

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

Ata Nº:36

Aos (vinte e cinco) dias do mês de (agosto) do ano de dois mil (e vinte e três), instalou-se a banca examinadora de Dissertação de Mestrado do(a) aluno(a) (Elio Armando Nunes de Lima), matrícula (20/0001833). A banca examinadora foi composta pelos professores Dr(a). (Alessandro Pinheiro/Externo/IFB), Dr(a). (MARIANA TIROLI RETT BERGAMASCO/Externa/UFS), Dr(a). (PATRICIA AZEVEDO GARCIA/Interna/UnB) (Suplente) e Dr(a). (ALINE TEIXEIRA ALVES/Interna/UnB), orientador(a)/presidente. O(A) discente apresentou o trabalho intitulado (DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO INTRAVAGINAL PARA AVALIAÇÃO E TREINAMENTO DOS MÚSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO).

Concluída a exposição, procedeu-se a arguição do(a) candidato(a), e após as considerações dos examinadores o resultado da avaliação do trabalho foi:

( X ) Pela aprovação do trabalho;

( ) Pela aprovação do trabalho, com revisão de forma, indicando o prazo de até 30 dias para apresentação definitiva do trabalho revisado;

( ) Pela reformulação do trabalho, indicando o prazo de (Nº DE MESES) para nova versão;

( ) Pela reprovação do trabalho, conforme as normas vigentes na Universidade de Brasília.

Conforme os Artigos 34, 39 e 40 da Resolução 0080/2021 - CEPE, o(a) candidato(a) não terá o título se não cumprir as exigências acima.

Dra. MARIANA TIROLI RETT BERGAMASCO, UFS  
Examinadora Externa à Instituição

Dr. Alessandro Pinheiro, IFB Examinador  
Externo à Instituição

Dra. PATRICIA AZEVEDO GARCIA, UnB  
Examinadora Interna

Dra. ALINE TEIXEIRA ALVES, UnB  
Presidente

Elio Armando Nunes de Lima  
Mestrando



Documento assinado eletronicamente por **Aline Teixeira Alves, Professor(a) de Magistério Superior da Faculdade de Ceilândia**, em 25/08/2023, às 10:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento na Instrução da Reitoria 0003/2016 da Universidade de Brasília.



Documento assinado eletronicamente por **Elio Armando Nunes de Lima, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 11:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento na Instrução da Reitoria 0003/2016 da Universidade de Brasília.



Documento assinado eletronicamente por **Alessandro Pinheiro, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 11:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento na Instrução da Reitoria 0003/2016 da Universidade de Brasília.



Documento assinado eletronicamente por **Mariana Tirolli Rett Bergamasco, Usuário Externo**, em 25/08/2023, às 11:03, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento na Instrução da Reitoria 0003/2016 da Universidade de Brasília.



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [http://sei.unb.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](http://sei.unb.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **10160312** e o código CRC **29718E96**.

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB**  
**FACULDADE CEILÂNDIA - FCE**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

**ELIO ARMANDO NUNES DE LIMA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO INTRAVAGINAL PARA  
AVALIAÇÃO E TREINAMENTO DOS MUSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO**

**Brasília**

**2023**

**Elio Armando Nunes de Lima**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO INTRAVAGINAL PARA  
AVALIAÇÃO E TREINAMENTO DOS MUSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO**

**Dissertação apresentada ao Programa de  
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação  
da Universidade de Brasília (UnB) como  
requisito parcial para a obtenção do título de  
Mestre em Ciências da Reabilitação.**

**Orientadora: Profa. Dra. Aline Teixeira  
Alves**

**BRASÍLIA**

**2023**

A.N lima, Elio

Desenvolvimento de Equipamento para Treinamento da Musculatura Pélvica no Tratamento da Incontinência Urinária em Mulheres - Brasília, 2023.

Nº de páginas: 8P2p., 210 x 297 mm

Área de concentração: Fundamentos da Avaliação e Intervenção em Reabilitação.

Orientador: Prof.<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup>. Aline Teixeira Alves.

Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília - UnB, programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação.

1.Perineômetro; 2. Assoalho Pélvico; 3. Incontinência Urinária

Aos meus pais esposa e filhos.

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente, gostaria de agradecer à Profa. Dra, Aline Teixeira, pela dedicação nas correções e orientações neste período de aprendizado.

Sou eternamente grato ao Prof. Dr. Alessandro, que mudou minha visão sobre a sala de aula.

Minha gratidão aos meus colegas de pós-graduação, os quais tornaram esse período de longa dedicação em algo muito divertido.

**ELIO ARMANDO NUNES DE LIMA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO INTRAVAGINAL PARA  
AVALIAÇÃO E TREINAMENTO DOS MUSCULOS DO ASSOALHO PÉLVICO**

**Dissertação apresentada ao Programa de  
Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação  
da Universidade de Brasília (UnB) como  
requisito parcial para a obtenção do título de  
Mestre em Ciências da Reabilitação.**

Data de Aprovação: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

---

Profa. Dra. Aline Teixeira Alves (Orientadora)  
Universidade de Brasília - UnB

---

Profa. Dra Mariana Tirolli Rett Bergamasco  
Universidade de Brasília - UnB

---

Prof. Dr. Alessandro Pinheiro  
Membro Convidado Externo – IFB/Ceilândia

*A leitura após certa idade distrai excessivamente o espírito humano das suas reflexões criadoras. Todo o homem que lê demais e usa o cérebro de menos adquire a preguiça de pensar.*

Albert Einstein

## RESUMO

Este estudo teve como objetivo apresentar técnicas para o desenvolvimento de um equipamento a ser utilizado na reabilitação pélvica feminina que apresenta alguma anomalia, a qual precisa ser avaliada, de modo a se aplicar as terapias mais adequadas. Buscou-se contemplar desde a confecção dos sensores (*array*), responsáveis pela captação do estímulo de força, o desenvolvimento do circuito de processamento e a confecção do console, para acomodar esses circuitos. Expuseram-se detalhes do desenvolvimento do equipamento, contemplando os aspectos construtivos do projeto mecânico da sonda e detalhes da eletrônica envolvida. Experimentos foram realizados em um dinamômetro adaptado para aplicar forças aos sensores e validá-los, a fim de comprovar a eficiência do sistema, que, para minimizar a instabilidade dos circuitos eletrônicos, deverão ser incluídos para correção da instabilidade. Ao final, foram obtidos resultados satisfatórios com aquele. A correlação entre a força aplicada e a resposta dos sensores não sofreu grandes variações, o que satisfaz a performance e o controle do sistema, que se pretende inserir nos atendimentos clínico e ambulatorial.

**Descritores:** Reabilitação Pélvica Feminina. Equipamento. Sensores. *Array*. Atendimentos Clínico e Ambulatorial.

## ABSTRACT

This study aimed to present techniques for the development of an equipment to be used in female pelvic rehabilitation that presents some anomaly, which needs to be evaluated to apply the most appropriate rehabilitation therapies. The goal was to contemplate from the confection of the sensors (*array*), which are responsible for capturing the force stimulus, to the development of the processing circuitry and the development of the console to accommodate these circuits. Equipment development details were exposed, covering the constructive aspects of the project's mechanical design and details of the electronics involved. Experiments were performed on a dynamometer adapted to apply forces to the sensors and to validate them to prove the system efficiency, which should be included to minimize the electronic circuits instability. In the end, satisfactory results were obtained with that. The correlation between the applied force and the sensors', response did not undergo great variations, which satisfies the system performance and control, which is intended to be inserted in clinical and ambulatory care.

**Descriptors:** Female Pelvic Rehabilitation. Equipment. Sensors. *Array*. Clinical and Ambulatory Care.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

|                                                                           |    |
|---------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 - Evolução das placas de Arduino .....                           | 21 |
| Figura 2 - Arduino Uno .....                                              | 22 |
| Figura 3 - Arduino Uno Mega .....                                         | 24 |
| Figura 4 - Efeito Hall.....                                               | 27 |
| Figura 5 - Circuito equivalente de um sensor Hall .....                   | 28 |
| Figura 6 - Sensoriamento baseado no efeito Hall.....                      | 29 |
| Figura 7 - Sensor Efeito Hall básico.....                                 | 29 |
| Figura 8 - Saída de tensão do sensor Hall .....                           | 30 |
| Figura 9 - Saída de tensão do sensor Hall Analógico.....                  | 30 |
| Figura 10 Função de transferência para o sensor analógico.....            | 31 |
| Figura 11 - Saída de tensão do sensor Hall digital .....                  | 32 |
| Figura 12 - Saída de tensão do sensor Hall digital .....                  | 33 |
| Figura 13 - Robô Spirit, missão no Planeta Marte .....                    | 35 |
| Figura 14 - Patente US2541520 .....                                       | 36 |
| Figura 15 - Patente US2839050 .....                                       | 37 |
| Figura 16 - Patente US4167938 .....                                       | 38 |
| Figura 17 - Patente 5603685.....                                          | 39 |
| Figura 18 - Patente 5733230.....                                          | 39 |
| Figura 19 - Patente 0315706-7A .....                                      | 40 |
| Figura 20 - Tubete de ensaio .....                                        | 42 |
| Figura 21 - Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto .....     | 43 |
| Figura 22 - Diagrama elétrico do Arduino Mega .....                       | 43 |
| Figura 23 - Alimentação do sensor efeito Hall.....                        | 44 |
| Figura 24 – Canais da sonda (Perin-Mag).....                              | 46 |
| Figura 25 - <i>Array</i> sensor (Perin-Mag) .....                         | 46 |
| Figura 26 - Sinais de saída por canal/ <i>array</i> (Perin-Mag) .....     | 47 |
| Figura 27 - Estabilização do Sensor Hall com neodímio (Perin-Mag) .....   | 47 |
| Figura 28 - Base para furadeira de impacto.....                           | 48 |
| Figura 29 - Base com adaptação para fixar o dinamômetro digital.....      | 49 |
| Figura 30 - Base com dinamômetro digital instalado.....                   | 49 |
| Figura 31 - Bastonete de silicone 7,5 mm para pistola de cola quente..... | 50 |
| Figura 32 - Fixação do ímã de neodímio no bastonete de silicone.....      | 51 |

|                                                                                        |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 33 - Disposição dos ímãs de neodímio para formar os <i>array</i> sensor .....   | 51 |
| Figura 34 - Disposição dos transistores Hall sobre os ímãs de neodímio .....           | 51 |
| Figura 35 - Fixação dos espaçadores de silicone sobre os transistores Hall .....       | 52 |
| Figura 36 - Ligação da saída de dados os transistores hall.....                        | 52 |
| Figura 37 - Fixação da espuma de polietileno sobre os transistores hall .....          | 52 |
| Figura 38 - Identificação dos canais e alimentação do <i>array</i> (sensor hall) ..... | 53 |
| Figura 39 - Bussola utilizada para identificar a polaridade dos ímãs de neodímio ..... | 53 |
| Figura 40 - Borracha de silicone utilizada na confecção da sonda.....                  | 54 |
| Figura 41 - Sonda com sensores já fixados .....                                        | 54 |
| Figura 42 - Base da manopla .....                                                      | 55 |
| Figura 43 - Ligação dos sensores ao cabo de dados .....                                | 55 |
| Figura 44 - Sonda sendo mergulhada na borracha de silicone .....                       | 56 |
| Figura 45 - Sonda finalizada após secagem da borracha de silicone.....                 | 56 |
| Figura 46 - Mola inserida para melhorar a flexibilidade do cabo .....                  | 57 |
| Figura 47 - Sonda finalizada.....                                                      | 57 |
| Figura 48 - Perin mag .....                                                            | 58 |
| Figura 49 - Tela de apresentação do PerinMag .....                                     | 59 |
| Figura 50 - Tecla SEL (liga).....                                                      | 60 |
| Figura 51 - Tecla INC (desliga).....                                                   | 60 |
| Figura 52 - Tecla <i>Reset</i> (canais) .....                                          | 60 |
| Figura 53 - Tecla seleção dos <i>Array</i> (1 ou 2) .....                              | 61 |
| Figura 54 - <i>Array</i> 1 sensores (A1, A2, A3, A4) .....                             | 61 |
| Figura 55 - <i>Array</i> 2 sensores (B1, B2, B3, B4) .....                             | 62 |
| Figura 56 - <i>Array</i> 1 sensores (A1, A2, A3, A4) .....                             | 62 |
| Figura 57 - <i>Array</i> 1 sensores (A1, A2, A3, A4) .....                             | 63 |
| Figura 58 - Curva de calibração do sensor de força .....                               | 63 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                        |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – Especificações técnicas Arduino UNO.....                                                    | 23 |
| Tabela 2 – Especificações técnicas das placas de Arduino .....                                         | 25 |
| Tabela 3 – Características elétricas em $V_{cc}=8V$ acima da faixa de temperatura operacional .        | 44 |
| Tabela 4 – Características magnéticas em gauss sobre a faixa de tensão de alimentação operacional..... | 45 |

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

|          |                                                    |
|----------|----------------------------------------------------|
| AC-to-DC | Conversor Tensão AC para Tensão DC                 |
| ANVISA   | Agência Nacional de Vigilância Sanitaria           |
| CA       | Corrente Alternada                                 |
| CDC      | Conversor Digital de Corrente                      |
| COM      | Comunicação Serial                                 |
| DC       | Corrente Continua                                  |
| EDBG     | <i>Embedded Debugger</i>                           |
| EMG      | Eletromiografia                                    |
| ENM      | Laboratório do Departamento de Engenharia Mecânica |
| EPO      | <i>European Patent Office</i>                      |
| FCE      | Faculdade de Ceilândia                             |
| FGA      | Laboratórios na Faculdade Gama                     |
| GPSN     | <i>Global Patent Search Network</i>                |
| ICSP     | <i>Imput Conector Set Point</i>                    |
| IDE      | <i>Integrated Development Environment</i>          |
| IMU      | Unidade de Medição Inercial                        |
| INPI     | Instituto Nacional de Propriedade Industrial       |
| IU       | Incontinência Urinária                             |
| IUE      | Incontinência Urinária de Esforço                  |
| MAP      | Músculos do Assoalho Pélvico                       |
| MEU      | Máquina Universal de Ensaio                        |
| NIB      | Escrever a sigla por Extens                        |
| NPN      | Polarização de transistor                          |
| PC       | <i>Personal Computer</i>                           |
| PIA      | Pressão Intra-Abdominal                            |
| PWM      | Pulse Width Modulation                             |
| SFR      | Sensor de Força Resistivo                          |
| TMAP     | O treinamento dos músculos do assoalho pélvico     |
| TCP/IP   | Transmission Control Protocol/Internet Protocol    |
| UART     | Universal Asynchronous Receiver/Transmitter        |
| USB      | Universal Serial Bus                               |
| USPTO    | <i>United States Patent and Trademark Office</i>   |

## SUMÁRIO

|                                                        |           |
|--------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                              | <b>14</b> |
| 1.1 ASSOALHO PELVICO .....                             | 14        |
| 1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....                     | 16        |
| 1.2.1 Objetivo geral.....                              | 17        |
| 1.2.2 Objetivos específicos.....                       | 17        |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>                    | <b>18</b> |
| 2.1 ASSOALHO PÉLVICO .....                             | 18        |
| 2.2 ARDUINO.....                                       | 20        |
| 2.2.1 Arduino Uno.....                                 | 22        |
| 2.2.2 Arduino Mega 2560 .....                          | 23        |
| 2.3 EFEITO HALL.....                                   | 26        |
| 2.3.1 Características dos sensores de Efeito Hall..... | 27        |
| 2.3.2 Sensores Hall saída analógica .....              | 29        |
| 2.3.3 Sensor Hall saída digital .....                  | 32        |
| 2.3.4 Ímãs de Neodímio .....                           | 33        |
| 2.3.4.1 Características.....                           | 33        |
| 2.3.4.2 Aplicações do ímã do Neodímio .....            | 34        |
| 2.3.4.3 Utilização dos ímãs de Neodímio na Saúde ..... | 35        |
| 2.4 PATENTES CONSULTADAS .....                         | 36        |
| <b>3 MATERIAL E MÉTODO .....</b>                       | <b>42</b> |
| 3.1.1.1 Circuito de alimentação .....                  | 44        |
| 3.1.1.2 Teste de bancada.....                          | 45        |
| 3.1.1.3 Resultados parciais (fase I concepção) .....   | 47        |
| 3.1.2 Fase II (concepção II).....                      | 50        |
| <b>4 RESULTADOS ESPERADOS .....</b>                    | <b>59</b> |
| <b>5 DISCUSSÃO.....</b>                                | <b>65</b> |
| <b>6 CONCLUSÃO.....</b>                                | <b>66</b> |
| 6.1 TRABALHOS FUTUROS .....                            | 67        |
| 7 IMPACTOS PRÁTICOS DOS ACHADOS PARA SOCIEDADE.....    | 67        |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>                                | <b>70</b> |
| <b>APÊNDICE A - CÓDIGO FONTE.....</b>                  | <b>75</b> |
| <b>APÊNDICE B - TRABALHOS PRODUZIDOS.....</b>          | <b>79</b> |



## 1 INTRODUÇÃO

O assoalho pélvico é formado por músculos, ligamentos e tecido conjuntivo localizados na base da pelve e atua como uma tipoia para sustentar a bexiga, os órgãos reprodutivos e o reto (Eickmeyer, 2017). Esse aparelho de sustentação é envolto pelo andaime ósseo da pelve, formado por três ossos separados: ílio, ísquio e púbis, que começam a se fundir quando a pessoa tem entre 15 e 17 anos, misturando-se no final da adolescência ou no início da vida adulta. Além de outras funções de suporte de peso, a pelve, juntamente com o sacro e o cóccix, são um ponto de fixação para os músculos do assoalho pélvico (MAP), (Eickmeyer 2017).

Os MAPs podem ser divididos em dois compartimentos separados: superficial e profundo. O compartimento superficial contém o bulboesponjoso, o isquiocavernoso e os músculos transversos superficial e profundo do períneo, bem como os esfíncteres uretral interno e externo (Eickmeyer, 2017).

Essas estruturas são essenciais para a função sexual normal e o controle adequado da bexiga durante a micção e do ânus durante a defecação (Laycock, J (1994). O compartimento profundo, também conhecido como diafragma pélvico, contém os músculos coccígeo e elevador do ânus, que podem ser subdivididos em três músculos: iliococcígeo, pubococcígeo e puborretal.

As funções do compartimento profundo incluem o suporte para as vísceras pélvicas (por exemplo, bexiga, reto, órgãos reprodutivos) (Eickmeyer, 2017) e (Laycock, J, 1994), controle voluntário de micção e defecação (Fidoe, 2019), manutenção de tônus muscular do assoalho pélvico e elevação do assoalho pélvico (Eickmeyer, 2017). O PFM e as fibras do esfíncter urinário e anal vêm juntas no corpo perineal (Figura 1), área fibromuscular localizada entre o pênis/vagina e o ânus, para dar sustentação ao assoalho pélvico. É importante notar que os MAPs estão em constante estado de contração, para fornecer suporte ativo ao assoalho pélvico e relaxar voluntariamente durante a micção e defecação (Eickmeyer, 2017).

### 1.1 ASSOALHO PELVICO

Atividades cotidianas, que envolvem esforço físico como, por exemplo, tosse, espirros

e pressão súbita no abdômen ao elevar um peso, exercem um aumento da pressão intra-abdominal (PIA) (Moreno, A.L., 2004). Esta, de acordo com (Bo, 1995), quando superior a 12mmHg, pode indicar a síndrome de hipertensão intra-abdominal. Pressões acima de 15-20mmHg podem ocasionar compressão dos órgãos urogenital e débito urinário (Abrams *et al.*, 2005), aumentando a pressão sobre a bexiga, principalmente em mulheres com incontinência urinária de esforço (IUE). A incontinência urinária (IU) é um problema de saúde que pode afetar indivíduos de todas as idades e gêneros, e uma opção não invasiva e eficaz para ajudar a controlá-la são os procedimentos fisioterápicos (Moreno, A.L., 2004). entre eles, pode-se citar:

- a) O treinamento dos músculos do assoalho pélvico (TMAP) visam fortalecer os MAP, responsáveis pelo controle da bexiga, consistem na contração e no relaxamento dos músculos do assoalho pélvico. Segundo Hay-Smith *et al.* (2020), esses exercícios podem ser eficazes no tratamento da incontinência urinária em mulheres;
- b) *Biofeedback*: técnica que utiliza equipamentos eletrônicos para monitorar e fornecer *feedback* sobre a atividade muscular dos MAP durante os exercícios de Kegel. Dumoulin *et al.* (2018) afirmam que o *biofeedback* pode ser eficaz no tratamento da incontinência urinária em mulheres e homens;
- c) Eletroestimulação: técnica que utiliza a corrente elétrica para estimular os MAPs durante os exercícios de Kegel. Berghmans *et al.* (2013) indicam que a eletroestimulação também pode ser eficaz no tratamento da incontinência urinária em mulheres e homens; e
- d) Treinamento da bexiga: visa aumentar a capacidade da bexiga e reduzir a frequência urinária por meio de técnicas de controle da bexiga. Markland *et al.* (2017) evidenciam que esta, igualmente, pode ser eficaz no tratamento da incontinência urinária em mulheres e homens.

Este tipo de incontinência é quando o assoalho pélvico não oferece apoio suficiente, ou o esfíncter uretral é fraco e não consegue lidar com qualquer aumento da pressão intra-abdominal. A IUE pode ser resultado de falhas simultâneas na função do esfíncter uretral (DeLancey, 1994), de erro mecânico do MAP (Devreese *et al.*, 2004.; Peschers *et al.*, 2001), ou da combinação e interação exatas desses fenômenos que são mal compreendidos. A IU consiste na passagem involuntária de urina, conhecida como bexiga hiperativa, porém, geralmente, envolve outras estruturas do sistema geniturinário. Soluções medicamentosas podem oferecer apenas alívio em curto prazo, Peschers *et al.*, (2001),

A incontinência em idosos (enurese secundária) é mais comum em mulheres e pode estar relacionada à fraqueza do assoalho pélvico causada pelo parto (pós-parto). A incontinência em homens idosos é usualmente relacionada à hiperplasia benigna da próstata (aumento da próstata). Algumas causas do surgimento da IUE, no sexo feminino, estão relacionadas a gravidez, lesões intraparto, múltiplos partos vaginais, episiotomia, cirurgia pélvica, idade, obesidade e pós-menopausa, BO, K. *et al.*, (2001). Qualquer causa de incontinência urinária, especialmente a de estresse, pode progredir até se tornar grave o suficiente para tornar o problema constante (Bump, 1991).

Dumoulin, C; Bourbonnais, D; Lemieux, M.C. (2003) determinam que às disfunções dos MAPs, podem ser aplicadas intervenções fisioterápicas como primeiro passo para o diagnóstico no tratamento da incontinência urinária de esforço. Ferreira *et al.* (2011) e Jones *et al.* (2010) consideram que uma anamnese criteriosa, do paciente em questão, facilitará a elaboração de um programa de reabilitação mais eficaz. Morkved *et al.* (2003) alertam para avaliações subjetivas provenientes de procedimentos sem padronização, e Bo *et al.* (2005) reforçam que práticas clínicas, aplicadas de forma inadequadas, levam a avaliações errôneas e subjetivas (Saleme, C. S., 2007).

A eficácia do treino do MAP depende da correta prescrição e intensidade, repetição e resistência das contrações musculares, que são proporcionadas por uma avaliação adequada do MAP por meio da escala Modificada de Oxford, ou perineometria, e questionários para analisar a perspectiva dos pacientes sobre os seus próprios sintomas. Saleme (2007) definiu um protótipo de medição multidirecional da força do assoalho pélvico com utilização do Sensor de Força Resistivo (SFR), que é um sistema de medição de baixo custo, tencionando uma fácil aplicação clínica. Partindo-se desses achados, surgiu o interesse de se estudar o desenvolvimento de um protótipo com sensor efeito Hall, para corrigir os erros e melhor quantificar a força aplicada dos MAP no tratamento e no diagnóstico da IUE.

## 1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este estudo está organizado em cinco seções. Seção 1: apresentação do estado da arte, dos objetivos geral e específicos e da estrutura da pesquisa. Seção 2: revisão da literatura sobre os dispositivos já desenvolvidos para a mesma aplicação. Seção 3: exibição do material e método utilizados: conceituação, circuitos eletrônicos, aplicativo e equipamento. Seção 4: revelação dos resultados obtidos e exposição do protótipo do equipamento. Seção 5: exposição

das considerações finais, conclusões, sugestões para trabalhos futuros e das referências utilizadas na composição do estudo. Anexo A: demonstração do código fonte do aplicativo.

### 1.2.1 Objetivo geral

Busca-se, como objetivo deste estudo, desenvolver um equipamento intravaginal capaz de medir, de forma multidimensional, a força da músculos do assoalho pélvico feminino.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- a) construir um transdutor de forças de baixo custo que seja capaz de adquirir, após uma aplicação de carga, as forças atuantes em cada transdutor de forma independente;
- b) desenvolver o *software* embarcado para controle do sistema de aquisição de dados;
- c) analisar, pelo teste de força, se os músculos comportam de maneira independente ou como um único corpo de prova; e
- d) realizar a curva de calibração do sistema de medição.

Para isso, foi necessário desenvolver uma sonda que fosse de fácil manuseio por parte da área médica, utilizando os conceitos e métodos de equipamentos já desenvolvidos e disponíveis no mercado.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Nesta seção, aborda-se os fundamentos teóricos dos sinais biológicos que formam a base desta pesquisa, os dispositivos de *hardware* embarcados utilizados e os motivos de se pesquisar o desenvolvimento de um novo equipamento que permita a adequação do tratamento fisioterápico. Ao final, disponibiliza-se mais um método de diagnóstico clínico para os profissionais de saúde na fisioterapia aplicada a Ginecologia e Obstetrícia.

### 2.1 ASSOALHO PÉLVICO

O assoalho pélvico é uma rede de músculos e tecidos que suportam os órgãos pélvicos, que inclui a bexiga, o útero e o reto, e desempenha um papel importante na regulação da micção, defecação e na função sexual. Seu fortalecimento e sua reabilitação são importantes para prevenir e tratar problemas de saúde como incontinência urinária, disfunção sexual e prolapso de órgãos pélvicos. Vários autores já estudaram sobre esse tema, dentre os quais se destaca:

- a) fisiologia do assoalho pélvico: revisão de literatura da anatomia, fisiologia e função do assoalho pélvico feminino apresentada por Kruger *et al.* (2020), que discutem a complexidade da anatomia do assoalho pélvico e sua função na regulação da micção, defecação e função sexual;
- b) incontinência urinária: revisão sistemática produzida por Dumoulin *et al.* (2018), os quais avaliaram a eficácia da terapia física no tratamento da incontinência urinária feminina. Os resultados mostraram que a terapia física pode reduzir significativamente os sintomas de incontinência urinária em mulheres;
- c) disfunção sexual: revisão sistemática realizada por Verbeek *et al.* (2020), que avaliaram a eficácia da terapia física no tratamento da disfunção sexual feminina. Eles concluíram que a terapia física pode melhorar significativamente a função sexual em mulheres com disfunção sexual;
- d) gravidez e parto: estudo desenvolvido por Li *et al.* (2020), os quais avaliaram o efeito da fisioterapia pré-natal na prevenção da incontinência urinária pós-parto. Eles chegaram à conclusão de que a fisioterapia pré-natal pode reduzir, consideravelmente, a ocorrência de incontinência urinária pós-parto em mulheres; e
- e) prolapso de órgãos pélvicos: estudo evidenciado por Hagen *et al.* (2011), que avaliaram a eficácia da terapia física no tratamento do prolapso de órgãos pélvicos

em mulheres e concluíram que a terapia física pode ser eficaz nesse tratamento.

A literatura recente destaca a importância de se compreender anatomia, fisiologia, a função do assoalho pélvico feminino e o uso da terapia física como uma opção eficaz de tratamento para problemas de saúde relacionados ao assoalho pélvico feminino (Bo & Staer-Jensen, 2014; Ferla *et al.*, 2019; Laycock, 2015). A avaliação funcional da força deste é essencial para prevenir e tratar suas disfunções, entre elas: incontinência urinária e prolapso de órgãos pélvicos. Destaca-se informações pesquisadas sobre a avaliação funcional da força do assoalho pélvico:

- a) Escala de Oxford: uma das ferramentas mais utilizadas para avaliar a força muscular do assoalho pélvico. Vários estudos (Bo & Sherbun, 2005; Laycock, 1994; Tamanini *et al.*, 2003) têm demonstrado sua validade e confiabilidade, sendo considerada prática e útil na avaliação dessa força (Bahannon *et al.*, 2015);
- b) Manometria anorretal: exame invasivo que mede a pressão interna do reto e do canal anal durante a contração voluntária do assoalho pélvico. Embora seja considerada uma ferramenta valiosa na avaliação da função muscular do assoalho pélvico, sua aplicação clínica é limitada devido ao seu custo e à sua invasividade (Petros & Ulmsten, 1995);
- c) Eletromiografia (EMG): técnica não invasiva que mede a atividade elétrica dos músculos do assoalho pélvico durante a contração voluntária. Vários estudiosos (Hay-Smith & Herbert, 2001; Osborn & Malone-Lee, 2003; Smith & Andrews, 2006) demonstram sua validade e confiabilidade, e a apresentam como uma ferramenta prática e útil na avaliação da função muscular do assoalho pélvico (Hay-Smith & Herbert, 2001);
- d) Ultrassonografia trans perineal: exame não invasivo de imagem que permite, em tempo real, visualizar o assoalho pélvico e as estruturas adjacentes. É uma ferramenta útil na avaliação da anatomia e da função do assoalho pélvico, e sua aplicação clínica tem aumentado nos últimos anos (Dietz, 2011; Pardo *et al.*, 2014); e
- e) Teste do esforço: exame que avalia a capacidade do assoalho pélvico de suportar a pressão abdominal durante atividades como tossir, espirrar ou levantar pesos. Embora sua validade e sua confiabilidade tenham sido questionadas por alguns pesquisadores (Hagen *et al.*, . 2011; Bø *et al.*, 2009), ele é considerado uma ferramenta prática e útil na avaliação da função muscular do assoalho pélvico (Hagen

et al., 2011).

Diante do exposto, verifica-se que existem várias ferramentas disponíveis para a avaliação funcional da força do assoalho pélvico, e a escolha de qual utilizar depende da clínica e da preferência do profissional de saúde. A avaliação funcional da força do assoalho pélvico é essencial para a prevenção e para o tratamento de disfunções do assoalho pélvico em mulheres, e sua aplicação clínica tem se expandido nos últimos anos (Dumoulin et al., 2018; Bo et al., 2019; Fitz et al., 2020; Sapsford, 2013).

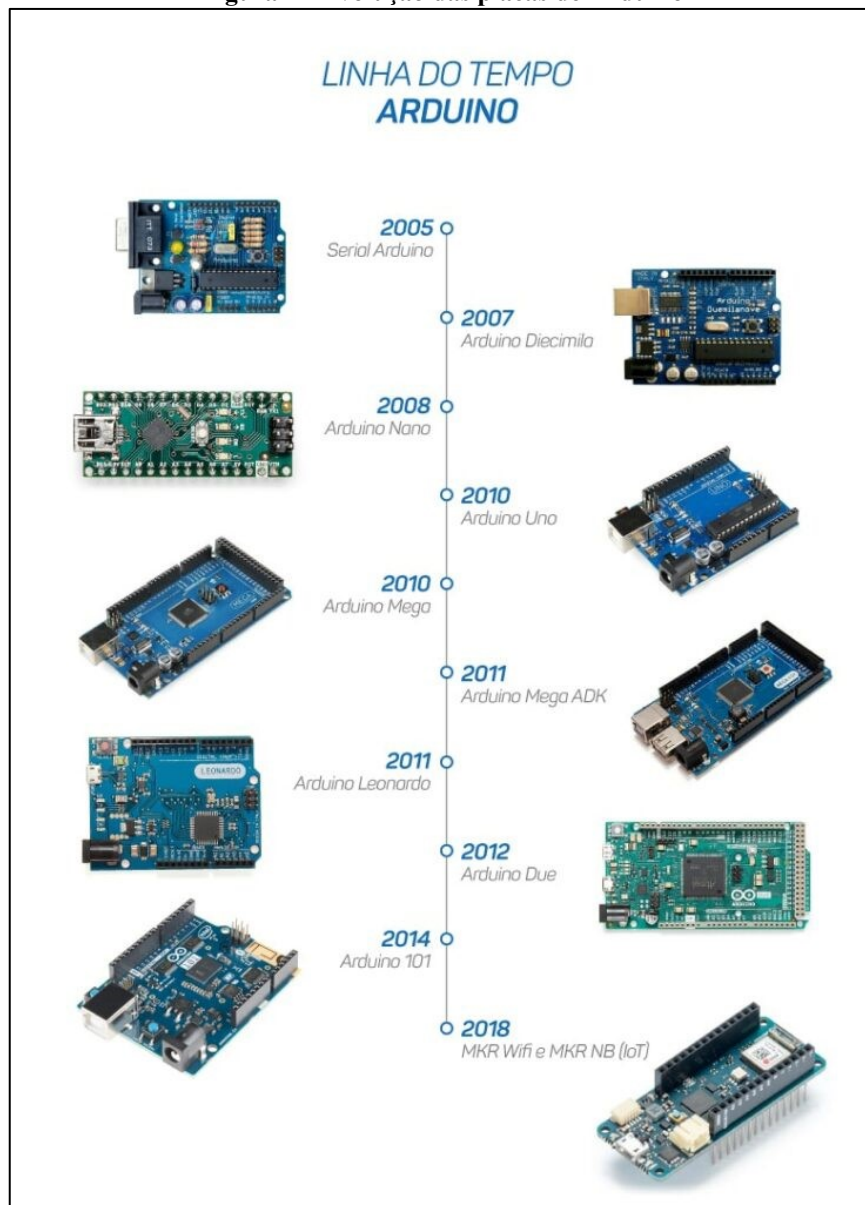
## 2.2 ARDUINO

A placa Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica amplamente utilizada em projetos de engenharia, uma plataforma de código aberto usada para fazer projetos eletrônicos. Ela consiste em um microcontrolador, com uma parte do *software* ou *Integrated Development Environment* (IDE), que roda em um *personal computer* (PC), utilizada para escrever e realizar o *upload* de código de computador para a placa física (Montenegro-Marin & Garrido-Merchan, 2020).

Da Silva e Souza (2021) analisaram 16 estudos que utilizaram o Arduino para desenvolver tecnologias assistivas para pessoas com deficiência. Eles concluíram que ele é uma plataforma útil e acessível para o desenvolvimento de tecnologias que podem melhorar a qualidade de vida e a autonomia dessas pessoas, mas destacaram a necessidade de se considerar as especificidades de cada caso e de se garantir a segurança e a confiabilidade das tecnologias desenvolvidas.

Na figura 3, são apresentados a evolução dos *shields* Arduino até o momento

Figura 1 - Evolução das placas de Arduino



Fonte: Adaptado de Thomsen (2023, p. 5)

Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica com *hardware* e *software* livres, que permite a criação de projetos de diversos tipos, já que existem vários, cada um com características específicas e indicadas para diferentes tipos de projetos. Ele possui diferentes especificações quanto ao *hardware*, como quantidade de pinos digitais e analógicos, memória, processador, sendo que alguns são indicados para projetos mais simples e outros para os mais complexos (Arduino *Hardware*, 2022).

Nas próximas subseções, aborda e se exemplifica os principais tipos de Arduino, tais como Arduino Uno, Arduino Mega, Arduino Nano, Arduino Leonardo, Arduino Micro, Arduino Due, Arduino Zero e Arduino MKR.

### 2.2.1 Arduino Uno

Arduino Uno é uma placa micro controladora baseada no ATmega328P e possui 14 pinos de entrada/saída digital (dos quais seis podem ser usados como saídas *Pulse Width Modulation* (PWM), seis entradas analógicas, um ressonador cerâmico de 16 MHz (CSTCE16M0V53-R0), uma conexão *Universal Serial Bus* (USB), um conector de alimentação, um conector *In Circuit Serial Programming* (ICSP) e um botão de *reset*. Ele contém tudo o que é necessário para dar suporte ao microcontrolador; e, para começar, basta conectá-lo a um computador com um cabo USB ou alimentá-lo com um adaptador Corrente Contínua (DC) ou bateria (Arduino Hardware, 2022). A Figura 4 mostra o Arduino Uno, uma Shield mais utilizado por hobistas e instituições de ensino na prática de laboratório de robótica.

Figura 2 - Arduino Uno



Fonte: Acervo do autor (2022).

"Uno" significa um em italiano, e foi escolhido para marcar o lançamento do Arduino *Software Integrated Development Environment* (IDE) 1.0 (Monk, Simon., 2013). A placa Uno e a versão 1.0 do Arduino *Software* (IDE) eram as versões de referência do Arduino, agora evoluídas para versões mais recentes (McRoberts, 2011 ). A placa Uno é a primeira de uma série de placas Arduino USB e o modelo de referência para a plataforma Arduino; para uma extensa lista de placas atuais, passadas ou desatualizadas (Monk, Simon., 2013) (Figura 4).

A placa pode operar com alimentação externa de 6V a 20V. Se fornecido com menos de 7V, no entanto, o pino de 5V pode fornecer menos do que esta voltagem de cinco volts e a placa pode ficar instável. Se usar mais de 12V, o regulador de tensão pode superaquecer e danificar a placa. A faixa recomendada é de 7V a 12V (Arduino, 2022).

O Arduino Uno é a última série mais popular de placas Arduino. A série inclui, em

italiano, o Diecimila (10.000) e o Duemilanove (2009), que são muito semelhantes ao Arduino Uno. Todas têm os mesmos conectores e um soquete USB, sendo geralmente compatível entre si. A Tabela 1, apresenta as especificações técnicas do Arduino Uno.

**Tabela 1 - Especificações técnicas Arduino UNO**

|                                 |                                                            |
|---------------------------------|------------------------------------------------------------|
| Microcontrolador                | ATmega328P                                                 |
| Tensão operacional              | 5V                                                         |
| Tensão de entrada (recomendado) | 7-12V                                                      |
| Tensão de entrada (limite)      | 6-20V                                                      |
| Pinos de e/s digitais           | 14 (dos quais 6 fornecem saída PWM)                        |
| Pinos de e/s digital PWM        | 6                                                          |
| Pinos de entrada analógica      | 6                                                          |
| Corrente cc por pino de e/s     | 20 mA                                                      |
| Corrente cc para pino de 3,3 v  | 50 mA                                                      |
| Memória flash                   | 32 KB (ATmega328P) dos quais 0,5 KB usados pelo bootloader |
| Sram                            | 2 KB (ATmega328P)                                          |
| Eeprom                          | 1 KB (ATmega328P)                                          |
| Velocidade do relógio           | 16MHz                                                      |
| Led_builtin                     | 13                                                         |
| Comprimento                     | 68,6 milímetros                                            |
| Largura                         | 53,4 milímetros                                            |
| Peso                            | 25g                                                        |

Fonte: Adaptado de Arduino *Hardware* (2020)

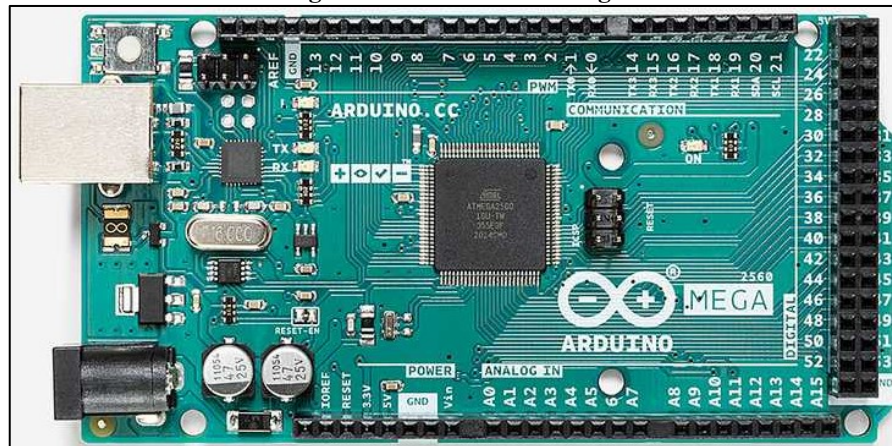
Cada pino identifica a função e/ou funções que serão operacionalizadas durante a execução do programa, dentre eles o *Reset*, que tem a função de reiniciar o PC. Os demais pinos desta placa simplesmente fornecem diversas tensões (3,3V, 5V, GND e 9V), conforme estão indicadas na própria placa. Ground ou terra (GND) significa simplesmente zero volts. É a tensão que serve de referência a todas as outras tensões desta. Como dispositivo padrão, é útil conhecer um pouco das diversas placas de Arduino, mas todas são programadas com a mesma linguagem e a maioria usa as mesmas conexões com o mundo exterior, daí o surgimento da família Arduino.

### 2.2.2 Arduino Mega 2560

O Arduino Mega 2560 é uma placa micro controladora baseada no ATmega2560. Possui 54 pinos de entrada/saída digital, dos quais 15 podem ser usados como saídas PWM), 16 entradas analógicas, quatro *Universal Asynchronous Receiver/Transmitter* (UARTs), um oscilador de cristal de 16 MHz, uma conexão USB, um conector de alimentação, um conector ICSP, e um botão de *reset* (Monk, 2013). Ele contém tudo o que é necessário para

dar suporte ao microcontrolador; basta conectá-lo a um computador com um cabo USB ou alimentá-lo com um adaptador *Alternating Current to Direct Current* (AC-to-DC) ou bateria, para começar. A placa Mega 2560 é compatível com a maioria dos *shields* projetados para o Uno e as antigas placas *Duemilanove* ou *Diecimila* (Monk. Simon., 2013), (Figura 6).

Figura 3 - Arduino Uno Mega



Fonte: Adaptado de Arduino Hardware (2022).

A placa do Arduino Uno Mega, é de alta performance, a qual contém variedades de portas de entrada e saída. Isso foi feito colocando conectores extras em um de seus lados, de tal modo que ela permaneça compatível pino a pino como o Arduino Uno e como todos os *Shields* disponíveis de Arduino.

O Arduino MEGA usa o processador ATmega 1280 que tem mais pinos de entrada e saída, já fixado de forma permanente, o que o diferencia dos demais similares a ele. Na Tabela 2, resume-se as variedades de placas Arduino, com suas especificações técnicas e seus vários modelos desde sua criação em 2005, até as mais clássicas.

Tabela 2 - Especificações técnicas das placas de Arduino

|                         | Arduino Uno<br>R3 | Arduino Nano<br>V3.0 | Arduino Mega<br>R3 | Pro Mini<br>ATmega328P       | Arduino<br>Leonardo | Leonardo<br>Pro Micro | Arduino<br>Mega ADK | Mega 2560<br>Pro Mini        | Arduino Due           |
|-------------------------|-------------------|----------------------|--------------------|------------------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|------------------------------|-----------------------|
| Chip                    | ATmega328         | ATmega328            | ATmega2560         | ATmega328P                   | ATmega32u4          | ATmega32u4            | ATmega2560          | ATmega2560                   | AT91SAM3X8E           |
| Portas digitais         | 20                | 20                   | 70                 | 20                           | 20                  | 18                    | 70                  | 70                           | 54                    |
| Portas PWM              | 6                 | 6                    | 15                 | 6                            | 7                   | 5                     | 15                  | 15                           | 12                    |
| Portas Analógicas       | 6                 | 8                    | 16                 | 8                            | 12                  | 9                     | 16                  | 16                           | 12                    |
| Memória                 | 32 KB             | 32 KB                | 256 KB             | 16 KB                        | 32 KB               | 32 KB                 | 256 KB              | 256 KB                       | 512 KB                |
| Clock                   | 16 MHz            | 16 MHz               | 16 MHz             | 16 MHz                       | 16 MHz              | 16 MHz                | 16 MHz              | 16 MHz                       | 84 MHz                |
| Conexão                 | USB – B           | USB Mini-B           | USB – B            | Serial/Módulo<br>USB externo | Micro USB           | Micro USB             | USB B               | Serial/Módulo<br>USB externo | Micro USB             |
| Conector de Alimentação | Sim               | Não                  | Sim                | Não                          | Sim                 | Não                   | Sim                 | Não                          | Sim                   |
| Tensão de Operação      | 5 V               | 5 V                  | 5 V                | 5 V                          | 5 V                 | 5 V                   | 5 V                 | 5 V                          | 3.3 V                 |
| Corrente máxima E/S     | 40 mA             | 40 mA                | 40 mA              | 40 mA                        | 40 mA               | 40 mA                 | 40 mA               | 40 mA                        | 130 mA                |
| Alimentação             | 7-12Vdc           | 7-12Vdc              | 7-12Vdc            | 5-12Vdc                      | 7-12Vdc             | 5-12Vdc               | 7-12Vdc             | 6-9Vdc                       | 7-12Vdc               |
| Dimensão (mm)           | 68.6 x 53.4 x     | 43.3 x 18 x          | 101.6 X 53.34      | 33 x 18 x 6                  | 68.6 x 53.3 x       | 35 x 18 x 5           | 101 x 53 x 12       | 54 x 38 x 6                  | 101.6 x 53.21 x 12.83 |
| Peso                    | 25 g              | 7 g                  | 37 g               | 2 g                          | 20 g                | 3 g / 5 g             | 36 g                | 13 g                         | 36 g                  |

Fonte: Adaptado de Monk. Simon (2014)

A melhor escolha vai sempre depender das necessidades do seu projeto (Monk, 2013). Para McRoberts (2011), todas as placas Arduino permitem desenvolver diversas aplicações, tudo com um custo baixo e com dimensões reduzidas, permitindo prototipar os mais diferentes projetos eletrônicos. A maioria das placas Arduino possui arquitetura semelhante, mas, componentes específicos presentes em cada uma delas adicionam funcionalidades que podem ajudar a criar com mais praticidade (Monk, 2013). Para um projeto que irá utilizar muitos sensores, módulos ou motores, usar placas Arduino que possuam mais *IOs*, como a Arduino MEGA, pode ser a melhor opção (McRoberts, 2011).

### 2.3 EFEITO HALL

Os sensores de efeito Hall são dispositivos eletrônicos que detectam a presença e a intensidade de um campo magnético por meio dele (Hall, 1879). Eles são amplamente utilizados em aplicações industriais, automotivas, aeroespaciais, entre outras (Mirzaei & Ebrahimi, 2021). Este efeito físico foi descoberto em 1879, na Universidade Johns Hopkins, por Hall (1879) e teve uma aplicação limitada, mas valiosa como ferramenta para o estudo da condução elétrica em metais, semicondutores e outros materiais condutores (Hall, 1879).

Belikov e Sokolov (2017) discutem os princípios físicos dos sensores de efeito Hall, as diferentes configurações de sensoriamento e os desafios envolvidos na sua aplicação em ambientes hostis e em sistemas de alta precisão. Os autores apresentam exemplos de aplicações em diferentes áreas, como controle de motores, detecção de campos magnéticos em medicina e monitoramento de deformação em materiais.

Sivaraman e Saravanakumar (2019) evidenciam as principais características dos sensores de efeito Hall e suas aplicações em medidas de campos magnéticos em diferentes áreas, como física, engenharia, automotiva, robótica, controle de processos industriais, sistema de posicionamento e medicina. Eles apresentam exemplos de configurações de sensores e os desafios envolvidos na calibração e na obtenção de medidas de alta precisão. O efeito se baseia na interação entre os portadores elétricos em movimento e um campo magnético externo. Nos metais, estes portadores são elétrons (Hall, 1879), como se pode verificar na equação (a).

$$\mathbf{F} = q\mathbf{v}\mathbf{B}, \quad (a)$$

Onde:  $q = -1,6 \times 10^{-19}C$  é a carga de um elétron,  $v$  é o vetor velocidade da carga e  $B$  é o campo magnético.

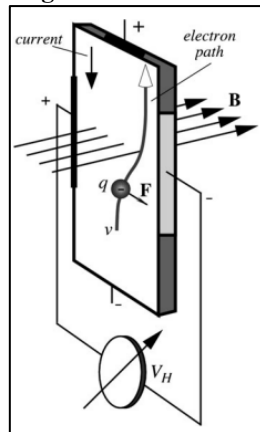
A unidade do campo magnético é *tesla* (T), que equivale a newton/(âmpere.metro). Outra unidade é o *gauss* (G), e  $1\text{T} = 10^4\text{G}$ . A unidade de B é  $1\text{ tesla} = 1\text{ newton/A} = 10^4\text{ gauss}$ . O campo magnético deflete o movimento de cargas elétricas (Hadjipanayis, 2015).

Supõe-se que os elétrons se movem dentro de uma faixa condutora plana que é colocada no campo magnético B (Figura 7), que faz gerar, nas laterais da placa condutora, uma diferença de potencial. Nela, tem-se um acúmulo de cargas positivas de um lado do semicondutor e de cargas negativas do outro, o que gera um campo elétrico na mesma direção da força magnética, só que em sentido contrário, até que as forças se igualem. Essa diferença de potencial é conhecida como ‘diferença de potencial transversal de Hall’ (Halliday & Resnick, 2000). Na equação (b), descreve-se, superficialmente, a interação entre campo magnético, corrente e tensão Hall.

$$v_H = k_H i B \sin \alpha \text{ (V)}, \quad (b)$$

Onde:  $k_H$  é a sensibilidade e uma constante ou coeficiente de Hall, definida pela geometria da montagem e da temperatura ambiente;  $i$  a corrente que flui através do elemento; e  $B \sin \alpha$  é o componente do campo magnético perpendicular ao condutor, apresentado na Figura 8 a seguir.

**Figura 4 - Efeito Hall**



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

Nota: (a) Princípio do Efeito Hall, sem campo magnético;  
(b) Princípio do efeito hall com presença do campo magnético

Na presença de um campo magnético perpendicular, o fluxo de corrente é distorcido. A distribuição resultante provoca o aparecimento de uma diferença de potencial (ddp) entre os terminais de saída. Chamado de tensão Hall.

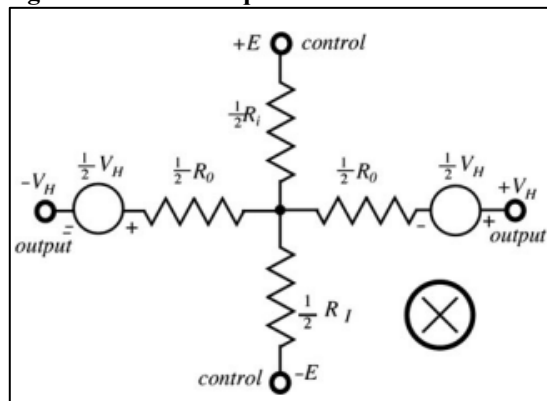
### 2.3.1 Características dos sensores de Efeito Hall

O efeito Hall é uma tecnologia de sensoriamento ideal, já que o elemento Hall é

construído a partir de uma fina folha de material condutor, com ligações de saída perpendiculares na direção do fluxo de corrente (Hall, 1879). Quando sujeita a um campo magnético, responde com uma tensão de saída proporcional à intensidade desse campo (Hall, 1879).

A tensão de saída é muito pequena ( $\mu\text{V}$ ) e requer componentes eletrônicos adicionais para alcançar uma tensão útil. Quando o elemento Hall é combinado com componentes eletrônicos associados, ele forma um sensor de efeito Hall (Honeywell, 1998). No interior de cada *chip* deste, existe um *Micro Switch* integrado ao circuito que contém o elemento Hall e o condicionamento eletrônico de sinal (Honeywell, 1998). A Figura 8 apresenta o circuito resistivo equivalente de um sensor de efeito Hall.

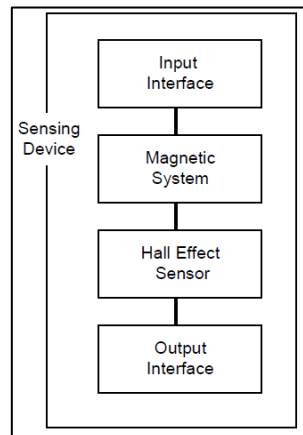
**Figura 5 - Circuito equivalente de um sensor Hall**



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

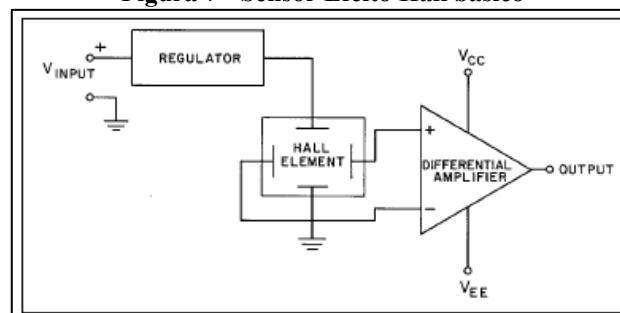
Embora o sensor de efeito Hall seja de campo magnético, ele pode ser utilizado em muitos outros tipos de dispositivos de sensoriamento (corrente, temperatura, pressão, posição etc.). Esses sensores podem ser aplicados em muitos tipos de dispositivos de sensoriamento (Honeywell, 1998), mas, se a quantidade de parâmetro a ser detectada incorpora ou pode incorporar um campo magnético, um sensor de efeito hall irá executar a tarefa.

A Figura 9 exibe um diagrama de blocos de um dispositivo de sensoriamento que utiliza o efeito Hall. O objetivo da fase de concepção é definir cada um dos quatro blocos que compõem o dispositivo sensor e determinar componentes e especificações, montagem, interface e interligação desses blocos, uns com os outros e com o sistema (Honeywell, 1998).

**Figura 6 - Sensoriamento baseado no efeito Hall**

Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

A construção de qualquer dispositivo de detecção baseado no efeito Hall requer um sistema magnético capaz de responder ao parâmetro físico detectado, por meio da ação da interface de entrada (Honeywell, 1998), que pode ser mecânica ou elétrica. O sensor de efeito Hall detecta o campo magnético e produz um sinal elétrico, a interface de saída converte este sinal elétrico, para habilitar os circuitos da aplicação (requisitos do sistema). Nem todos os dispositivos de detecção baseados no efeito Hall requerem os quatro blocos funcionais (Honeywell, 1998). A Figura 10 apresenta o circuito elétrico interno de um sensor hall.

**Figura 7 - Sensor Efeito Hall básico**

Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

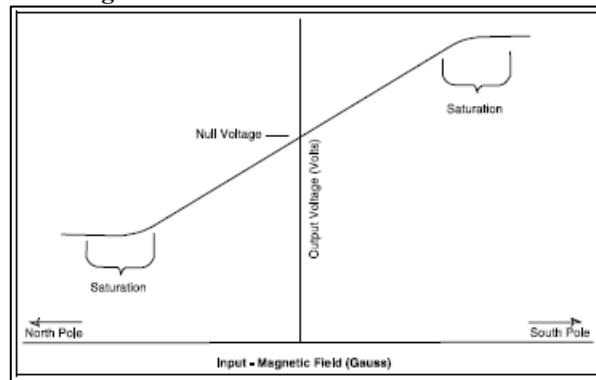
O amplificador deve ter um diferencial de modo a amplificar apenas a diferença de potencial - a tensão Hall, (Honeywell., 998).

### 2.3.2 Sensores Hall saída analógica

Os sensores analógicos fornecem uma tensão de saída que é proporcional ao campo magnético a que está exposto, esse pode ser positivo ou negativo. Como resultado, a saída do

amplificador será conduzida da mesma forma, o que requer tanto mais quanto menos fontes de alimentação. E, para evitar a necessidade de duas fontes, uma é introduzida no diferencial com um desvio ou viés fixo amplificador. A Figura 11 apresenta a tensão de saída do sensor Hall e os níveis de saturação.

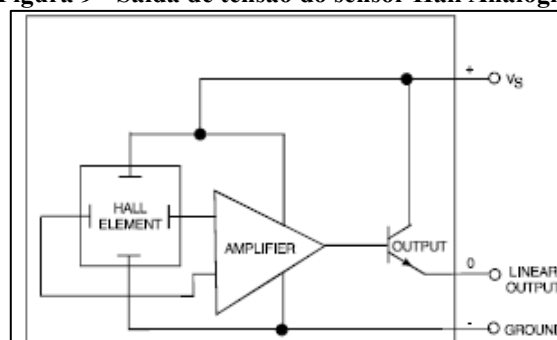
**Figura 8 - Saída de tensão do sensor Hall**



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

O valor da polarização aparece na saída, quando não há campo magnético presente e é referido como uma tensão nula. Quando um campo magnético positivo é detectado, a saída aumenta acima da tensão nula. Contudo, quando é detectado um campo magnético negativo, a saída diminui abaixo da tensão nula, mas permanece positiva (Honeywell, 1998). A saída do amplificador não pode exceder os limites impostos pela fonte de alimentação, pois o amplificador começará a saturar antes que os limites da fonte de alimentação sejam atingidos. Esta saturação é ilustrada na Figura 12 (Honeywell, 1998).

**Figura 9 - Saída de tensão do sensor Hall Analógico**

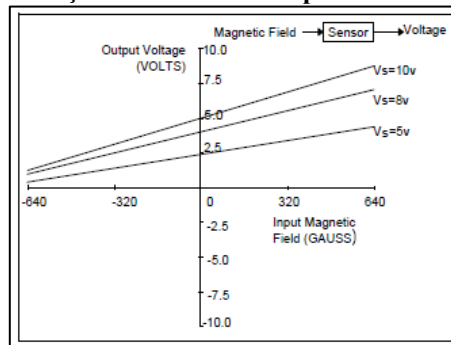


Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

É importante notar que essa saturação tem lugar no amplificador e não no elemento Hall. Assim, grandes campos magnéticos não danificam os sensores de efeito Hall, mas os levam à saturação (Honeywell, 1998). A função de transferência de um dispositivo descreve a sua saída

em termos de sua entrada. A função de transferência pode ser expressa em uma equação ou em um gráfico. Para sensores analógicos de efeito Hall, a função de transferência exprime a relação entre um campo magnético de entrada (Gauss) e uma tensão de saída. A função de transferência para um sensor típico de saída analógica é ilustrada na Figura 13.

**Figura 10 Função de transferência para o sensor analógico**



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

A função de transferência de um sensor de saída analógico é caracterizada pela sensibilidade, *offset* nulo e *span* (Honeywell, 1998). A sensibilidade é definida como a alteração na saída resultante de uma dada alteração na entrada, e a inclinação da função de transferência, ilustrada na Figura 13, corresponde à sensibilidade do sensor, expressa pela equação  $\{B (6,25 \times 10^{-4} \times V_S)\}$  (Honeywell, 1998).

O *offset* é a saída de um sensor sem excitação do campo magnético (Honeywell, 1998). No caso da função de transferência, o *offset* é a tensão de saída a zero Gauss e uma determinada tensão de alimentação. O segundo termo na Equação  $(0,5 \times V_S)$  expressa a compensação nula (Honeywell, 1998).

$$V_{out} \text{ (Volts)} = (6.25 \times 10^{-4} \times V_S)B + (0.5 \times V_S) \quad (2-3)$$

$$-640 < B(\text{Gauss}) < +640$$

*Span* define o intervalo de saída de um sensor de saída analógico, é a diferença nas tensões de saída quando a entrada é variada de gauss negativas (norte) a positivas (sul) (Honeywell, 1998). Em forma de equação:

$$\text{Span} = V_{OUT} @ (+) \text{ gauss} - V_{OUT} @ (-) \text{ gauss} \quad (2-4)$$

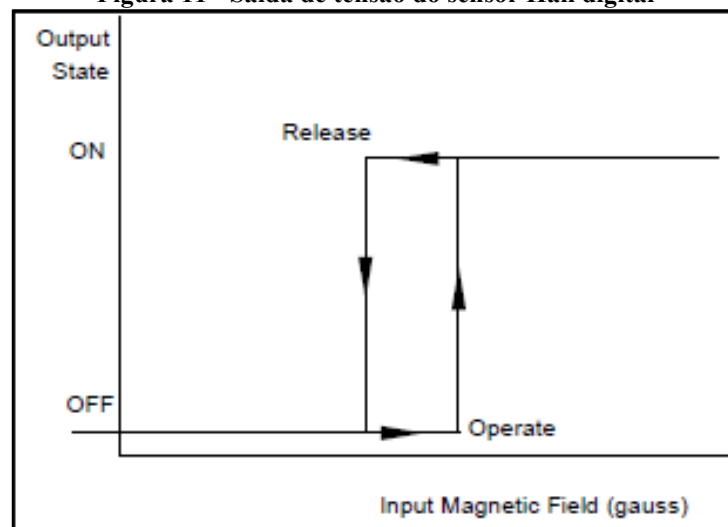
Embora um sensor de saída analógico seja considerado como linear no seu intervalo, na

prática, nenhum sensor é perfeitamente linear. A linearidade de especificação define o erro máximo que resulta ao se assumir que a função de transferência é uma linha reta (Honeywell, 1998).

### 2.3.3 Sensor Hall saída digital

Este sensor tem uma saída que apresenta apenas dois estados: *on* ou *off*. As principais características de entrada/saída são o ponto de operação, ponto de libertação (*on/off*) e a diferença entre os dois. Na medida que o campo magnético é aumentado, nenhuma alteração na saída do sensor ocorrerá, até que o ponto de operação seja alcançado, quando o sensor mudará de estado independentemente do aumento do campo magnético (Honeywell, 1998), como pode ser observado na Figura 14.

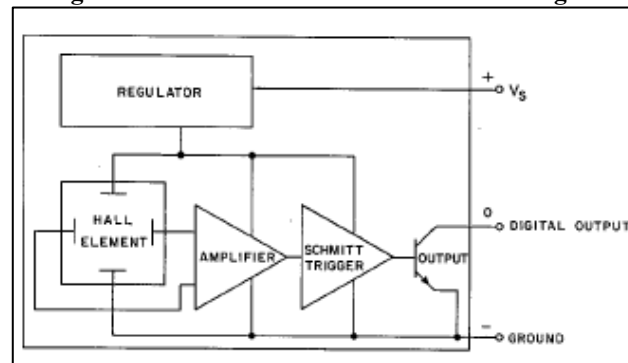
Figura 11 - Saída de tensão do sensor Hall digital



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

Se o campo magnético for reduzido para um nível inferior, ao ponto de operação, a saída permanecerá a mesma, até o ponto de libertação ser alcançado, quando a saída do sensor regressará ao seu estado original (*off*). O objetivo do diferencial entre o ponto de funcionamento e de libertação (histerese) é eliminar o falso desencadeamento que pode ser causado por menores variações no *input* (Honeywell, 1998). As características de saída digital de um sensor Hall são definidas como elétricas do transistor NPN na saída, que possui corrente máxima, tensão de ruptura, e tempo de comutação preestabelecido (Figura 15).

**Figura 12 - Saída de tensão do sensor Hall digital**



Fonte: Adaptado de Honeywell (1998).

As características fundamentais e principais dos sensores de saída digitais e analógica foram apresentadas demonstradas neste capítulo, bem como as especificações e o efeito que eles têm na seleção e o desenvolvimento do produto proposto.

### 2.3.4 Ímãs de Neodímio

Os ímãs de neodímio são os ímãs mais fortes disponíveis comercialmente, produzidos a partir de uma liga de neodímio, ferro e boro (Nd<sub>2</sub>Fe<sub>14</sub>B) e apresenta alta resistência à desmagnetização e alta energia magnética (Hadjipanayis, 2017). Eles são amplamente utilizados em diversas aplicações, desde motores elétricos até sistemas de alto-falantes. Foram desenvolvidos, de forma independente, em 1982, por *General Motors* e *Sumitomo Metals* (Sagawa, 1996). O ímã de neodímio é o tipo mais forte de ímã permanente que se tem disponível comercialmente (Liu, 2018).

#### 2.3.4.1 Características

Segundo Sagawa (1996), Os ímãs de neodímio apresentam as seguintes características:

- a) alta densidade de energia magnética;
- b) alta resistência à desmagnetização;
- c) estabilidade térmica;
- d) baixa perda de fluxo magnético em altas temperaturas; e
- e) alta coercividade.

#### Utilizações

- a) alto-falantes;

- b) motores elétricos;
- c) geradores elétricos;
- d) computadores;
- e) discos rígidos;
- f) equipamentos médicos;
- g) equipamentos de imagem;
- h) equipamentos de separação magnética;
- i) instrumentos de medição;
- j) brinquedos e jogos;
- k) dispositivos de segurança; e
- l) equipamentos de levitação magnética.

O neodímio (*NdFeB*, *NIB* ou *Neo*) é um componente ‘*mischmetal*’ de metal de terra rara (metal misto) que pode ser usado para criar ímãs poderosos. Ímãs de neodímio são os mais fortes, conhecidos em relação à sua massa, embora seja um metal de terra ‘raro’, ele é amplamente disponível (Coey, 2010). Por causa de sua força, são usados em uma ampla gama de aplicações, incluindo joias, brinquedos e equipamentos de informática.

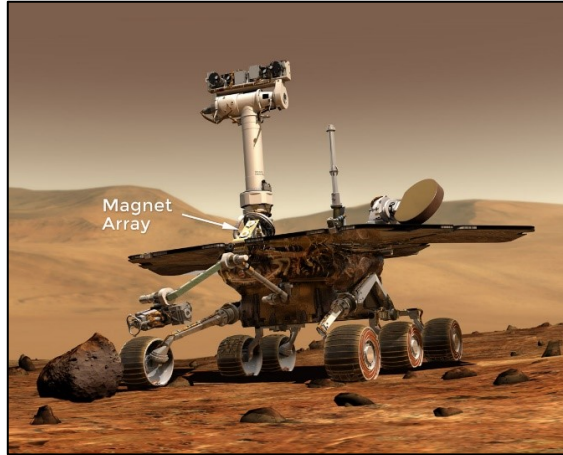
Na prática, as propriedades magnéticas dos ímãs de neodímio dependem da composição da liga, da microestrutura e da técnica de fabricação utilizada. O teor relativamente baixo de terras raras (12% em volume) e a abundância relativa de neodímio e ferro, em comparação com samário e cobalto, os torna ímãs de menor preço do que samário-cobalto (Hadjipanayis, 2017).

Os ímãs de neodímio, também conhecidos como ímãs *NdFeB*, *NIB* ou *Neo*, são medidos de N35 a N52, na escala de magnetismo que vai até N64, que é uma medida de magnetismo teórica (Liu, 2018). Dependendo da forma, da composição e do método de produção, os ímãs *NIB* podem cair em qualquer lugar nesta faixa e proporcionar uma força de elevação robusta.

#### 2.3.4.2 Aplicações do ímã do Neodímio

Como os ímãs de neodímio são tão fortes, eles têm usos versáteis. São produzidos para necessidades comerciais e industriais, como uma peça de joia magnética que usa um neodímio para manter o brinco no lugar e, ao mesmo tempo, eles estão sendo enviados ao espaço para ajudar a coletar a poeira da superfície de Marte (Liu, 2018) (Figura 16).

**Figura 13 - Robô Spirit, missão no Planeta Marte**



Fonte: NASA,. Projeto *Mars Exploration Rover*,. (2001) , Com adaptações

As capacidades dinâmicas dos ímãs de neodímio levam à utilização em dispositivos experimentais de levitação. Além disso, também são empregados em aplicações como grampos de soldagem, filtros de óleo, *geocaching*, ferramentas de montagem, fantasias e muitos mais (Liu, 2018).

#### 2.3.4.3 Utilização dos ímãs de Neodímio na Saúde

A aplicação de ímãs de neodímio na acupuntura é uma prática controversa e não é amplamente reconhecida pela medicina convencional. Embora existam alguns estudos (Lee *et al.*, 2007) que examinam o uso de ímãs na acupuntura, os resultados são inconsistentes e não fornecem evidências conclusivas sobre sua eficácia. Em um estudo publicado no *Journal of Acumputure and Meridian Studies*, em 2019, os autores examinaram o uso de ímãs de neodímio na acupuntura para tratar a dor cervical em pacientes com dor crônica. Os resultados indicaram que a aplicação de ímãs foi eficaz para reduzir a dor e melhorar a função em comparação com a acupuntura tradicional.

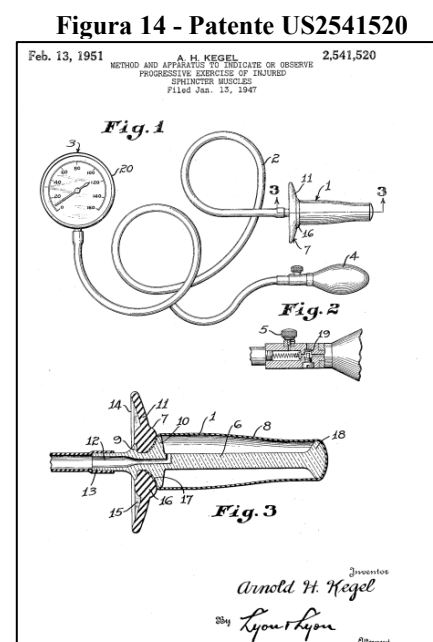
A terapia com ímãs de neodímio pode ser usada para acionar pontos de acupuntura sem a dor das agulhas. Os ímãs de acupressão, de 3mm x 1mm, são um produto altamente eficaz para aplicações de energia máxima dos ímãs de acupressão. Seguro e não invasivo, os ímãs de neodímio podem ser usados por um Acupunturista como uma ferramenta indispensável (Lee *et al.*, 2007).

A terapia magnética, às vezes, é utilizada como adjuvante para o controle da dor, ajudando a reduzir o ônus econômico da gestão de distúrbios musculoesqueléticos crônicos,

como, por exemplos, em dispositivos terapêuticos. Contudo, ainda são escassas as evidências científicas de aplicação dessa terapia (Lee *et al.*, 2007). No entanto, é importante notar que a utilização na área médica como terapia é recente (Sagawa, 1996; Liu, 2018), mas, já é corriqueira em diversos dispositivos e equipamentos, tais como a indústria automotiva, eletroeletrônica, eletromecânica e equipamentos médicos (Hadjipanayis, 2017).

## 2.4 PATENTES CONSULTADAS

Foram consultados somente os dispositivos/aparatos patenteados para uso no fortalecimento do assoalho pélvico, em detrimento a outros dispositivos utilizados na área médica, sem registro e/ou autorização de uso pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). A patente US2541520 se refere a um dispositivo para exercícios de Kegel, que consiste em um aparelho que ajuda a fortalecer os músculos do assoalho pélvico. A invenção é composta por um conjunto de bolas que podem ser inseridas na vagina e são ligadas por um cabo de nylon ou outra fibra forte, que é fixado a um anel que fica do lado de fora, permitindo que o usuário puxe as bolas para dentro e para fora (Kegel, 1947).



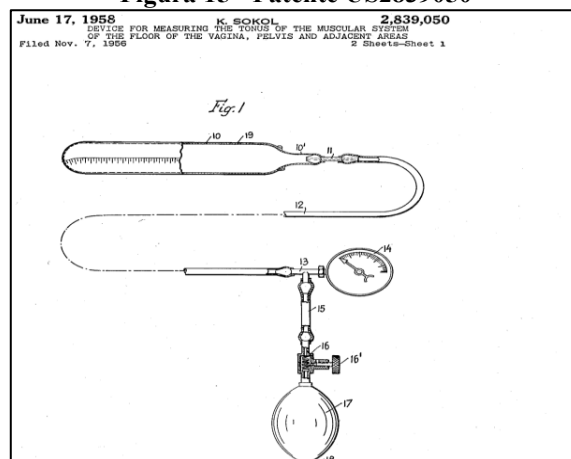
Fonte: Adaptado de Google Patents (1968).

O objetivo dos exercícios de Kegel é fortalecer os músculos do assoalho pélvico, que são responsáveis por controlar a micção e o movimento intestinal, bem como ajudar a sustentar a bexiga, útero e intestino. O dispositivo descrito na patente permite que as bolas sejam usadas

para fornecer resistência enquanto os músculos são contraídos, aumentando a eficácia dos exercícios. Além disso, a patente descreve variações do dispositivo, incluindo bolas de diferentes tamanhos e pesos, bem como diferentes tipos de fixação para o cabo e o anel. Discute-se o uso do dispositivo para outros fins, como o tratamento de problemas de incontinência urinária e para melhorar a função sexual (Kegel, 1947). Conforme apresentado na Figura 17.

A patente US2839050 se trata de um equipamento para medir o tônus muscular do assoalho pélvico e áreas adjacentes, que consiste em uma sonda que deve ser inserida na vagina ou no ânus e é capaz de medir a força e a contração dos músculos do assoalho pélvico. Ela possui sensores que medem a pressão e a tensão nos músculos do assoalho pélvico durante as contrações voluntária e involuntária. Essas informações são transmitidas para um dispositivo de exibição que mostra os resultados da medição em tempo real (Sokol & Kurt, 1956) demonstrados na Figura 18.

**Figura 15 - Patente US2839050**



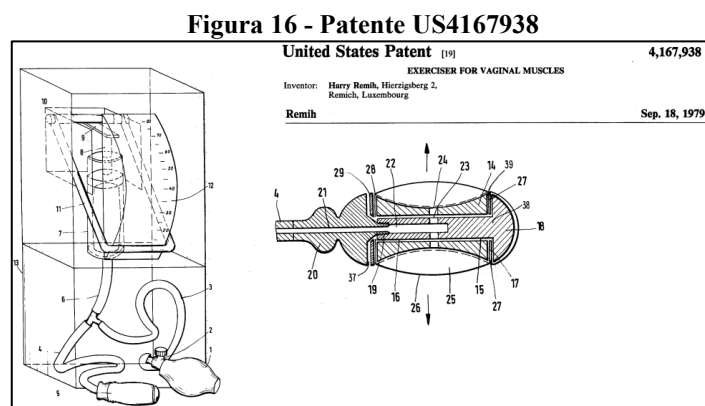
Fonte: Adaptado de Google Patents (1975).

Além disso, a patente descreve um método para usar o dispositivo no auxílio do diagnóstico e no tratamento de disfunções do assoalho pélvico, como incontinência urinária e prolapso uterino. Ela, igualmente, permite que os médicos e profissionais de saúde avaliem o tônus muscular do assoalho pélvico e determinem o tratamento mais adequado para o paciente. Da mesma forma pode ser empregada para fins de pesquisa e estudos clínicos, permitindo que os pesquisadores avaliem a eficácia de diferentes tratamentos para disfunções do assoalho pélvico (Sokol & Kurt, 1956).

A patente US4167938 é um dispositivo para exercícios de Kegel que ajuda a fortalecer os músculos do assoalho pélvico, com um conjunto de câmara de pressão e conexões para uma pera de sucção, que tem a função de bombear ar por meio dos tubos, inflando a sonda que será

introduzida na vagina. O cabo é conectado a um dispositivo de controle que permite que o usuário ajuste a intensidade dos exercícios (Hierzigsberg, Luxemburg, 1977).

Uma das principais características do dispositivo é a capacidade de monitorar o desempenho do usuário durante os exercícios. O dispositivo de controle inclui uma escala graduada, que é acionada pelo pistão no momento do enchimento, por meio da pera de sucção, que é pressionada e que mede a força dos músculos do assoalho pélvico durante a contração, permitindo que o usuário monitore o progresso dos exercícios e receba *feedback* sobre o desempenho (Hierzigsberg & Luxemburg, 1977).



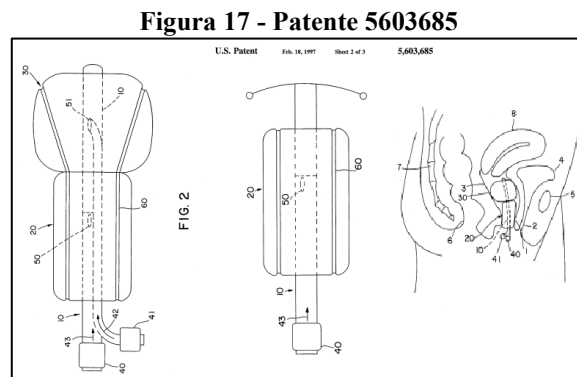
Fonte: Adaptado de Google Patents (1997).

Além disso, como demonstrado na Figura 19, a patente descreve variações do dispositivo, incluindo modelos que podem ser ajustados para diferentes níveis de habilidade e dispositivos que podem ser usados para tratamentos médicos específicos, como incontinência urinária. Esse exercitador representa mais uma variação do modelo de Kegel, uma inovação significativa na área de saúde feminina, oferecendo uma solução eficaz e conveniente para fortalecer os músculos do assoalho pélvico e melhorar a saúde geral da mulher (Hierzigsberg & Luxemburg, 1977).

A patente 5603685 descreve um dispositivo para medir a força dos músculos do assoalho pélvico em humanos, conhecidos como músculos do assoalho pélvico. Este dispositivo é especialmente útil para mulheres que experimentam fraqueza ou lesão nesses músculos após o parto ou devido à idade avançada, e consiste em um sensor de pressão pneumático que é inserido no canal vaginal para medir a força dos músculos. O sensor é conectado a um cabo que se estende para fora do corpo e se conecta a um equipamento, utilizado para a leitura e análise dos dados (Tutrone & Baltimore 1995).

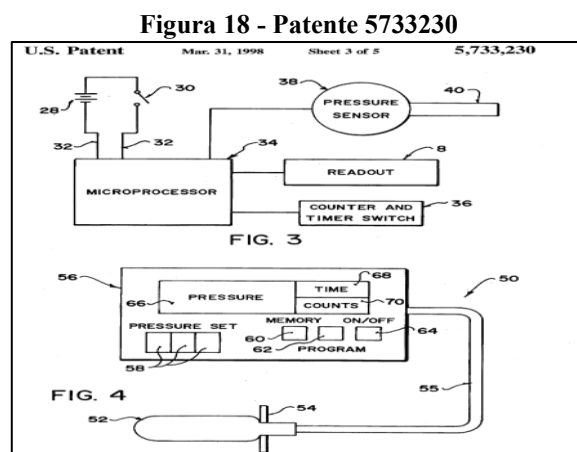
O dispositivo pode avaliar a força dos músculos do assoalho pélvico em diferentes áreas

e orientações, bem como a velocidade e a consistência das contrações musculares, mas não é comercializado. Em resumo, pode-se observar, na Figura 20, a patente 5603685, que descreve um dispositivo e um equipamento que ajudam a medir a força dos músculos do assoalho pélvico em mulheres e a avaliar a eficácia dos exercícios de reabilitação pélvica.



Fonte: Adaptado de Google Patents (2014).

A patente 5733230, Figura 21, intitulada ‘Dispositivo e método para medir contrações do assoalho pélvico’, descreve um dispositivo médico que é introduzido no canal vaginal durante o processo de reabilitação. Esse inclui um corpo principal Unidade Central de Processamento (CPU), que efetua o controle do tempo de exposição e pressão, quando inserido no canal vaginal, a fim de capturar e armazenar os dados para posterior utilização (Sawchuck et. al., 1996).



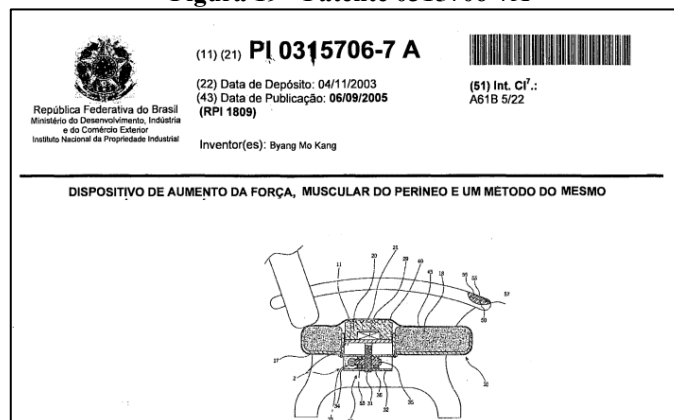
Fonte: Adaptado de Google Patents (2016).

O dispositivo, exposto na Figura 21, contém um tubo que se estende pelo corpo principal e é conectado a uma fonte de ar por uma pera insufladora externa (bomba manual). O

ar é aplicado ao tubo, que cria uma pressão positiva no interior do canal, que, por meio de contrações e manobras do paciente, ajuda a atrair e concentrar essas pressões (Sawchuck *et al.*, 1996). A patente descreve um método para usar o dispositivo médico, que inclui a inserção do dispositivo no canal vaginal e a aplicação de uma pressão positiva, para estimular o processo de contração muscular, que deve ser mantida por um período suficiente para o registro adequado (Sawchuck *et al.*, 1996).

A patente PI 0315706-7A descreve um dispositivo de aumento e um método para aumentar a força muscular do períneo, que é o conjunto de músculos e tecidos que se estendem desde o osso púbico até o cóccix (Kang, 2005). O dispositivo é composto por um sensor de pressão acoplado debaixo de uma almofada de cadeira para exames, com um sistema de resistência ajustável, para fornecer uma carga progressivamente maior à medida que a força muscular do períneo aumenta. O transdutor de pressão é acionado pelo paciente por meio de contração da pelve e dos músculos do períneo (Kang, 2005).

**Figura 19 - Patente 0315706-7A**



Fonte: Adaptado de Google Patents (2005).

Esse método envolve o uso do dispositivo de aumento de força muscular do períneo (Figura 22), que inclui a utilização do dispositivo, a contração dos músculos do períneo para obter da sonda a resistência e a repetição desse processo, de modo a aumentar a força muscular do períneo (Kang, 2005). O dispositivo e o método da patente PI 0315706-7A podem ser úteis para mulheres que sofrem de fraqueza muscular do períneo, como é comum após a gravidez ou durante a menopausa. O aumento dessa força muscular pode ajudar a melhorar a incontinência urinária e a função sexual. No entanto, é importante notar que o dispositivo e o método descritos na patente devem ser utilizados apenas sob supervisão médica adequada (Kang, 2005).

Portanto, o estudo de algumas Patentes, aqui referenciadas, foi motivador para o

embasamento e desenvolvimento do equipamento proposto neste estudo, o qual, apesar de inovador, pretende ser mais um instrumento de avaliação clínica na área de estudo do assoalho pélvico feminino. O desenvolvimento desse instrumento é demonstrado na próxima seção.

### 3 MATERIAL E MÉTODO

Nesta seção, apresentou-se uma descrição detalhada das diversas etapas que englobaram o desenvolvimento do protótipo descrito como “*PERIMAG*”. O diagrama de blocos do projeto foi apresentado na Figura 24 e pôde ser dividido em três etapas. A fim de desenvolver o equipamento pretendido neste estudo, realizaram-se buscas de registro de patentes para dispositivos e/ou equipamentos capazes de realizar medidas da MAP, que foram registradas no Brasil e no exterior, nos sítios: INPI, *Global Patent Search Network* (GPSN), *United States Patent and Trademark Office* (USPTO), *European Patent Office* (EPO), além de procurar equipamentos disponíveis no mercado.

Para tanto, partiu-se da pesquisa de Saleme C. S. (2007) e se pretendia-se desenvolver um equipamento de diferentes diâmetros, melhorar a estabilidade dentro do canal vaginal e a confiabilidade dos dados adquiridos e apresentar credibilidade com a escala de Oxford Modificada e da sonda. Utilizou-se um tubete para confeccionar a sonda (Figura 23).

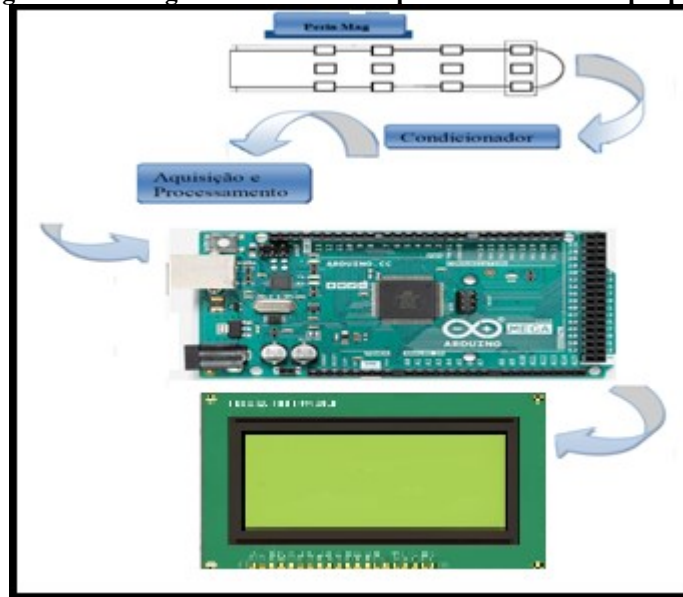
Figura 20 - Tubete de ensaio



Fonte: Acervo do autor (2022).

O tubete apresentado na figura 23, foi necessário, como uma primeira opção para acomodar os *array* de sensores, por ter dimensões mediana e de baixo custo. Na primeira, tinha-se a sonda que seria responsável pela captura dos estímulos, os quais serão convertidos em tensão elétrica por um sensor de Efeito Hall (*array*), espaçados por toda sua extensão. Na segunda, está o Arduino Mega, responsável pelo condicionamento e processamento dos sinais, pois a tensão elétrica produzida pelo sensor de Efeito Hall é da ordem de mV, ou seja, um sistema que condicionasse este sinal (amplificasse/filtrasse/condicionasse). A terceira era um módulo *display* para visualização da força aplicada aos *array* de sensor, sendo a amostra no formato de (Kgf).

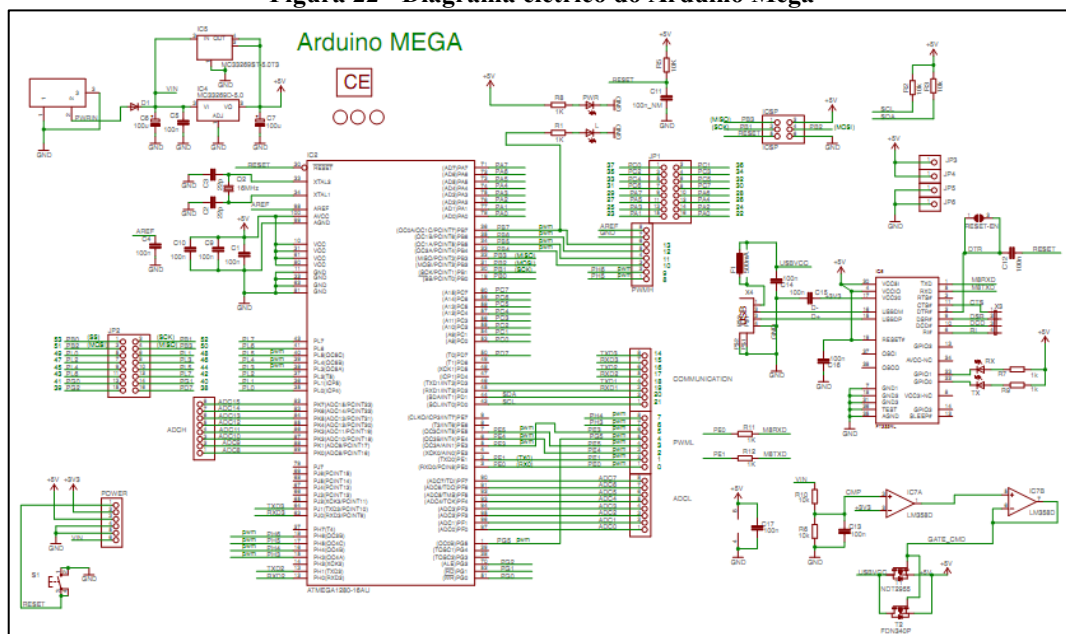
**Figura 11 -0 Diagrama de blocos simplificado do sistema proposto**



Fonte: Acervo do autor (2022).

O Arduino mega possui embarcado, um sistema de condicionamento para portas analógicas necessárias ao projeto e se trata de uma placa de micro controle baseada no *ATmega1280*. Figura 25.

**Figura 22 - Diagrama elétrico do Arduino Mega**



Fonte: Acervo do autor (2022).

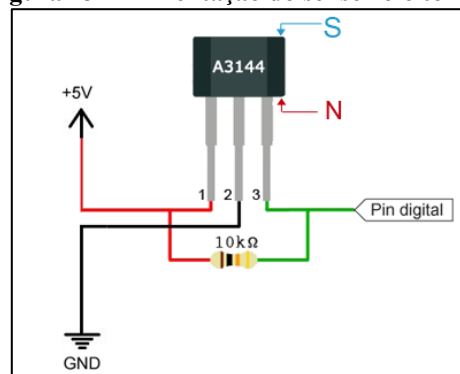
A placa *Arduino MEGA* é composta de 54 terminais digitais, 16 analógicos, 4 *UARTs* (portas seriais), um cristal oscilador de 16 MHz, conexão USB e botões de controles internos

(Arduino Hardware, 2022). A fonte de alimentação DC da marca Minipa foi escolhida por tornar o sistema imune a ruídos.

### 3.1.1.1 Circuito de alimentação

O sensor de *Efeito Hall* utilizado foi o A3144, em função das características do sinal a ser medido (Figura 26).

**Figura 23 - Alimentação do sensor efeito Hall**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A Tabela 3 apresenta as principais características deste sensor, como resposta linear e como variação do campo magnético e uma sensibilidade na faixa de *Gauss* em função da temperatura de trabalho.

**Tabela 3 – Características elétricas em  $V_{cc}=8V$  acima da faixa de temperatura operacional**

| Características              | Símbolo          | condições de teste           | limites |        |     |          |
|------------------------------|------------------|------------------------------|---------|--------|-----|----------|
|                              |                  |                              | Mím.    | Tipo   | Máx | unidades |
| Tensão de alimentação        | $V_{cc}$         | Operativo                    | 45      | ---    | 24  | V        |
| Tensão de saturação de saída | $V_{saída(sat)}$ | $I_{out}=20mA$ , $B>B_{op}$  | ---     | 175    | 400 | mV       |
| Corrente de fuga de saída    | EU desligado     | $V_{out} = 24V$ , $B>B_{rp}$ | ---     | <1,010 |     | uA       |
| Corrente de alimentação      | $E_{u\ cc}$      | $B<B_{rp}$ (Saída desligada) | ---     | 4,1    | 9,0 | mA       |
| Tempo de subida de saída     | $T_s$            | $R_L=820r$ , $CL -20pF$      | ---     | 0,04   | 2.0 | us       |
| Tempo de queda de saída      | $t_d$            | $R_L=820r$ , $CL -20pF$      | ---     | 0,18   | 2.0 | us       |

Fonte: Honeywell,. (1998), Com adaptações

A Tabela 4 , apresenta as características magnéticas em função da tensão de alimentação operacional.

**Tabela 4 – Características magnéticas em gauss sobre a faixa de tensão de alimentação operacional**

| características          | A3144 |      |     |
|--------------------------|-------|------|-----|
|                          | Mim.  | Tipo | Máx |
| B op em Ta=25°C          | 70    | ---  | 350 |
| Acima da temp. op. Faixa | 35    | ---  | 450 |
| B rp em Ta=25°C          | 50    | ---  | 330 |
| Acima da temp. op. Faixa | 25    | ---  | 430 |
| B his em Ta=25°C         | 2055  | ---  | --- |
| Acima da temp. op. Faixa | 2055  | ---  | --- |

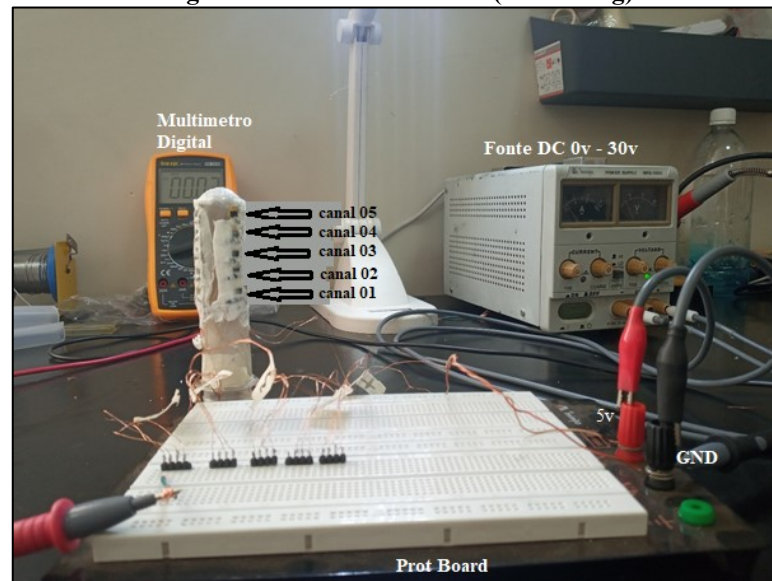
Fonte: Honeywell,. (1998), Com adaptações

As características de saída (pino 3) mudam para baixo, quando o campo magnético no sensor hall excede o limite do ponto de operação (B op) - tensão de saída V (SAT). Quando o limite do ponto magnético de liberação (B rp), saída do dispositivo, fica alta, a diferença entre os pontos magnéticos de operação e liberação são chamados de histerese (B his). Esta histerese integrada permite comutação da saída, mesmo na presença de vibração mecânica externa e ruído elétrico.

#### 3.1.1.2 Teste de bancada

Os testes com o protótipo foram realizados utilizando um *Osciloscópio Tektronic* TDS 2012, multímetro de mão *Hikari* HM 2030, fonte de alimentação Minipa MPS 3003. A bateria de testes ao qual o protótipo foi submetido consistiu em resposta ao estímulo de uma pressão em sua superfície *versus* ganho dos canais/array composto de cinco canais (Figura 27).

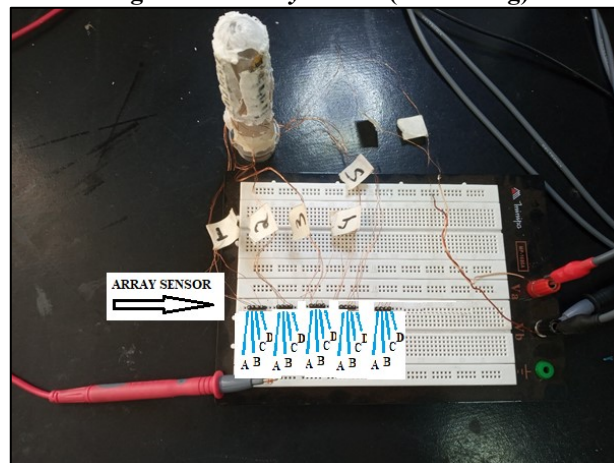
**Figura 24 – Canais da sonda (Perin-Mag)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

O ganho do canal e a linearidade do conversor analógico-digital do microcontrolador, verificado nos pontos (A, B, C e D), que formam o *array* de cada canal a uma resposta da pressão aplicada estão sinalizadas na Figura 28.

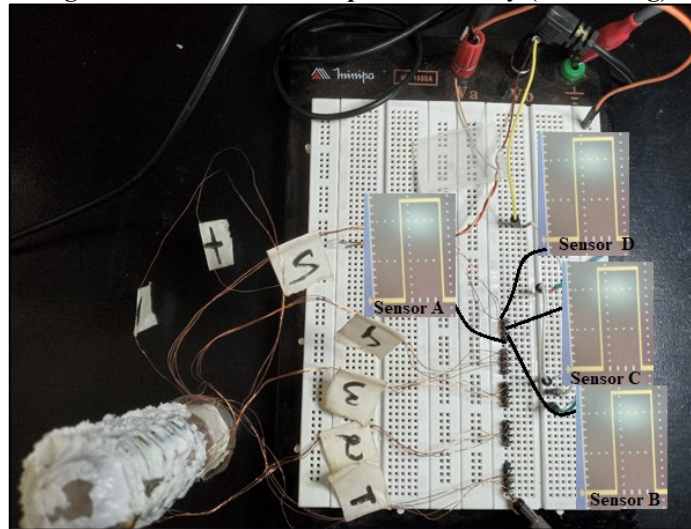
**Figura 25 - Array sensor (Perin-Mag)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Por meio do osciloscópio, foi possível verificar o sinal em cada ponto, conforme Figura 29.

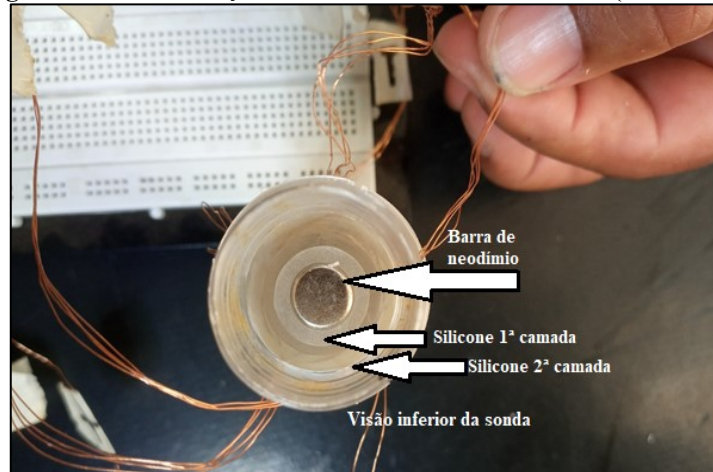
**Figura 26 - Sinais de saída por canal/array (Perin-Mag)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A saída negativa, proveniente do sensor *Hall*, foi resolvida com a inserção de um ímã de neodímio em seu interior, para fixar somente tensões positivas 5V. Com isso, a falta de atividade em cada sensor, fica desde já setada em 0V (Figura 30).

**Figura 27 - Estabilização do Sensor Hall com neodímio (Perin-Mag)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Os transistores (*sensor hall*), são sensíveis a um campo magnético, tanto na aproximação de um campo (P ou N). Isso resolveu a questão de uma tensão negativa, o que, no momento, não é interessante para o projeto da sonda.

### 3.1.1.3 Resultados parciais (fase I concepção)

Até aqui, não foram coletados dados, uma vez que os sensores precisavam de ajustes na questão do espaçamento *versus* pressão aplicada. foi necessário, neste ponto, gerar uma tabela de correlação entre força e tensão na saída dos amplificadores, da placa de condicionamento de sinais. Para efeito de validação prática da funcionalidade operacional do protótipo, foi preciso validar em um equipamento de ensaios calibrado (MUE).

Após verificar que os laboratórios da Faculdade de Ceilândia (FCE), do Departamento de Engenharia Mecânica (ENM) e da Faculdade Gama (FGA) não dispunham de um equipamento com faixa de 0N a 10N, para realizar esses procedimentos de calibração, confeccionou-se um calibrador para efetuar os testes de validação e gerar a curva de calibração para os sensores de força dispostos na nova sonda (Figura 31).

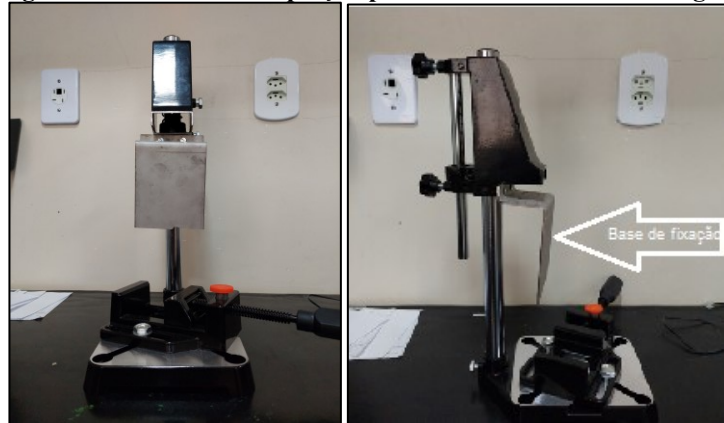
**Figura 28 - Base para furadeira de impacto**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Para construir uma máquina de ensaios de força, utilizou-se um dispositivo de acionamento mecânico com deslocamento vertical, para medir a força aplicada ao sensor em teste (Figura 32).

**Figura 29 - Base com adaptação para fixar o dinamômetro digital**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A proposta foi: com uma base para furadeira de impacto, fez-se adaptações e se incluiu-se um dinamômetro para verificar a força aplicada Figura 33.

**Figura 30 - Base com dinamômetro digital instalado**



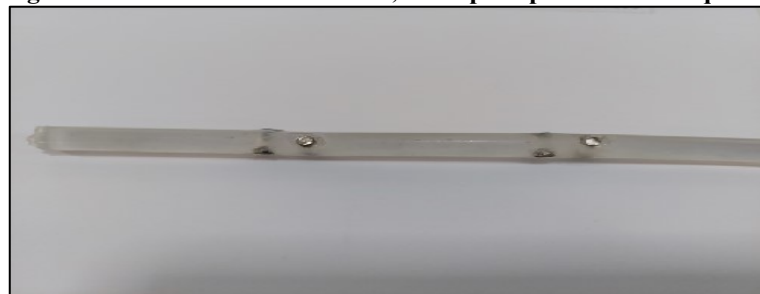
Fonte: Acervo do autor (2022).

Conforme pode ser percebido na Figura 34, o dinamômetro ficou fixado de tal forma que pôde ser acionado sobre o material em teste, acionando uma alavanca com uma das mãos e verificando o resultado da força no *display*. Diante dos resultados obtidos na confecção da máquina de aplicação/medição de força, pôde-se observar que o sistema se apresentou bastante estável, e o protótipo se mostrou como uma solução para auxiliar na avaliação qualitativa dos sensores de força magnéticos. Após a confecção da máquina de força (máquina de ensaios), seguiu-se para o segundo passo do projeto desse protótipo.

### 3.1.2 Fase II (concepção II)

Constatou-se muita dificuldade no modelo anterior, uma vez que ele possui diversos transistores que não facilitam a fixação dos ímãs de neodímio, de modo que se reduziram-se esses transistores para somente oito, conforme concepção de Cristina *et al.* (2009). Para isso, e como verificado em várias patentes, todas as sondas eram confeccionadas com materiais rígidos, que causava transtornos para os pacientes. Neste projeto, teve-se o cuidado de corrigi-lo, inserindo-se no interior da sonda um material flexível (*bastonete de silicone*). Primeiramente, com 11,5 mm, mas, notou-se que o diâmetro não comportava os transistores de efeito hall em sua superfície, assim, foi substituído por um bastonete de silicone de 7,5 mm de diâmetro (Figura 34).

**Figura 31 - Bastonete de silicone 7,5 mm para pistola de cola quente**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Com este bastonete, pôde-se fixar os ímãs de neodímio em seu eixo, como disposto na Figura 35.

**Figura 32 - Fixação do ímã de neodímio no bastonete de silicone**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A fixação dos ímãs de neodímio era um pouco complicada devido ao seu alto campo magnético, o que leva a atrair outros objetos e ímãs em sua proximidade. Para resolver esse problema, dispôs-se a uma distância de 10 mm no conjunto do *array* (superior/inferior e lateral esquerda/direita) (Figura 36).

**Figura 33 - Disposição dos ímãs de neodímio para formar os *array* sensor**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Conforme observado na concepção I (Figura 30), foi necessário incluir uma barra de ímã de neodímio no interior do tubete para setar as tensões do transistor em positivas. Na Figura 37, foi fixado, no bastonete de silicone, o ímã de neodímio e, posteriormente, fixou-se outro ímã, o qual foi responsável pela variação do campo magnético.

**Figura 34 - Disposição dos transistores Hall sobre os ímãs de neodímio**

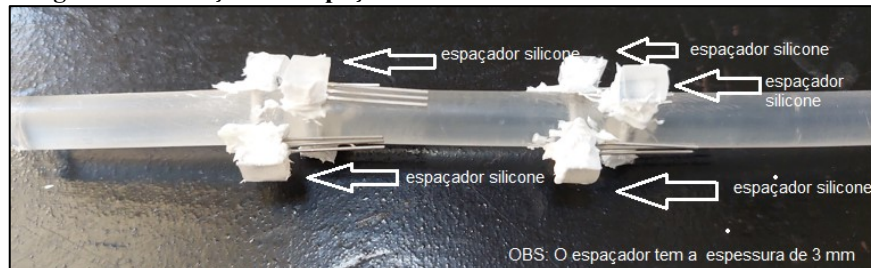


Fonte: Acervo do autor (2022).

Para manter uma distância padrão entre os transistores Hall e o ímã de neodímio, que

era o ímã atuador do campo magnético, foi necessário incluir um espaçador de silicone de 3mm, a fim de garantir que a distância mínima fosse a mesma em todos os sensores hall (Figura 38).

**Figura 35 - Fixação dos espaçadores de silicone sobre os transistores Hall**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Após a fixação dos espaçadores, foi efetuada a ligação dos terminais de cada transistor (sensor hall) e sua identificação (canal e terminais de alimentação: positivo e negativo) (Figura 39).

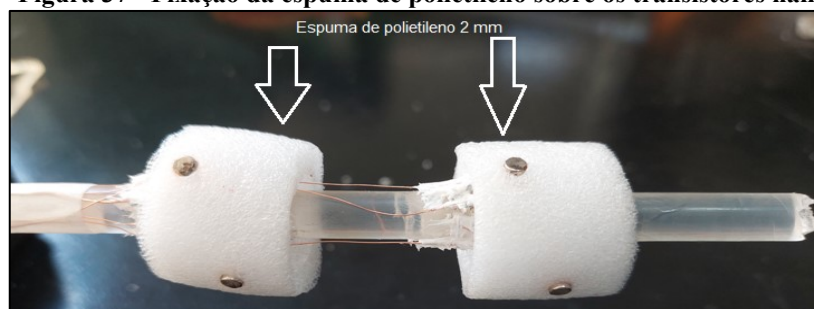
**Figura 36 - Ligação da saída de dados os transistores hall**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Para ligação dos terminais dos sensores hall, foi utilizado fio esmaltado e flexível, para dar mais maleabilidade à sonda. A espuma de polietileno de 2mm foi fixada com o intuito de cobrir todo diâmetro onde estavam localizados os *array* de sensores (transistor hall/ímã de neodímio).

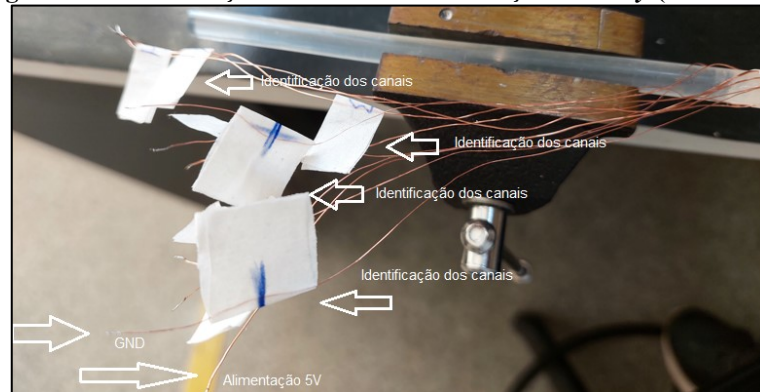
**Figura 37 - Fixação da espuma de polietileno sobre os transistores hall**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Foi encaixado um outro ímã de neodímio, que foi responsável por induzir o transistor hall quando uma força foi inserida em sua direção (Figura 40). Na Figura 41, foram identificados os terminais para interligação ao microprocessador.

**Figura 38 - Identificação dos canais e alimentação do array (sensor hall)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Os terminais provenientes dos sensores *hall*, foram soldados em um cabo blindado a fim de garantir isolamento contra interferência eletromagnética e garantir que o sinal fosse isento de ruídos. Para fixar os ímãs responsáveis na ativação do transistor hall, foi necessário identificar a polaridade do ímã de neodímio com uma bússola, uma vez que, ao aproximar os ímãs, estes se atraíam e forneciam a polaridade dos ímãs que estavam sendo inseridos, de maneira que ficassem sempre com polaridade inversa ao outro já fixado (Figura 42).

**Figura 3 - Bússola utilizada para identificar a polaridade dos ímãs de neodímio**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Depois de todos os ímãs de neodímio terem fixados com seus respectivos pares, formando o sensor de captação de força (*transistor hall*), os conjuntos foram introduzidos em

um tubete, com diâmetro de 22 mm. Logo após, foi inserida a borracha de silicone azul, da marca Siqmol (Figura 43).

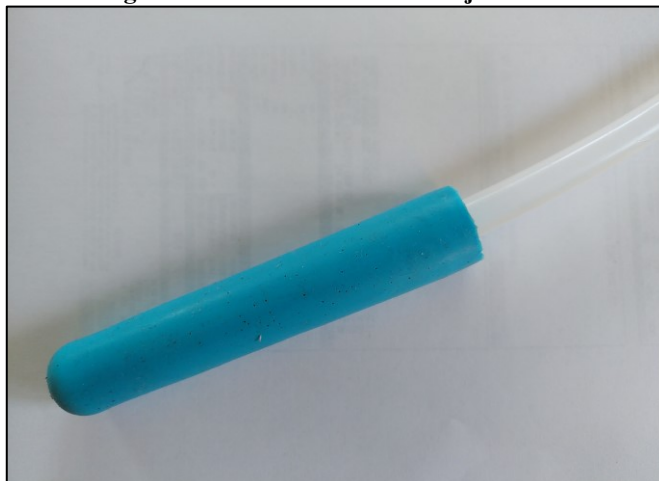
**Figura 40 - Borracha de silicone utilizada na confecção da sonda**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A Figura 44, apresenta o formato após 24h, para cura, e foi retirada do tubete.

**Figura 41 - Sonda com sensores já fixados**



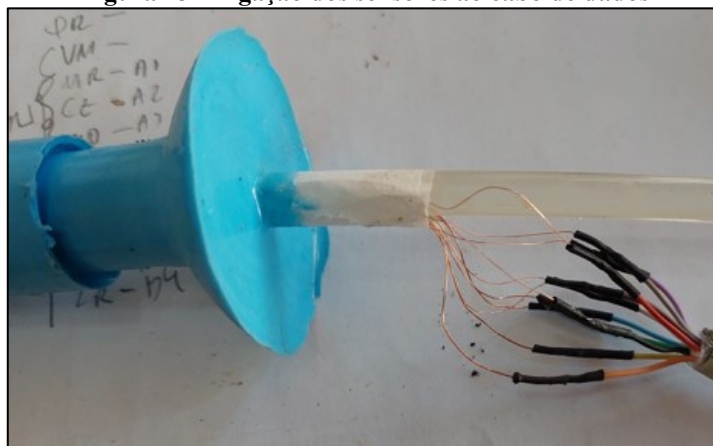
Fonte: Acervo do autor (2022).

Com o formato já finalizado, foram feitas as ligações dos sensores com fios esmaltados flexíveis e isolados para serem fixado ao tubo de PVC de 15mm, que serviu de apoio para a manopla (Figura 45).

**Figura 42 - Base da manopla**

Fonte: Acervo do autor (2022).

Com o cabo já fixado para a manopla, preencheu-se com borracha de silicone, para se ter um batente entre a parte que será introduzida no canal vaginal e a mão do operador que efetuará o exame (Figura 46).

**Figura 43 - Ligação dos sensores ao cabo de dados**

Fonte Acervo do autor (2022).

Feitas todas as ligações, e já com o modelo sendo finalizado, foi inserido em um tubo de PVC de 28mm de diâmetro e, novamente, foi utilizada borracha de silicone, porém, desta vez, na cor rosa (Figura 47).

**Figura 44 - Sonda sendo mergulhada na borracha de silicone**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Foram efetuados vários banhos na borracha de silicone, para se obter o formato desejado, com 30mm de diâmetro, conforme exposto na Figura 48. Após a cura do silicone por 24h, a sonda foi finalizada, e foi inserido no cabo da manopla, na mesma cor rosa (Figura 48).

**Figura 45 - Sonda finalizada após secagem da borracha de silicone**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Na finalização, observou-se que o cabo de comunicação, por não ser tão flexível, precisou da inclusão de uma mola (Figura 49).

**Figura 5 - Mola inserida para melhorar a flexibilidade do cabo**



Fonte: Acervo do autor (2022).

A fim de promover mais mobilidade, e evitar o rompimento interno durante o uso e garantir maior flexibilidade e durabilidade, a Figura 50, apresenta a parte principal do equipamento, finalizado e pronto para uso.

**Figura 47 - Sonda finalizada**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Depois de finalizada, confeccionou-se a caixa de controle, para acomodar o microprocessador e os circuitos eletrônicos e de comunicação, conforme se exibe na Figura 51.

**Figura 48 - Perin mag**



Fonte: Acervo do autor (2022).

No console, a parte exterior foi aplicada uma película com o *silkscreen* na cor lilás, apresentando o nome dado ao equipamento: *PERIN MAG*.

## 4 RESULTADOS ESPERADOS

Nesta seção, foram abordados os resultados obtidos durante o desenvolvimento deste estudo. Para efeito de validação prática da funcionalidade operacional do equipamento, foram realizados diversos testes em bancada, com o auxílio de instrumentação para captura de respostas dos sensores ao longo da sonda, obtidos durante o seu desenvolvimento.

O equipamento desenvolvido, quando em teste de validação, foi submetido a uma força de 0N a 6N, tornando possível se verificar sua capacidade e caracterizar sua tarefa, as pressões máximas foram dispostas em gráficos e disponibilizadas de acordo com cada *array* e individualizado por sensor/posição.

Os componentes utilizados no protótipo são componentes de baixo custo no mercado, com preferência a materiais de tamanho reduzido e de boa qualidade. Para realizar a montagem desses componentes, foi necessário utilizar ferramentas especiais de montagem: estação de soldas equipadas com soprador e pasta de solda. O *display* disposto no console, tinha o tamanho de 7mm x 5mm (Figura 52).

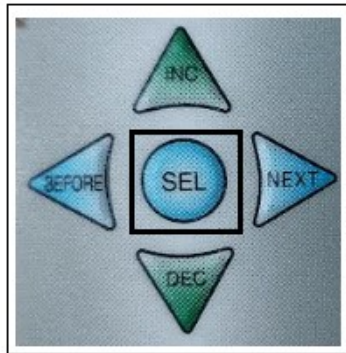
**Figura 49 - Tela de apresentação do PerinMag**



Fonte: Acervo do autor (2022).

O equipamento, após ser ligado, por meio do teclado de membrana (Figura 52), apresenta uma luz de fundo (*BackLight*) e as informações na cor preta.

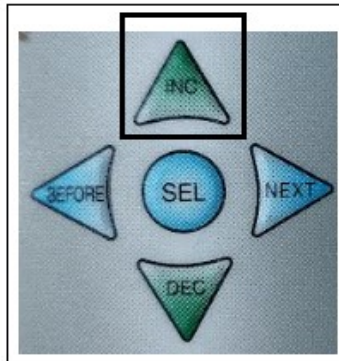
**Figura 50 - Tecla SEL (liga)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Para ligar o equipamento, deve-se pressionar a tecla **SEL** uma vez (Figura 52).

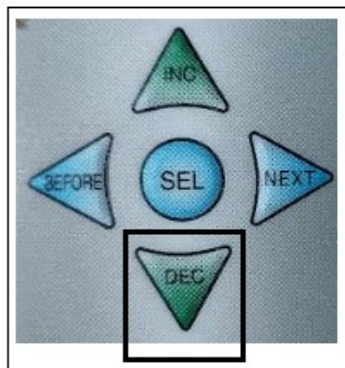
**Figura 51 - Tecla INC (desliga)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Para desligar o equipamento, pressiona-se a tecla **INC** uma vez (Figura 53). Os canais ficaram muito instáveis, o que será revisado em uma nova versão do *Hardware*. Porém, foi incluído um procedimento para resolver esse problema (Figura 54).

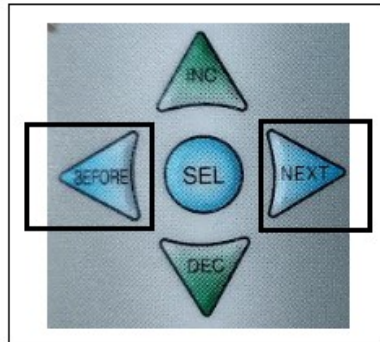
**Figura 52 - Tecla Reset (canais)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

foi incluído uma função de *reset*, na tecla (DEC), que coloca a saída de todos os canais em um nível de zero *newton*, para iniciar novo ciclo de medidas. Por meio do teclado de membrana, é possível selecionar os *array* de sensores, dos quais se deseja observar a força aplicada a eles (Figura 55).

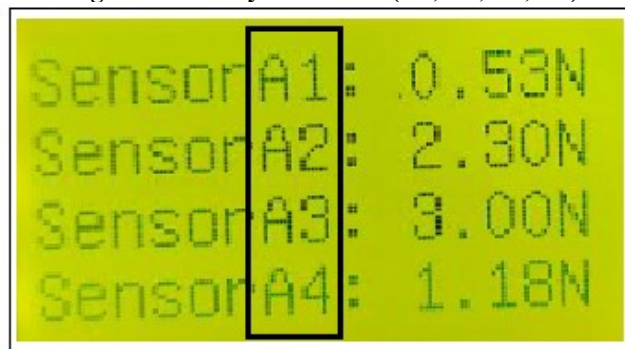
**Figura 53 - Tecla seleção dos *Array* (1 ou 2)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

As teclas (*before* e *next*) são responsáveis pela navegação entre os canais, efetuando a alternância entre *Array* 1 e 2, conforme apresentado nas Figuras 56 e 57.

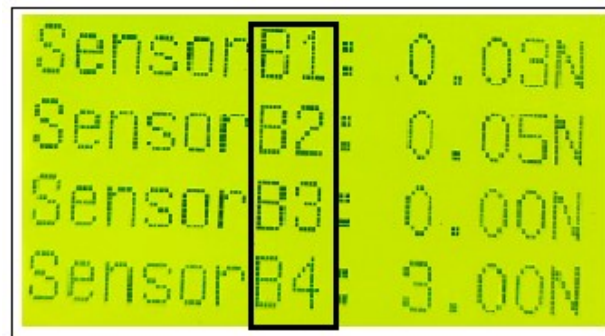
**Figura 54 - *Array* 1 sensores (A1, A2, A3, A4)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Ao pressionar as teclas: *before* conseguimos selecionar os *array* de sensores A1, A2, A3 e A4 e a tecla *next* os *array* de sensores B1, B2, B3 e B4), figura 56 e 57.

**Figura 55 - Array 2 sensores (B1, B2, B3, B4)**

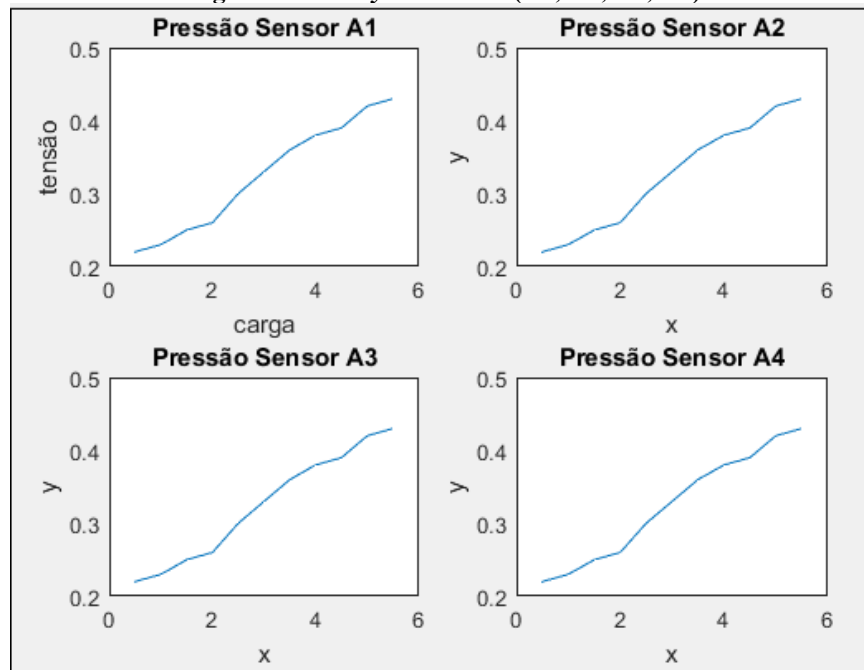


Fonte: Acervo do autor (2022).

Os *Array* Representados por (A1, A2, A3 e A4), Figura 56 e (B1, B2, B3 e B4), Figura 57, apresentavam os sensores individuais. A pressão apresentada estava com duas casas decimais configuradas em Newton e, posteriormente, será confeccionado um manual do usuário com todas as informações necessárias.

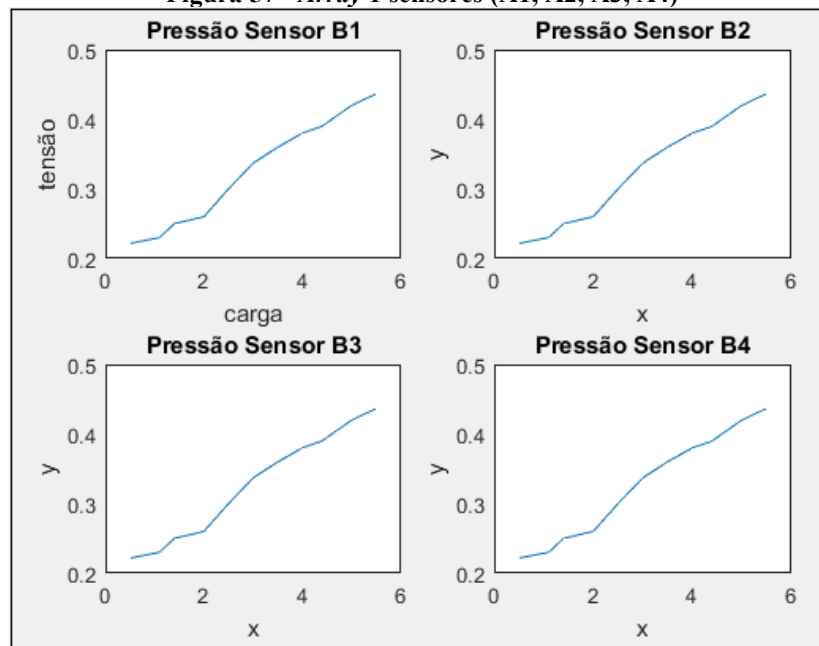
Nas Figuras 58 e 59, foram representadas as curvas, a partir dos resultados do procedimento de calibração de cada sensor, por meio do *software* MAT LAB 6.0. Neste momento, não foi aplicado coeficiente de correlação e nem efetuada a análise de regressão dos dados dos sensores que compõem os *array*.

**Figura 56 - Array 1 sensores (A1, A2, A3, A4)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

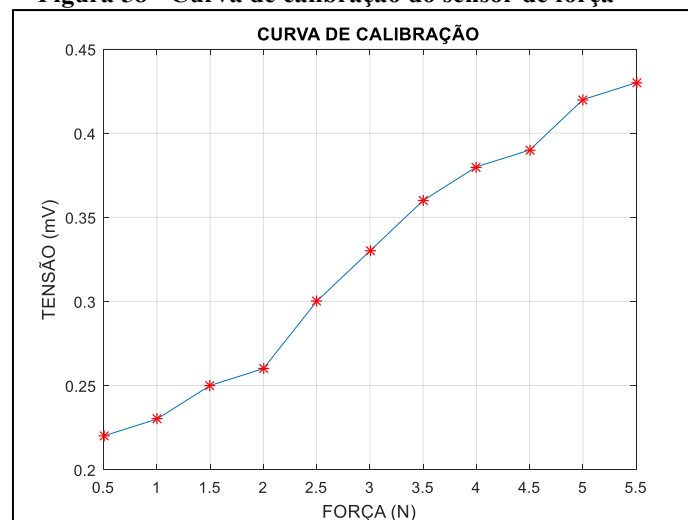
**Figura 57 - Array 1 sensores (A1, A2, A3, A4)**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Visualizou-se, nas Figuras 58 e 59, todos os dados obtidos para os ciclos de calibração. Estudos futuros deverão ser conduzidos para determinação do coeficiente de determinação plausível, em comparação ao padrão ouro.

**Figura 58 - Curva de calibração do sensor de força**



Fonte: Acervo do autor (2022).

Neste contexto, a Figura 60 consolidou todos os sensores apresentados anteriormente, em uma curva de calibração específica, porém, todas as análises anteriores foram desenvolvidas para os demais sensores e demonstraram comportamento similar com uma pequena variação devido à atuação do conjunto que envolve o transdutor (borracha de silicone e dispositivos

eletrônicos internos).

## 5 DISCUSSÃO

Neste estudo, o desenvolvimento de uma sonda como opção de ferramenta para medição multidirecional da força do assoalho pélvico foi realizado, de acordo com os objetivos do estudo proposto. Ela foi testada de forma *in off*, em laboratório técnico, com as instrumentações eletrônicas disponíveis e outras desenvolvidas para validar sua eficiência.

Com os instrumentos dinamômetro e osciloscópio, observou-se que a sonda do equipamento apresentou uma ótima resposta ao estímulo “Força”, que foi aplicado aos sensores disponibilizados ao longo de sua superfície. A camada de silicone (não foi tratada nesta pesquisa) permitiu calcular a perda e/ou influência no resultado da força aplicada e facilitou a maleabilidade da sonda, em comparação aos equipamentos das Patentes citadas no capítulo 2.4.

Para calibração da sonda, o sistema de medição dinamômetro, foi ajustado para Kilogramas Força (Kgf) e conferido no *display* do equipamento. Ele mostrou forte correlação entre a variável força, apresentando estabilidade nas medições, o que conferiu condições estáveis. Estudos futuros devem investigar a sua correlação entre avaliadores e o padrão-ouro utilizado atualmente.

## 6 CONCLUSÃO

Como principal contribuição deste estudo, teve-se o desenvolvimento de um protótipo, para um possível produto inovador no mercado de reabilitação do assoalho pélvico, capaz de realizar a aquisição dos sinais provenientes da musculatura do assoalho pélvico “FORÇA” e a identificação de cada músculo dentro do canal vaginal. Esses dados foram disponibilizados em formato de gráficos.

A placa Arduino MEGA 2560 é uma ótima opção para expandir projetos, quando há a necessidade de mais pinos ou de mais quantidade de memória *FLASH*. Possui desempenho parecido com a placa Arduino UNO, possibilitando maior quantidade de recursos, como mais entradas analógicas e saídas PWM. Pode ser aplicada em automação residencial, robótica e em vários projetos eletrônicos que necessitem de muitos pinos digitais ou analógicos, como é o caso do equipamento desenvolvido. Além disso, o protótipo apresenta características altamente desejáveis para o trabalho, com dispositivos embarcados, tais como:

- a) arquitetura escalável - foi fabricado para poder ser integrado a outras tecnologias de transmissão sem fio;
- b) possibilidade de conexão I2C - pode se comunicar com outros protótipos, para realizar a correlação do sinal de FORÇA, de diferentes músculos, durante a realização de uma atividade e/ou manobra orientada;
- c) funcionamento com uma única bateria 9V e carregamento por meio de um cabo USB de computador/celular; e
- d) capacidade de transmissão sem fio dos dados - “não foi implementado neste estudo”.

Como contribuição científica, uma Patente de Modelo de Utilidade foi depositada em 12/05/2023, sob o número BR 10 2023 009121 0, e um artigo será publicado em breve, após os trâmites internos do órgão. O equipamento servirá como objeto de estudo e de testes para alunos do grupo de pesquisa em Ciência da Reabilitação e Tecnologia em Saúde e outros grupos de pesquisa vinculados à UnB. Sugere-se que sejam desenvolvidas novas pesquisas, com base no equipamento produzido neste estudo.

Os testes realizados no equipamento foram feitos no laboratório próprio do autor, sem a existência de voluntários, e tiveram como principal objetivo validar o seu funcionamento. Para um protótipo final, testes mais conclusivos deverão ser realizados para comprovar a confiabilidade e a estabilidade, além da correlação do equipamento em comparação ao padrão-

ouro.

Por fim, o equipamento desenvolvido rendeu excelentes resultados, pois o *hardware* funcionou de maneira eficiente, realizando a aquisição dos sinais de FORÇA. Ele, igualmente, provou ser replicável de maneira comercial, e a interface é de simples utilização, o que proporciona ao usuário facilidade na realização dos exames.

## 6.1 TRABALHOS FUTUROS

Pretende-se estudar a viabilidade do uso de outras técnicas de reconhecimento de padrões, redes neurais, simular técnicas viáveis e analisá-las com o intuito de eleger qual é a melhor maneira de reconhecer os padrões do sinal de FORÇA dos músculos do assoalho pélvico, para serem utilizados no sistema de reabilitação.

Recomenda-se implementar outros dispositivos como sensor de temperatura e goniômetro, representando os movimentos de pronação e supinação. Sugere-se efetuar a correlação entre o equipamento e o padrão ouro; testar a funcionalidade *Wi-Fi* e *Bluetooth*, na transmissão para *smartphone*; e desenvolver aplicativos *open source* para *smartphones*

## 7 IMPACTOS PRÁTICOS DOS ACHADOS PARA SOCIEDADE

Os resultados do estudo contribuíram para o desenvolvimento de uma sonda para medição multidirecional da força do assoalho pélvico e seu potencial impacto na sociedade. Aqui estão alguns impactos práticos dos achados para a sociedade:

1. **Avanços na Reabilitação do Assoalho Pélvico:** O desenvolvimento dessa sonda representa um avanço significativo na área de reabilitação do assoalho pélvico. Isso pode ter um impacto positivo na qualidade de vida de indivíduos que sofrem de problemas relacionados ao assoalho pélvico, como incontinência urinária ou disfunção sexual.
2. **Acessibilidade a Tecnologias de Medição:** A utilização da placa Arduino MEGA 2560 torna o equipamento mais acessível em termos de custos e recursos, o que pode ampliar o acesso a tecnologias de medição de força do assoalho pélvico em clínicas de reabilitação e hospitais.
3. **Potencial para Pesquisas Futuras:** A disponibilidade do equipamento para grupos de pesquisa em Ciência da Reabilitação e Tecnologia em Saúde e outros vinculados à UnB pode

abrir portas para futuras pesquisas e estudos relacionados à saúde do assoalho pélvico, levando a uma compreensão mais profunda e aprimorada dessa área.

4. **Desenvolvimento de Novas Aplicações:** A sugestão de implementar outros dispositivos, como sensores de temperatura e goniômetro, e explorar a funcionalidade Wi-Fi e Bluetooth para transmissão de dados para smartphones abre a possibilidade de desenvolver aplicativos e tecnologias adicionais relacionadas à reabilitação do assoalho pélvico.
5. **Potencial Impacto na Indústria:** O depósito de uma Patente de Modelo de Utilidade e a possibilidade de replicar o equipamento comercialmente indicam um potencial impacto na indústria de saúde e reabilitação. Isso pode levar ao desenvolvimento de produtos e serviços relacionados ao assoalho pélvico baseados nessa tecnologia.
6. **Abrangência:** A abrangência do perineômetro magnético pode variar dependendo do seu design e funcionalidade. Geralmente, esse dispositivo é utilizado na área da saúde, mais especificamente na fisioterapia e ginecologia. Ele é usado para medir a força muscular do assoalho pélvico, que é importante para prevenir e tratar condições como incontinência urinária e disfunção sexual.
7. **Aplicabilidade:** A aplicabilidade do perineômetro magnético é direcionada principalmente para profissionais de saúde, como fisioterapeutas e ginecologistas, que desejam avaliar a saúde do assoalho pélvico de seus pacientes. É usado tanto para diagnóstico quanto para tratamento, com base na avaliação da força muscular do assoalho pélvico. Também pode ser usado em pesquisa científica para entender melhor essa área do corpo humano.
8. **Complexidade:** A complexidade do perineômetro magnético pode variar. O dispositivo consiste em uma sonda que é introduzida na vagina do paciente e que possui sensores magnéticos para medir a força muscular. A complexidade está relacionada ao design e à eletrônica envolvida na medição e na interpretação dos dados coletados. Alguns perineômetro magnéticos podem ser bastante simples, enquanto outros podem incluir recursos avançados, como conectividade Bluetooth para transferência de dados para um aplicativo móvel.
9. **Inovação:** A inovação do perineômetro magnético está na sua capacidade de medir a força muscular do assoalho pélvico de maneira precisa e não invasiva. A utilização de sensores magnéticos representa uma abordagem inovadora para esse tipo de avaliação, permitindo uma medição mais sensível e precisa em comparação com métodos tradicionais. Além disso, a possibilidade de conectar o dispositivo a aplicativos móveis para acompanhamento e registro dos dados pode ser considerada uma inovação na área da saúde.

Em resumo, o perineômetro magnético é um dispositivo inovador com aplicações na área da saúde, especificamente na avaliação da força muscular do assoalho pélvico. Sua abrangência está relacionada à fisioterapia e ginecologia, sua aplicabilidade é principalmente para profissionais de saúde, sua complexidade pode variar e sua inovação está na utilização de sensores magnéticos e conectividade móvel para aprimorar a medição e o acompanhamento dessa função muscular crítica.

Os achados deste estudo têm o potencial de melhorar a saúde e a qualidade de vida das pessoas com problemas no assoalho pélvico, promover avanços na pesquisa e no desenvolvimento de tecnologias relacionadas e impactar positivamente a indústria de saúde.

## REFERÊNCIAS

- Abrams, P., Cardozo, L., Khoury, S., & Wein, A. (2005). Incontinence basis and evaluation health publication Ltd. *In: Arab, A., Behbahani, R., Lorestani, L., & Azari, A. Correlation of digital palpation and transabdominal ultrasound for assessment of pelvic floor muscle contraction. J Man Manip, 17(3), 75-79.*
- Hay-Smith, B., & Herbert, C. (2001). Análise eletromiográfica da função dos músculos do assoalho pélvico em mulheres. *Neurourology and Urodynamics, 20, 571-582.*
- Arduino Hardware. (2022). *Arduino*. <https://www.arduino.cc/en/hardware>
- Belikov, A., & Sokolov, S. (2017). Application of hall effect sensors for measurement of magnetic fields. *Journal of Physics: Conference Series, 917(6), 062051.*
- Berghmans, B. *et al.* (2013). Electrical stimulation with non-implanted devices for stress urinary incontinence in women. *Cochrane Database of Systematic Reviews, (10).*
- Bo, K. (1995). Pelvic floor muscle exercise for the treatment of stress urinary incontinence: an Exercise physiology perspective. *Int Uro J, 6, 282-91.*
- Bø, K., & Stær-Jensen, J. (2014). Incontinência urinária em mulheres: o papel dos músculos do assoalho pélvico na sua prevenção e tratamento. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology, 121(2), 168-173.*
- Bo, K., Berghmans, B., Morkved, S., & Van Kampen, M. (2019). Fisioterapia baseada em evidências para o assoalho pélvico: unindo ciência e prática clínica. *Elsevier Ciências da Saúde, 448, (2014)*
- Bø, K., Brækken, I., & Majida, M. (2009). A função muscular do assoalho pélvico melhora após o parto vaginal? *Jornal Internacional de Uroginecologia, 20(6), 605-614.*
- Bo, K., Raastad, R., & Finckenhagen, H. (2005). Does de size of the vaginal probe affect measurement of pelvic floor muscle strength? *Acta Obstret Gynecol Scand, 84, 129-133.*
- Bo, K.; Finckenhagen, H, B. Vaginal palpation of the pelvic floor muscle strength: inter-test reproducibility and camparison between palpation and vaginal squeeze pressure. *Acta Obstetricia Gynecologica Scandinavica, Olso, v.80, p. 883-887, May2001.*
- Bump, R. (1991). Assessment of Kegel pelvic muscle exercises performance after brief verbal instruction. *Amer J Obstet Ginecol, 165(2), 322-328.*
- Coey, J. (2010). *Magnetism and magnetic materials*. Cambridge University Press.
- da Silva, E., & de Souza, A. (2021). A systematic literature review on Arduino-based assistive technologies for individuals with disabilities. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 16(5).*

- DeLancey, J. (1994). Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: the hammock hypothesis. *Am J Obstet Gynecol*, 170(6):1713-1723. [https://doi.org/10.1016/S0002-9378\(94\)70346-9](https://doi.org/10.1016/S0002-9378(94)70346-9)
- Devreese, A., Staes, F., de Weerd, W., Feys, H., Van Assche, A., & Penninckx, F. (2004). Clinical evaluation of pelvic floor muscle function in continent and incontinent women. *Neurourol Urodyn*, 23, 190-7.
- Dietz, H. (2011). Ultrassonografia do assoalho pélvico. Parte II: imagem tridimensional ou de volume. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 37(4), 431-439.
- Dumoulin, C; Boubonnais, D; Lemieux, M.C Development of a dynamometer for measuring the isometric force of pelvic floor musculature”. *Neurourology and Urodynamics*, Vol 22, p.648-653,2003.
- Dumoulin, C. *et al.* (2018). Pelvic floor muscle training versus no treatment, or inactive control treatments, for urinary incontinence in women. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 10(10), CD005654.
- Dumoulin, C., Hay-Smith, J., Habée-Séguin, G., & Mercier, J. (2018). Treinamento muscular do assoalho pélvico versus nenhum tratamento, ou tratamentos de controle inativos, para incontinência urinária em mulheres. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (10).
- Hall, E. (1879). On a new action of the magnet on electric currents. *American Journal of Mathematics*, 2(3), 287-292.
- Hall, E. H. (1901). On the possible existence of negative electrons. *Science*, 14(343), 8-9.
- Eickmeyer SM. Anatomia e fisiologia do assoalho pélvico. *Phys Med Rehabil Clin N Am*.2017; 28 (3) : 455-460.
- Ferla, L., Paiva, L., & Oliveira, A. (2019). Treinamento dos músculos do assoalho pélvico e seu impacto na função sexual feminina e distúrbios do assoalho pélvico: uma revisão. *Revista Brasileira Internacional de Urologia*, 45(1), 14-21.
- Ferreira, C., Barbosa, P., Souza, F., António, F., Franco, M., & Bo, K. (2011). Inter-rater reliability study of the modified Oxford Grading Scale and the Peritron manometer. *Physiot*, 97, 132-138.
- Fitz, F., Resende, A., Stüpp, L., & Bernardes, B. (2020). Avaliação clínica e funcional da musculatura do assoalho pélvico em mulheres: uma revisão. *Revista da Associação Médica Brasileira*, 66(7), 957-962.
- Google Patents. *Method and apparatus for indicate or observe progressive exercise of injured sphincter muscles*. Patent US2541520A. Estados Unidos, 1968. <https://patents.google.com/patent/US2541520A/en?q=Patente+US2541520>

- Google Patents. *Device for measuring the tonus of the muscular system of the floor of the vagina, pelvis, and adjacent areas*. Patent US2839050A. Estados Unidos, 1975. <https://patents.google.com/patent/US2839050A/en>
- Google Patents. *Exerciser for vaginal muscles*. Patent US4167938A. Estados Unidos, 1997. <https://patents.google.com/patent/US4167938A/en?q=Patente+US4167938>
- Google Patents. *Dispositivo de aumento da força, muscular do perineo e um método do mesmo*. Patent BR0315706A. Brazil, 2005. <https://patents.google.com/patent/BR0315706A/ja>
- Google Patents. *Generation method, creation method, exposure method, device manufacturing method, and program*. Patent JP5603685B2. Japão, 2014. <https://patents.google.com/patent/JP5603685B2/en?q=Patente+5603685>
- Google Patents. *Perineometer for domestic use in prevention of urinary incontinence and method of using the same*. Patent US5733230A. Estados Unidos, 2016. <https://patents.google.com/patent/US5733230A/en>
- Hadjipanayis, G. (2017). *Magnetic materials: Fundamentals and application*. John Wiley & Sons.
- Hadjipanayis, G. (2015). *Magnetic materials and applications*. John Wiley & Sons.
- Hagen, S., Glazener, C., McClurg, D., Macarthur, C., Elders, A., Herbison, P.,... & Wilson, D. (2011). Treinamento muscular do assoalho pélvico para prevenção secundária de prolapso de órgãos pélvicos (PREVPROL): um estudo multicêntrico randomizado controlado. *The Lancet*, 378(9800), 815-822.
- Halliday, D., & Resnick, R. (2000). *Fundamentals of physics*. 6th ed. Wiley.
- Hay-Smith, J. *et al.* (2020). Pelvic floor muscle training for urinary incontinence in women. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (5).
- Honeywell. (1998). *Hall effect sensing and application*. ABBYY FineReader.
- Liu, J. (2018). *Rare earth permanent magnetic materials: Fundamentals and applications*.
- Smith, J., & Andrews, J. (2006). Eletromiografia de superfície e função dos músculos do assoalho pélvico. *Fisioterapia*, 86, 1606-1616.
- Jones, R., Peng, Q., Stokes, M., Humphrey, V., Payne, C., & Constantinou, C. (2010). Mechanisms of pelvic floor muscle function and the effect on the urethra during a cough. *Eur Urol* 57(6), 1101-1110.
- Osborn, J., & Malone-Lee, P. (2003). O uso da eletromiografia de superfície na investigação da função dos músculos do assoalho pélvico. *International Urogynecology Journal*, 14, 312-316.
- Kegel A. (1947). Exercício resistido progressivo na restauração funcional da musculatura

- perineal. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 63(5), 1062-1072.
- Laycock, J. (1994). Avaliação clínica do assoalho pélvico. *Physical Therapy Reviews*, 1(2), 87-97.
- Laycock, J. (2015). O assoalho pélvico: um modelo clínico para função e reabilitação. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(1), 84-98.
- Lee, M., Kim, J., & Ernst, E. Is magnetic therapy effective for relieving pain? A systematic review and meta-analysis. *J Pain*, 8(11), 893-900.
- Magnet Array. Mars Exploration Rovers. [202-?].  
<https://mars.nasa.gov/mer/mission/instruments/magnet-array/>
- Markland, A. et al. (2017). Behavioral interventions to reduce urinary incontinence, voiding frequency, and nocturia in adults without neurologic impairment: A systematic review. *Americ J Nurs*, 117(6), 24-32.
- Sagawa, m. (1996). *Permanent magnet materials and their application*. Novatec
- McRoberts, M. (2011). *Arduino básico*. Novatec
- Mirzaei, M., & Ebrahimi, B. (2021). A comprehensive review of Hall effect sensors: Principles, applications, and challenges. *Measur*, 175, 109155.
- Monk, S. (2013). *Programação com Arduino: começando com sketches*. Bookman.
- Montenegro-Marin, C., & Garrido-Merchan, E. (2020). A systematic review of the use of Arduino in engineering education: Trends and challenges. *Comp & Educ*, 151, 103865.
- Morkved, S., Bo, K., Shei, B., & Salvesen, K. (2003). Pelvic floor muscle training during pregnant women. *International Urogynecology Journal*, Oslo, v.15, p. 384-390,2004.
- Petros, P., & Ulmsten, P. (1995). Uma teoria integral da incontinência urinária feminina: considerações experimentais e clínicas. *Scandinavian Journal of Urology and Nephrology*, 29, 75-81.
- Pardo, K., Rappa, P., & Kim-Fine, S. (2014). Ultrassonografia transperineal: uma ferramenta útil na avaliação das disfunções do assoalho pélvico. *Comentários em Obstetrícia e Ginecologia*, 7(3), 117-122.
- Peschers, U., Gingelmaier, A., Jundt, K., Dimpfl, T., & Leib, B. (2001). Evaluation of pelvic floor muscle strength using four different techniques. *Int Uro J*, 12, 27-30.
- Saleme, C. S. et al Multidirecional pelvic floor muscle strenth measurement. *Ann Biomed Eng*. V.37, n. 8, p. 1594-600, 2009.
- Saleme, C. s. Desenvolvimento de um dispositivo para medir de forma multidirecional a força da musculatura do assoalho pélvico: um estudo piloto, Dissertação de Mestrado, Belo horizonte, (2007).

- Samantha Lawson., Ashley Sacks (2018). Fisioterapia do Assoalho pélvico e Promoção da saúde da Mulher, jmwh.12736. <https://doi.org/10.1111/jmwh.12736>
- Sapsford, R. (2013). Reabilitação dos músculos do assoalho pélvico utilizando a estabilização do tronco. *Terapia Manual*, 18(5), 416-422.
- Sivaraman, S., & Saravanakumar, R. (2019). Comprehensive review on applications of Hall Effect sensors. *Int J Engin Adv Tec*, 8(6), 480-484.
- Tamanini, J., Dambros, M., D'Ancona, C., & Palma, P. (2003). Introdução à uroginecologia clínica. *Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia*, 25(7), 493-498.
- Thomsen, A. O que é Arduino. *Maker Hero*. 2023. <https://www.makerhero.com/blog/o-que-e-arduino/>

## APÊNDICE A - CÓDIGO FONTE

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
                    %%%%%%%%%
                %%%% CODIGO PERIN MAG V_I %%%%
            %%%% MESTRADO EM CIÊNCIA DA REABILITAÇÃO -FCE %%%%
            %%%% ALUNO: ELIO A.N. DE LIMA MAT: 20/0001833 %%%%

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
float x0=120;
float x1=120;
float x2=120;
float x3=120;
float x4=120;
float x5=120;
float x6=120;
float x7=120;
int ref0=0;
int ref1=0;
int ref2=0;
int ref3=0;
int ref4=0;
int ref5=0;
int ref6=0;
int ref7=0;
int ent=0;

boolean prox=true;

#include "U8glib.h"

U8GLIB_ST7920_128X64_1X u8g(6, 5, 4,7); //Enable, RW, RS, RESET

void draw1(void)
{
    // graphic commands to redraw the complete screen should be placed here
    u8g.setFont(u8g_font_unifont);
    u8g.setPrintPos(0, 15);
    u8g.print("SensorA1: ");
    u8g.print(x0);
    u8g.print("N");
    u8g.setPrintPos(0, 30);
    u8g.print("SensorA2: ");
    u8g.print(x1);
    u8g.print("N");
    u8g.setPrintPos(0, 45);
    u8g.print("SensorA3: ");
    u8g.print(x2);
}

```

```

u8g.print("N");
u8g.setPrintPos(0, 60);
u8g.print("SensorA4: ");
u8g.print(x3);
u8g.print("N");
}

void draw2(void)
{

// graphic commands to redraw the complete screen should be placed here
u8g.setFont(u8g_font_unifont);
u8g.setPrintPos(0, 15);
u8g.print("SensorB1: ");
u8g.print(x4);
u8g.print("N");
u8g.setPrintPos(0, 30);
u8g.print("SensorB2: ");
u8g.print(x5);
u8g.print("N");
u8g.setPrintPos(0, 45);
u8g.print("SensorB3: ");
u8g.print(x6);
u8g.print("N");
u8g.setPrintPos(0, 60);
u8g.print("SensorB4: ");
u8g.print(x7);
u8g.print("N");
}

void setup(void)
{
pinMode(8,INPUT_PULLUP);
pinMode(9,INPUT_PULLUP);
pinMode(A0,INPUT);
pinMode(A1,INPUT);
pinMode(A2,INPUT);
pinMode(A3,INPUT);
pinMode(A4,INPUT);
pinMode(A5,INPUT);
pinMode(A6,INPUT);
pinMode(A7,INPUT);

ref0= analogRead(A0);
ref1= analogRead(A1);
ref2= analogRead(A2);
ref3= analogRead(A3);
ref4= analogRead(A4);
ref5= analogRead(A5);
ref6= analogRead(A6);

```

```

ref7= analogRead(A7);

// picture loop
u8g.firstPage();
do
{
draw3();
} while(u8g.nextPage());

// rebuild the picture after some delay

delay(3000); //Pausa de 3 segundos

}

void draw3() //Tela 5 - Logo //-----
{
u8g.drawFrame(0,0,128,64);
u8g.drawFrame(2,2,124,60); // Retangulos

u8g.setFont(u8g_font_helvB08);
u8g.drawStr(35,23, "PERIN");
u8g.setFont(u8g_font_robot_de_niro);
u8g.drawStr(65,35, "MAG");
u8g.setFont(u8g_font_helvB08);
u8g.drawStr(25,53, "PERINEOMETRO");
}

void tela01()
{
// picture loop
u8g.firstPage();
do
{
draw1();
} while(u8g.nextPage());

// rebuild the picture after some delay
}

void tela02()
{
// picture loop
u8g.firstPage();
do
{
draw2();
} while(u8g.nextPage());

// rebuild the picture after some delay

```

```
}
```

```
void loop(void)
```

```
{
  if(digitalRead(9)==0)
  {
    if (prox==true) prox = false;
    else prox = true;
  }
}
```

```
if(digitalRead(8)==0)
{
  if (prox==true) prox = false;
  else prox = true;
}
```

```
if (prox == true) tela01();
if (prox == false) tela02();
```

```
int val=0;
float ret=0;
float res=0;
val=analogRead(A0);
ret = map(val, ref0, 617, 0, 300);
res= ret / 100;
x0=res;
```

```
val=analogRead(A1);
ret = map(val, ref1, 617, 0, 300);
res= ret / 100;
x1=res;
```

```
val=analogRead(A2);
ret = map(val, ref2, 617, 0, 300);
res= ret / 100;
x2=res;
```

```
val=analogRead(A3);
ret = map(val, ref3, 617, 0, 300);
res= ret / 100;
x3=res;
```

```
val=analogRead(A4);
ret = map(val, ref4, 617, 0, 300);
res= ret / 100;
x4=res;
```

```
val=analogRead(A5);
ret = map(val, ref5, 617, 0, 300);
```

```
res= ret / 100;  
x5=res;  
  
val=analogRead(A6);  
ret = map(val, ref6, 617, 0, 300);  
res= ret / 100;  
x6=res;  
  
val=analogRead(A7);  
ret = map(val, ref7, 617, 0, 300);  
res= res / 100;  
x7=ret;  
  
delay(500);  
}
```

## APÊNDICE B – TRABALHOS PRODUZIDOS

### PRODUTOS DESENVOLVIDOS NO PERÍODO DO MESTRADO

| <b>Produto científico</b>                                        | <b>Quantidade</b> | <b>Especificação</b>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
|------------------------------------------------------------------|-------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Pedido de Patente</b>                                         | 1                 | Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT Número do Processo: BR 2020210057527; Protocolado em 25 de março de 2023 às 12:30h; sob número: 29409161933214863.                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <b>Artigo científico</b>                                         | 1                 | Artigo: DEVELOPMENT OF AN INTRAVAGINAL DEVICE THE EVALUATION AND TRAINING OF PELVIC FLOOR MUSCLES, foi enviado para revista: Assistive Technology; (Submission ID: 236471086) em 15 de agosto de 2023 às 06:13h.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
| <b>Artigo científico</b>                                         | 1                 | Artigo: PREVALENCE AND IMPACT OF URINARY SYMPTOMS ON QUALITY OF LIFE DURING THE LAST MONTH OF PREGNANCY: A RESTROSPECTIVE CROSS-SECTIONAL STUDY foi aprovado para publicação na edição 2022 deste periódico - Fisioterapia em Movimento, v. 35, n. cont., 2022.                                                                                                                                                                                                                                                                          |
| <b>Prémio para o melhor da categoria: Saúde dos Transgêneros</b> | 1                 | Abstract: URINARY, BOWEL AND SEXUAL FUNCTION OF TRANSGENDER WOMEN AFTER SEX REASSIGNMENT SURGERY VAGINOPLASTY: CROSSECTIONAL STUDY; ICS2023 Toronto – CA., Autores: Lima Martins K1, Sarkis Oliveira P1, Azevedo M1, Cecchi Salata M2, Françaes Porto D3, Amaral Pequeno S3, Martinez David M3, Shimohara Bradaschia J3, da Silva Souza S3, Henriques Jácomo R4, Lucena da Silva M3, Azevedo Garcia P3, Barbaresco Gomide Matheus L3, Armando Nunes de Lima E3, Tirolli Rett M5, Paplinskie S6, Hosein K6, Mottola M6, Teixeira Alves A3 |
| <b>Artigo científico</b>                                         | 1                 | Artigo: Prevalence and impact of urinary symptoms on quality of life during the last month of pregnancy,. Physical Therapy in Movement., 2021. v. 14. p. 983-1032.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |