ**. Saber Eletrônica, São Paulo, Ano 42, n. 404, set. 2006.

CYRIAX, J.. **Tratado de Medicina Ortopédica**. Baillière Tindall, Londres.

DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana básica**. São Paulo: Atheneu, 2000.

DAVIDSON, C. J.; GANION, L. R.; GEHLSSEN, G. M.; VERHOESTRA, B.; ROEPKE, J. E.; SEVIER, T. L. Rat tendon morphologic and functional changes resulting from soft tissue mobilization. **Medicine and science in sports and exercise**, 1997. V. 29, n. 3, p. 313–319. <https://doi.org/10.1097/00005768-199703000-00005>.

DILLY, R. O.; MENDES, L. F. C. Aplicação em tempo real de monitoramento de umidade e temperatura utilizando arduino. Centro de ensino superior de Juiz de Fora – MG, 2015.

DOMENICO, GIOVANNI DE; WOOD, ELIZABETH C. **Técnicas de massagem de Beard**. 4.ed. Manole: São Paulo, 1998.

DOMMERHOLT, J 2012. **Trigger point therapy**. In: Schleip R, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA (eds)-Fascia: the tensional network of the human body. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh pp 297-302.

DUFFY, S.; MARTONICK, N.; REEVES, A.; CHEATHAM, S. W.; MCGOWAN, C.; BAKER, R. T. Clinician Reliability of One-Handed Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization Forces During a

Simulated Treatment. **Journal of sport rehabilitation**, 2022. V. 31, n. 4, p. 505–510. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0216>.

EKICI, G.; BAKAR, Y.; AKBAYRAK, T.; YUKSEL, I. Comparison of manual lymph terapia de drenagem e massagem do tecido conjuntivo em mulheres com fibromialgia: um ensaio clínico randomizado. **J Manipulative Physiol Ther**, 32: 127-33, 2009.

EVANS, M.; NOBLE, J.; HOCHENBAUM, J. **Arduino em Ação**. Novatec Editora, 2013.

EVERINGHAM, J.B.; MARTIN, P. T.; LUJAN, T. J. A Hand-Held Device to Apply Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization at Targeted Compression Forces and Stroke Frequencies. **J Med Device**, 2019. V. 13, n. 1. doi: 10.1115/1.4041696.

FERREIRA, J. G.; BRANCO, F.. Measurement of Vertical Deformations in Bridges Using an Innovative Elastic Cell System. **Exp. Technol.** 39:13–20. doi: 10.1111/j.1747-1567.2012.00852.x, 2015.

FLECKENSTEIN, J.; WILKE, J.; VOGT, L.; BANZER, W. Preventive and regenerative foam rolling are equally effective in reducing fatigue-related impairments of muscle function following exercise. **Journal of sports science e medicine**, 2017. V. 16, n. 4, p. 474–479.

FLORES, 2003. Disponível em: <https://www.lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/3508/000389143.pdf?sequence=1&isAllowed=y>, Acesso em 05 de maio de 2022.

FOWLER, S.; WILSON, J. K.; SEVIER, T. L. Innovative approach for the treatment of cumulative trauma disorders. **Work**, 2000. V.15, n. 1, p. 9-14.

FULLER, B. **Synergetics**. Macmillan, New York, 1975.

GE, H.. Latent Myofascial Trigger Points Are Associated With an Increased Intramuscular Electromyographic Activity During Synergistic Muscle Activation. **The Journal of Pain**, Vol 15, no2, pg. 181-187, 2014.

GEHLSSEN, G. M.; GANION, L. R.; HELFST, R.. Fibroblast responses to variation in soft tissue mobilization pressure. **Medicine e Science in Sports e Exercise** 31(4):p 531-535, April 1999.

GESTEIRA, L. G. G. K.. **Sistema de aquisição de dados baseado em LabVIEW para um dinamômetro de chassi** – Salvador, 2014. Dissertação (mestrado) – Universidade Federal da Bahia. Escola Politécnica, 2014. Disponível em: <https://repositorio.ufba.br/handle/ri/16981>, Acesso em 29 de abril de 2022.

GONZALEZ-MENDOZA, A.; QUINONES-URIOSTEGUI, I.; SALAZAR-CRUZ, S.; PEREZ-SANPABLO, A. I.; LOPEZ-GUTIERREZ, R.; LOZANO, R.. Design and Implementation of a Rehabilitation Upper-limb Exoskeleton Robot Controlled by Cognitive and Physical Interfaces. **J. Bionic Eng.** 19:1374–1391. doi: 10.1007/s42235-022-00214-z, 2022.

GRINNELL, F.. Fibroblast mechanics in three dimensional collagen matrices. **First International Fascia Research Congress**, Boston, 2007.

GRUPO JAVA. Disponível em: <https://www.lp.jav.com.br/ni-autorizada>. Acesso em 10 de outubro de 2022.

GUO, T.; CHEN, Z.; LU, S.; YAO, R.. Monitoring and analysis of long-term prestress losses in post-tensioned concrete beams. **Measurement**. 2018;122:573–581. doi: 10.1016/j.measurement.2017.07.057.

HAAS, C., BUTTERFIELD, T. A., ABSHIRE, S., ZHAO, Y., ZHANG, X., JARJOURA, D., e BEST, T. M. Massage timing affects postexercise muscle recovery and inflammation in a rabbit model. **Medicine and science in sports and exercise**, 2013. V. 45, n. 6, p. 1105–1112. doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827fdf18

- HAMMER, W. **Functional soft-tissue examination and treatment by manual methods**, 3rd edn. Jones e Bartlett Learning, 2007. Burlington, MA, pp 33-161.
- HARTMANN, V. N.; RINALDI, D. D. M.; TAIRA, C.; FORNER-CORDERO, A. Industrial Upper-Limb Exoskeleton Characterization: Paving the Way to New Standards for Benchmarking. **Machines**. 9:362. doi: 10.3390/machines9120362, 2021.
- HAYES, D.; LOGHMANI, M.T.; LUBITZ, R.; MOORE, E. A. comparison of 2 instrument-assisted soft tissue mobilization techniques: effects on therapist discomfort/fatigue and treatment time. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, 2007. V. 37, n. 1.
- HEALEY, K. C.; HATFIELD, D. L.; BLANPIED, P.; DORFMAN, L. R.; RIEBE, D.. The efeitos da liberação miofascial com espuma rolando no desempenho. **J Força Cond Res Lippincott Williams Wilkins**, 28: 61-8, 2014.
- HINZ, B.; GABBIANI, G.. Fibrosis: recente advances in myofibroblast biology and new therapeutic perspectives. **F 1000 Biology Reports** 2:78, 2010.
- HOPKINS, W. G.; SCHABORT, E. J.; HAWLEY, J. A.. Reliability of power in physical performance tests. **Sports med**, 31 : 211-234, 2001.
- HSIEH, M. H.; HUANG, Y. H.; CHAO, C. L.; LIU, C. H.; HSU, W. L.; SHIH, W. P.. Single-Actuator-Based Lower-Limb Soft Exoskeleton for Preswing Gait Assistance. Appl. **Bionics Biomech**. 2020:5927657. doi: 10.1155/2020/5927657, 2020.
- HUIJING, P. A.. Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. **J Biomech** 32(4):329-345, 1999.
- IBARRA, J. M.. Latent Myofascial Trigger Points are Associated With an Increased Antagonistic Muscle Activity During Agonist Muscle Contraction. **The Journal of Pain**, Vol 12, No12, pg. 1282-1288, 2011.
- IEEE-STD-1241 (draft). Standards for Terminology and Test Methods for Analog-to Digital Converters. **IEEE Standard Department**, 1999.
- IMAI, K.; IKOMA, K.; CHEN, Q.; ZHAO, C.; AN, K. N; GAY, R. E. Biomechanical and histological effects of augmented soft tissue mobilization therapy on achilles tendinopathy in a rabbit model. **J Manipulative Physiol Ther**, 2015 V. 38, n. 2, p. 112-118. doi: 10.1016/j.jmpt.2014.12.003.
- INGBER D. E. From cellular mechanotransduction to biologically inspired engineering: 2009 Pritzker Award Lecture, BMES Annual Meeting October 10, 2009. **Annals of biomedical engineering**, 20103. V. 8, n. 3, p. 1148–1161. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9946-0>
- INGBER, D. E. Cellular tensegrity: Defining new roles of biological design that govern the cytoskeleton. **J Cell Sci** 104 (pt 3): 613-627, 1993.
- INSTRUMENT, N. LabView User Manual, 1998. Disponível em: <[http://www.engineering.purdue.edu/~aae520/Labview\\_manuals/LVUser.pdf](http://www.engineering.purdue.edu/~aae520/Labview_manuals/LVUser.pdf)>. Acesso em 27 nov. 2022.
- JO, E.; JUACHE, G. A.; SARALEGUI, D. E.; WENG, D.; FALATOONZADEH, S. The Acute Effects of Foam Rolling on Fatigue-Related Impairments of Muscular Performance. **Sports**. 2018, v. 6, n.4, p. 112. doi.org/10.3390/sports6040112.
- JUACHE, G. **The effects of foam rolling on fatigue induced impairment of muscular performance in trained females: a sham control study**. 2019. Dissertação (Master of Science In Kinesiology) - Faculty of California State Polytechnic, University Department of Kinesiology and Health Promotion, California, 2019.



- KASHIRI, N.; MALZAHN, J.; TSAGARAKIS, N. G.. On the Sensor Design of Torque Controlled Actuators: A Comparison Study of Strain Gauge and Encoder-Based Principles. **IEEE Robot. Autom. Lett.** 2:1186–1194. doi: 10.1109/LRA.2017.2662744, 2017.
- KHAN, S., MANWARING, P., BORSIC, A., e HALTER, R. FPGA-based voltage and current dual drive system for high frame rate electrical impedance tomography. **IEEE transactions on medical imaging**, 2015, V. 34, n. 4, p. 888–901. <https://doi.org/10.1109/TMI.2014.2367315>
- KUMAR, A. A.; TEWARI, V. K.; NARE, B.. Embedded digital draft force and wheel slip indicator for tillage research. **Comput. Electron. Agric.** 2016;127:38–49. doi: 10.1016/j.compag.2016.05.010.
- KUMKA, M.; BONAR, B. Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, 2012. V. 56, n. 3, p. 1-13.
- LAIMI, K.; MÄKILÄ, A.; BÄRLUND, E.; KATAJAPUU, N.; OKSANEN, A.; SEIKKULA, V.; KARPPINEN, J.; SALTYCHEV, M. Effectiveness of myofascial release in treatment of chronic musculoskeletal pain: a systematic review. **Clinical rehabilitation**, 2018. V. 32, n. 4, p. 440–450. <https://doi.org/10.1177/0269215517732820>.
- LANGEVIN, H. M. 2008. In: Audette JF, ailey A (eds) **Interative pain medicine**. Humana Press, New York.
- LANGEVIN, H. M.. Connective tissue: a body-wide signaling network? **Med**, 2006.
- LANGEVIN, H. M.; FOX, J. R.; KOPTIUCH, C.; BADGER, G. J.; GREENAN-NAUMANN, A. C.; BOUFFARD, N. A.; KONOFAGOU, E. E.; LEE, W. N.; TRIANO, J. J.; HENRY, S. M. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. **BMC musculoskeletal disorders**, 2011, V. 12, n. 203. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-203>.
- LEE, T. S.; KILBREATH, S. L.; REFSHAUGE, K. M.; HERBERT, R. D.; BEITH, J. M. Prognosis of the upper limb following surgery and radiation for breast cancer. **Breast cancer research and treatment**, 20088. V. 110, n. 1, p. 19–37. <https://doi.org/10.1007/s10549-007-9710-9>.
- LIMA, W. M.; NETO, J. S. de R.. Um estudo comparativo entre dois sistemas de aquisição e controle de dados utilizando a interface labview. In: XXXV Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia.. **Anais do XXXV Congresso Brasileiro de Educação em Engenharia**, Campina Grande, 2007.
- LOGHMANI, M. T.; WARDEN, S. J.. Instrument-assisted cross-fiber massage accelerates knee ligament healing. **J Orthop Sports Phys Ther.** 2009;39(7):506–514. doi:10.2519/jospt.2009.2997.
- LOGHMANI, M.T.; NEFF, B.; ALOTAIBI, A.M.; ANWAR, S.; CHIEN, S.; MARCH, K. Quantifiable Soft Tissue Manipulation (QSTM): A Requisite to Advance the Field of Manual Therapy. **J Nov Physiother**, 2016. doi: 10.4172/2165-7025.1000326.
- LOVRENOVIC, Z.; DOUMIT, M.. Development and testing of a passive Walking Assist Exoskeleton. **Biocybern. Biomed. Eng.** 39:992–1004. doi: 10.1016/j.bbe.2019.01.002, 2019.
- LUCAS, K.. Muscle activation patterns in the scapular positioning muscles during loaded scapular plane elevation: The effects of Latent Myofascial Trigger Points. **Clinical Biomechanics**. No 25. pg. 765–770, 2010.
- LUCAS, K. **Latent myofascial trigger points: their effects on muscle activation and movement efficiency**, 2004.
- MACDONALD, G. Z.; PENNEY, M. D.; MULLALEY, M. E.; CUCONATO, A. L.; DRAKE, C. D.; BEHM, D. G.; BUTTON, D. C.. Um ataque agudo de a liberação auto-miofascial aumenta a amplitude de movimento sem um diminuição subsequente na ativação ou força muscular. **J. Força Cond. Res.** 27, 812e821, 2013.

MACDONALD, N.; BAKER, R.; CHEATHAM, S. W.. The effects of instrument assisted soft tissue mobilization on lower extremity muscle performance: a randomized controlled trial. **Int J Sports Phys Ther.** 11(7):1040-1047, 2016.

MARTONICK, N. J. P.; REEVES, A. J.; WHITLOCK, J. A.; STEVENSON, T. C.; CHEATHAM, S. W.; MCGOWAN, C. P.; BAKER, R. T. (2022). Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization Forces Applied by Trained Clinicians During a Simulated Treatment. **Journal of sport rehabilitation**, 31(1), 120–124. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0247>.

MCMURRAY, J.; LANDIS, S.; LININGER, K.; BAKER, R. T.; NASYPANY, A.; SEEGMILLER, J. A Comparison and Review of Indirect Myofascial Release Therapy, Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization, and Active Release Techniques to Inform Clinical Decision Making. **International Journal of Athletic Therapy and Training**, 2015. V. 20, n. 5, p. 29-34. [doi.org/10.1123/ijatt.2015-0009](https://doi.org/10.1123/ijatt.2015-0009).

MOAYEDI, H.; MOSALLANEZHAD, M.. Uplift resistance of belled and multi-belled piles in loose sand. **Measurement**.109:346–353. doi: 10.1016/j.measurement.2017.06.001, 2017.

MOLTENI, M.; FERRI, F.. Commercial workbench for 10 ns software correlator for photon correlation and fluorescence spectroscopy. **Rev Sci Instrument**. 87(11):113108. DOI: 10.1063/1.4966983. PMID: 27910545, Nov. 2016.

MONTEIRO, E. R.; SKARABOT, J.; VIGOTSKY, A. D.; BROWN, A. F.; GOMES, T. M.; NOVAES, J. S.. Maximum Repetition Performance After Different Antagonist Foam Rolling Volumes In The Inter-Set Rest Period. **The International Journal of Sports Physical Therapy** 12, Number 1, February 2017.

MONTEIRO, E. R.; VIGOTSKY, A.; SKARABOT, J.; BROWN, A. F.; FIUZA, A. G. F. de M.; GOMES, T. M., HALPERIN, I.; NOVAES, J. da S.. Acute effects of different foam rolling volumes in the intersset rest period on maximum repetition performance. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, 36, 57–62. doi:10.1016/j.hkpj.2017.03.001, 2017.

MOTWANI, P.; PEROGAMVROS, N.; TAYLOR, S.; LASKAR, A.. Performance of industrial wedge-anchors for pre-stressing BFRP bars: Experimental and numerical studies. **Compos. Struct.** 2020;251:112592. doi: 10.1016/j.compstruct.2020.112592.

MOYER, C. A.; ROUNDS, J.; HANNUM, J. W.. “A meta-analysis de pesquisa em terapia de massagem”, **Psychological Bulletin**, vol. 130, não. 1, pp. 3-18, 2004.

MYERS, T. Extensor coxae brevis. **J bodyw mov ther**, 2009; 12/3:62-8

MYERS, Thomas. **Trilhos anatômicos**. São Paulo: Manole, 2016.

NI. LabVIEW System Design Software. **National Instruments**. Disponível em: <http://www.ni.com/labview>. Acesso em 10 de setembro de 2022.

NOBUKUNI. **Aplicativo android para aquisição de dados de um baropodômetro via bluetooth para apoio na análise de escoliose**. Maria Inez Nobukuni. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2014. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2014.

NORRIS, C. M.. Sports Injury. New York. **Butterworth-Heinemann**, pp. 109-111, 1993.

NUTHALAPATI, S.; SHIRHATTI, V.; KEDAMBAIMOOLE, V.; PANDI, N.V.; TAKAO, H.; NAYAK, M. M.; RAJANNA, K.. Highly sensitive flexible strain and temperature sensors using solution processed graphene palladium nanocomposite. **Sens. Actuators A Phys.** 2022;334:113314. doi: 10.1016/j.sna.2021.113314.

OLMI, G.. Load Cell Training for the Students of Experimental Stress Analysis. **Exp. Technol.** 40:1147–1161. doi: 10.1007/s40799-016-0115-8, 2016.

PAOLINI, J. Revisão da liberação miofascial como uma técnica de massagem terapêutica eficaz. **Athl. Ther.** Hoje.15: 30–4, 2009.

PRENTICE, W.. **Therapeutic Modalities in Sports Medicine**, 3ª Ed. St. Louis: Mosby, pp. 336-349, 1994.

PROJOTH, T. N.; VICTOR, D. P. M.; NANTHAKUMAR, P.. Analysis and prediction of cutting force through lathe tool dynamometer in CNC turning process. **Mater. Today Proc.** 2021;46:4174–4179. doi: 10.1016/j.matpr.2021.02.681.

PURSLOW, P. P.. The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. **Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol** 133(4):947-966, 2002.

PYSZORA, A.; BUDZYŃSKI, J.; WÓJCIK, A.. Programa de fisioterapia reduz a fadiga em pacientes com câncer avançado que recebem cuidados paliativos: ensaio clínico randomizado. **Support Care Cancer**; 25 : 2899, 2017.

RAHIMI, A.; AMANI-SHALAMZARI, S.; CLEMENTE, F.M. The effects of foam roll on perceptual and performance recovery during a futsal tournament. **Physiol Behav.** 2020. 223:112981. doi:10.1016/j.physbeh.2020.112981.

RAMACHANDRAN, P.; PRADEEPKUMAR, A. R.; RAVISHANKAR, P.; KISHEN, A.. In Vivo Strain Alterations in Mandibular Molars after Root Canal Treatment Procedures. **J. Endod.** 2020;46:1849–1855. doi: 10.1016/j.joen.2020.07.021.

RAMAGE, L.; NUKI, G.; SALTER, D. M. Signaling cascades in mechanotransduction: cell-matrix interactions and mechanical loading. **Scand J Med Sci Sports**, 2009. V. 19, p. 457–469. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00912.x>

REED, R.; RUBIN, K..Transcapillary Exchange: role and importance of the interstitial fluid pressure and the extracellular matrix. **Cardiovascular Research** 87(2):211-217, 2010.

ROLF, I. P. **Rolfing®: a integração das estruturas humanas**. São Paulo: Martins Fontes; 15-29p; 67-84p; 137-188p; 253-261p, 1999.

ROSSI, S. M. M. de; VITIELLO, N.; LENZI, T.; RONSSE, R.; KOOPMAN, B.; PERSICHETTI, A.; VECCHI, F.; IJSPEERT, A. J.; KOOIJ, H. van der, CARROZZA, M. C.. Sensing pressure distribution on a lower-limb exoskeleton physical human-machine interface. **Sensors.** 11:207–227. doi: 10.3390/s110100207, 2011.

SCHLEIP, R.; JÄGER, H.; KLINGLER, W.. What is a ‘fascia’? A review of different nomenclatures. **J Bodyw Mov Ther** 16 (4): 496-502, 2012.

SEETHALER, R.; MANSOUR, S.Z.; RUPPERT, M.G.; FLEMING, A. J.. Piezoelectric benders with strain sensing electrodes: Sensor design for position control and force estimation. **Sens. Actuators A Phys.**335:113384. doi: 10.1016/j.sna.2022.113384, 2022.

SERRANO, L. M. V.; ALCOBIA, C. J. O. P. J.; MATEUS, M. L. O. S.; SILVA, M. C. G. Sistemas de aquisição, processamento e armazenamento de dados. **Spmet-Encontro Nacional**, vol. 1, no. 1, 2004.

SIMONS, D. G. et al. **Travell e Simons’ Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual**. Williams e Wilkins, Baltimore, 1998.

SIMONS, D. G.. Clinical and Etiological Update of Myofascial Pain from Trigger Points. **Journal of Musculoskeletal Pain**. Volume 4, No 1-2, pg. 93-122, 1996.

SMRECZAK, M.; RUBBERT, L.; BAUR, C.. Design of a compliant load cell with adjustable stiffness. **Precis. Eng.** 72:259–271. doi: 10.1016/j.precisioneng.2021.04.016.

- SNODGRASS, S. J., RIVETT, D. A., CHIARELLI, P., BATES, A. M., e ROWE, L. J. Factors related to thumb pain in physiotherapists. **The Australian journal of physiotherapy**, 2003. V. 49, n. 4, p. 243–250. [https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(14\)60140-9](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(14)60140-9)
- SOLOMONOW, M.. Ligaments: a source of musculoskeletal disorders. **J Bodyw Mov Ther** 13(2):136-154, 2009.
- SOUZA, A. R. DE.; PAIXÃO, A. C.; UZÊDA, D. D.; DIAS, M. A.; DUARTE, S.; AMORIM, H. S. DE. A placa Arduino: uma opção de baixo custo para experiências de física assistidas pelo PC. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, v. 33, n. 1, p. 01–05, jan. 2011.
- SOUZA, M. S.; MEIJA, D. P. M. **Estudo comparativo entre as técnicas de alongamento ativo x liberação miofascial**. Pós-graduação em Traumatologia-ortopedia.Faculdade Ávila. 2012.
- STALL, P. TEIXEIRA, M. J. Síndrome fibromiálgica tratada com o método Rolwing® de integração estrutural. **Revista dor**, v. 15, p. 248–252, out. 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.5935/1806-0013.20140053>, acesso em 01/10/2022.
- STECCO, A.; MACCHI, V.; STECCO, C.; PORZIONATO, A.; ANN DAY, J.; DELMAS, V.; DE CARO, R. Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb. **Journal of bodywork and movement therapies**, 2009. V. 13, n. 1, p. 53–62. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2007.04.009>
- STEVENSON, T. C.; WHITLOCK, J. A.; MARTONICK, N.; CHEATHAM, S. W.; REEVES, A.; MCGOWAN, C.; BAKER, R. T. Descriptive Analysis of Forces Applied by Trained Clinicians During Two-Handed Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization. **Journal of athletic training**, 2021. V. 58, n. 1, p. 60–64. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-282-21>
- STROINEY, D. A.; MOKRIS, R. L.; HANNA, G. R.; RANNEY, J. D.. Examination of Self-Myofascial Release vs. Instrument-Assisted Soft-Tissue Mobilization Techniques on Vertical and Horizontal Power in Recreational Athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 1. doi:10.1519/jsc.0000000000002628, 2018.
- SYEDA, M.; BARTHOLOMEW, J.; SANTIAGO, S. V.; REEVES, A. J.; MARTONICK, N. J.; CHEATHAM, S. W.; BAKER, R. T. JR. Exploring Force Production Reliability across Different Levels of Clinical Experience during a Simulated One-handed Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization Treatment: A Pilot Study. **International journal of sports physical therapy**, 2022. V. 17, n. 6, p. 1136–1143. <https://doi.org/10.26603/001c.38170>
- TEMPLEMAN, J. O.; SHEIL, B. B.; SUN, T. Multi-axis force sensors: A state-of-the-art review. **Sens. Actuators A Phys.** 2020;304:111772. doi: 10.1016/j.sna.2019.111772.
- TESARZ, J.; HOHEISEL, U.; WIEDENHÖFER, B.; MENSE, S. Sensory innervation of the thoracolumbar fascia in rats and humans. **Neuroscience**, 2011. V. 194, p. 302–308. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2011.07.066>
- TSAO, H.; HODGES, P. W. Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. **Exp Brain Res** 2007, N. 181, p. 537–546.
- TUTTLE, N.; JACUINDE, G. Design and construction of a novel low-cost device to provide feedback on manually applied forces. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, 2011. V. 41, n. 3, p. 174–179. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3461>.
- VAN ZOEST, G. G.; VAN DEN BERG, H. T.; HOLTKAMP, F. C. Three-dimensionality of contact forces during clinical manual examination and treatment: a new measuring system. **Clinical biomechanics**, 2002. V. 17, n 9-10, p. 719–722. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(02\)00132-8](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(02)00132-8)
- VARDIMAN, J. P.; SIEDLIK, J.; HERDA, T.; HAWKINS, W.; COOPER, M.; GRAHAM, Z. A.; DECKERT, J.; GALLAGHER, P. Instrument-assisted soft tissue mobilization: effects on the properties of human plantar flexors. **J sports med**, 2014. Doi: 10.1055/s-0034-1384543.

VARDIMAN, J.P.; SIEDLIK, J.; HERDA, T.; HAWKINS, W.; COOPER, M.; GRAHAM, Z. A.; DECKERT, J.; GALLAGHER, P. Instrument-assisted soft tissue mobilization: effects on the properties of human plantar flexors. **Int J Sports Med**, 2015. V. 36, n. 3, p. 197-203. doi: 10.1055/s-0034-1384543.

VIDAL-PARDO, A.; PINDADO, S.. Design and Development of a 5-Channel Arduino-Based Data Acquisition System (ABDAS) for Experimental Aerodynamics Research. **Sensors (Basel)**. 18(7):2382. doi: 10.3390/s18072382. PMID: 30037136; PMCID: PMC6069061, 22 de jul. de 2018.

VOLTAN, D. S. **Desenvolvimento de um sistema computacional para monitoramento de parâmetros físicos na área de irrigação, com base na plataforma LabVIEW** - Botucatu, 2012. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de São Paulo. Faculdade de Ciências Agrônômicas da UNESP, 2012. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/93804>, acesso em: 21 de janeiro de 2023.

WAL, V. D..The architecture of connective tissue as a functional substrate for proprioception in the locomotor system. **Second International Fascia Research Congress**. Amsterdam, October 27-30, 2009.

WANG, L.; TAN, Y.; CUI, X.; CUI, H.. The Application of LabVIEW in Data Acquisition System of Solar Absorption Refrigerator. **Energy Procedia**. Vol. 16, p.1496–1502, 2012.

WANG, Q.; ZENG, H.; BEST, T. M.; HAAS, C.; HEFFNER, N. T.; AGARWAL, S.; ZHAO, Y. A mechatronic system for quantitative application and assessment of massage-like actions in small animals. **Annals of biomedical engineering**, 2013. V. 42, n. 1, p. 36–49. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0886-3>

WILLARD, F.. Fascial continuity: four fascial layers of the body. **First International Fascia Research Congress**, Boston, 2007.

WIPFF, P. J.; HINZ, B. Myofibroblasts work best under stress. **J Bodyw Mov Ther**, 2009. V. 13, p. 121–127.

YANG, G.; IM, H. J.; WANG, J. H. Repetitive mechanical stretching modulates IL-1beta induced COX-2, MMP-1 expression, and PGE2 production in human patellar tendo fibroblasts. **Gene**, 2005. V. 363, p. 166–172.

ZENG, H.; BUTTERFIELD, T. A.; AGARWAL, S.; HAQ, F.; BEST, T. M.; ZHAO, Y. An Engineering Approach for Quantitative Analysis of the Lengthwise Strokes in Massage Therapies. **J. Med. Devices**, 2008. V. 2, n. 4. <https://doi.org/10.1115/1.2996623>

ZHANG, M.; QIU, B.; ZHU, M.; QU, X. Novel computation method of reducing ill-posedness for structural static distributed load identification by optimising strain gauge locations. **Mech. Syst. Signal Process**. 124:83–110. doi: 10.1016/j.ymssp.2019.01.051, 2019.