



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação

RENATA MICHELINI GUIDI

**ANÁLISE DO LIMIAR DE PERCEÇÃO DOLOROSA POR MEIO DE ALGOMETRIA
ELÉTRICA COMPARADA A ALGOMETRIA DE PRESSÃO EM INDIVÍDUOS SAUDÁ-
VEIS E AS DIFERENÇAS DOS LIMIARES ENTRE OS GÊNEROS**

***ANALYSIS OF THE PAIN PERCEPTION THRESHOLD THROUGH ELECTRICAL
ALGOMETRY COMPARED TO PRESSURE ALGOMETRY IN HEALTHY INDIVIDUALS
AND THE THRESHOLD DIFFERENCES BETWEEN GENDERS***

Campinas
2021

RENATA MICHELLINI GUIDI

ANÁLISE DO LIMIAR DE PERCEPÇÃO DOLOROSA POR MEIO DE ALGOMETRIA ELÉTRICA COMPARADA A ALGOMETRIA DE PRESSÃO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS E AS DIFERENÇAS DOS LIMIARES ENTRE OS GÊNEROS

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestra em Engenharia Elétrica, na área de Área de Engenharia Biomédica.

Supervisor/Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

ESTE TRABALHO CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA RENATA MICHELINI GUIDI E ORIENTADA PELO PROF. DR. ANTÔNIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO.

Campinas
2021

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Rose Meire da Silva - CRB 8/5974

G942a Guidi, Renata Michelini, 1984-
Análise do limiar de percepção dolorosa por meio de algometria elétrica comparada a algometria de pressão em indivíduos saudáveis e as diferenças dos limiares entre os gêneros / Renata Michelini Guidi. – Campinas, SP : [s.n.], 2021.

Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Dor. 2. Estimulação elétrica. 3. Medição da dor. 4. Nociceptores. I. Quevedo, Antônio Augusto Fasolo, 1970-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Analysis of pain perception threshold using electrical algometry compared to pressure algometry in healthy individuals and the threshold differences between genders

Palavras-chave em inglês:

Pain

Electrical stimulation

Pain measurement

Nociceptors

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Titulação: Mestra em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Carlos Alexandre Ferri

Pedro Xavier de Oliveira

Data de defesa: 21-07-2021

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0002-4550-4929>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/8921157353806442>

COMISSÃO JULGADORA - DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Candidato: Renata Michelini Guidi RA 152551

Data da Defesa: 21 de julho de 2021

Título da Tese: Análise do limiar de percepção dolorosa por meio de algometria elétrica comparada a algometria de pressão em indivíduos saudáveis e as diferenças dos limiares entre os gêneros.

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo
(Presidente)

Prof. Dr. Carlos Alexandre Ferri
(Membro Externo)

Prof. Dr. Pedro Xavier de Oliveira
(Membro Interno)

A ata de defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria de Pós- Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

DEDICATÓRIA

Dedico o meu trabalho a minha família e ao meu namorado que me apoiaram e me deram forças durante todo o andamento do trabalho e acima de tudo dedico a Deus que me fez buscar sempre a minha realização.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por toda a força, agradeço a minha família pelo apoio durante toda a jornada, e também, agradeço ao meu orientador, o Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo, por toda ajuda, orientação e dedicação ao meu trabalho.

RESUMO

INTRODUÇÃO: A dor é um fenômeno multidimensional com componentes sensitivos, emocionais e cognitivos, ligada ou não a um dano orgânico. Mensurar o limiar de dor, de forma padronizada, desempenha um papel fundamental para o adequado tratamento da dor. A algometria de pressão mensura a resposta dos nociceptores à pressão, porém apresenta limitações quanto à variabilidade dos avaliadores, dificultando o acompanhamento da evolução terapêutica. Um método de algometria elétrica é proposto, utilizando um dispositivo que pode reduzir as limitações causadas pelo método de pressão e facilitar a prática clínica.

OBJETIVOS: Avaliar o limiar de dor por meio de algometria elétrica e a variabilidade interavaliadores; comparar o limiar de dor da algometria elétrica e de pressão por um mesmo avaliador; e avaliar se os limiares de dor por ambos os métodos apresentam diferenças entre os gêneros.

METODOLOGIA: Foi realizado um estudo de corte transversal com 60 indivíduos saudáveis do gênero feminino e masculino de 20 a 40 anos, sendo: grupo 1, masculino e grupo 2, feminino, com 30 indivíduos em cada grupo. As avaliações dos limiares de dor foram realizadas com algometria elétrica e algometria por pressão. Foi desenvolvido um dispositivo de algometria elétrica em outro trabalho do grupo de pesquisa, e foi realizado um estudo piloto para avaliar os melhores parâmetros para as avaliações. Para avaliar as aplicações clínicas, o dispositivo foi submetido aos estudos de confiabilidade dos avaliadores e, após, foi realizada a etapa de validação clínica do método de algometria elétrica.

RESULTADOS E DISCUSSÃO: No estudo de confiabilidade, os resultados mostraram excelente confiabilidade intra e interavaliadores para ambos os métodos de algometria. Na etapa de validação clínica com 60 sujeitos, os resultados mostraram que a algometria por pressão pode prever os limiares de dor da algometria elétrica no grupo feminino, quando aplicadas por um mesmo avaliador. Em relação a variabilidade interavaliadores, o algômetro elétrico não mostrou variações significativas em ambos os grupos, mostrando que o método independe do avaliador. Para a comparação intergrupos, os limiares de dor à pressão não apresentaram diferenças entre os gêneros, conforme já descrito em estudos anteriores. Já os limiares de dor por corrente elétrica obtidos por dois avaliadores mostraram que o grupo masculino apresentou o limiar de dor superior ao do grupo feminino. Nas análises do nível de desconforto, por meio da Escala Visual Analógica da dor (EVA), a algometria elétrica e a algometria por pressão promoveram níveis de desconforto distintos em

ambos os gêneros, porém, a algometria elétrica realizada por dois avaliadores promoveu níveis de desconforto similares dentro de cada gênero e na comparação entre os gêneros, o que confirma a não dependência dos avaliadores para a execução do método e no desconforto gerado pela técnica.

CONCLUSÃO: A algometria elétrica mensura o limiar de dor com redução dos fatores limitantes da algometria por pressão, em relação à necessidade de treinamento intensivo e variabilidade interavaliadores. Entretanto, a algometria elétrica apresenta diferenças entre os gêneros, porém com níveis de desconforto similares.

Palavras-chave: dor, estimulação elétrica, medicação da dor, nociceptores.

ABSTRACT

INTRODUCTION: Pain is a multidimensional phenomenon with sensitive, emotional and cognitive components, linked or not to organic damage. Measuring the pain threshold, in a standardized way, plays a fundamental role for the adequate treatment of pain. Pressure algometry measures the response of nociceptors to pressure, but it has limitations regarding the variability of the evaluators, making it difficult to monitor the therapeutic evolution. An electrical algometry method is proposed, using a device that can reduce the limitations caused by the pressure method and facilitate clinical practice.

OBJECTIVES: assess the pain threshold by means of electrical algometry and the inter-rater variability; compare the pain threshold of electrical algometry and pressure by the same evaluator; and assess whether pain thresholds for both methods differ between genders.

METHODOLOGY: A cross-sectional study was carried out with 60 healthy female and male individuals aged 20 to 40 years, being: group 1, male and group 2, female, with 30 individuals in each group. Assessments of pain thresholds were performed with electrical algometry and pressure algometry. An electrical algometry device was developed by the research group and a pilot study was carried out to evaluate the best parameters for the evaluations. In order to assess clinical applications, the device was subjected to the reliability studies of the evaluators and, afterwards, the clinical validation step of the electrical algometry method was carried out.

RESULTS AND DISCUSSION: In the reliability study, the results showed excellent intra- and inter-rater reliability for both algometry methods. In the clinical validation stage with 60 subjects, the results show that pressure algometry can predict the pain thresholds of electrical algometry in the female group, when applied by the same evaluator. Regarding inter-rater variability, the electric algometer did not show significant variations in both groups, showing that the method is independent of the evaluator. For intergroup comparison, pressure pain thresholds did not differ between genders, as described in previous studies. The electric current pain thresholds obtained by two evaluators, however, showed that the male group had a pain threshold higher than that of the female group. In the analysis of the level of discomfort, using the Visual Analog Pain Scale (VAS), electrical algometry and pressure algometry promoted different levels of discomfort in both genders, however, the electrical algometry performed by two evaluators promoted similar levels dis-

comfort within each gender and in the comparison between genders, which confirms the non-dependence of the evaluators for the execution of the method and the discomfort generated by the technique.

CONCLUSION: *Electrical algometry measures the pain threshold while reducing limitations of pressure algometry, in relation to the need for intensive training and inter-rater variability. However, electrical algometry has differences between genders, but with similar levels of discomfort.*

Keywords: *pain, electrical stimulation, pain measurement, nociceptors.*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|---|----|
| Figura 1. Inicialmente tem-se o estímulo rápido e agudo conduzido pelas fibras A δ , em seguida o estímulo lento e crônico transmitido pelas fibras C (Modificado de CROSS (1994)). | 21 |
| Figura 2. Mecanorreceptores da pele (Extraído de BEAR et al., 2002). | 23 |
| Figura 3. Mecanorreceptor de adaptação lenta a um estímulo sustentado (Extraído de BEAR et al., 2002). | 24 |
| Figura 4. Adaptação no corpúsculo de Pacini - mecanorreceptor (Extraído de BEAR et al., 2002). | 25 |
| Figura 5. Resposta dos receptores térmicos e dos nociceptores de acordo com a temperatura aplicada à pele. No eixo das ordenadas está quantizado o número de potenciais de ação (impulsos) deflagrados por segundo e no eixo das abscissas a temperatura aplicada na superfície da pele (Extraído de BEAR et al., 2002). | 26 |
| Figura 6. Tipos de fibras e suas características (Extraído de BEAR et al., 2002). | 27 |
| Figura 7. Mapa do córtex somato-sensitivo (Extraído de BEAR et al., 2002). | 28 |
| Figura 8. Estrutura da pele (Extraído de BEAR et al., 2002). | 30 |
| Figura 9. Decaimento da resistividade elétrica da pele com a remoção de células mortas da epiderme em pele seca (Extraído de BEAR et al., 2002). | 31 |
| Figura 10. Circuito equivalente da pele segundo BURTON et al. (1974). | 32 |
| Figura 11. Modelo de impedância simplificada do dedo indicador, onde ZT é a impedância total (Extraído de BURTON et al., 1974). | 32 |
| Figura 12. Designações “tradicionais” de correntes elétricas usadas historicamente na prática clínica. Cada gráfico mostra mudanças da amplitude de corrente no tempo (Extraído de ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007). | 34 |
| Figura 13. Designações “comerciais” de correntes elétricas de estimuladores contemporâneos. (Extraído de ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007). | 35 |
| Figura 14. Potencial de ação mostrado em 3 situações, (a) pulso de estimulação com taxa de subida alta, (b) taxa de subida baixa, mas com ativação do potencial de ação, (c) taxa de subida baixa e acomodação da membrana (Extraído de BRAHME, 2014). | 38 |
| Figura 15. Relação entre amplitude de estimulação e duração do estímulo. | 40 |

| | |
|---|----|
| Figura 16. Local de avaliação marcado sobre o centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão de ambos os membros superiores..... | 44 |
| Figura 17. Acessórios pincel e agulha do martelo de <i>buck</i> neurológico para avaliação da sensibilidade tátil e dolorosa, respectivamente..... | 44 |
| Figura 18. Onda de estimulação gerada pelo dispositivo de algometria elétrica. | 46 |
| Figura 19. Tela LCD e painel de controle do algômetro elétrico..... | 47 |
| Figura 20. Display de LCD com os parâmetros de estimulação utilizados na avaliação. O incremento da amplitude do pulso foi realizado segundo o limiar de percepção dolorosa que foi referido pelo participante..... | 47 |
| Figura 21. Procedimento de avaliação com o algômetro elétrico. Cabos de estimulação com os terminais vermelho e preto conectados aos eletrodos de ECG aplicados à pele do participante. . | 48 |
| Figura 22. Eletrodo de ECG utilizado para as avaliações. | 49 |
| Figura 23. Impedância (Z) resultante na interface eletrodo-pele. Para frequências bem baixas, próximas a 1Hz, podemos considerar que a impedância de saída é de aproximadamente de 200 K Ω (Extraído de MOREIRA, 2016)..... | 49 |
| Figura 24. Procedimento de avaliação com o algômetro de pressão..... | 50 |
| Figura 25. Escala Visual Numérica/Analógica da Dor (EVA)..... | 51 |
| Figura 26. A , gráfico de dispersão grupo masculino; e B , gráfico de dispersão grupo feminino. | 68 |
| Figura 27. Gráfico P-P PLOT para análise da normalidade dos resíduos para o grupo feminino. | 70 |
| Figura 28. A , gráfico Bland Altman para o grupo masculino; B , gráfico Bland Altman para o grupo feminino..... | 72 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1. Diâmetro e velocidade de condução das fibras sensitivas (GUYTON, 2006; MARCHAND, 2008) | 23 |
| Tabela 2. Valores do limiar de percepção dolorosa dos participantes do teste piloto..... | 54 |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 16 |
| 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 19 |
| 2.1 CONCEITOS DA DOR | 19 |
| 2.1.1 Tipos de dor..... | 19 |
| 2.1.2 Nociceptores | 20 |
| 2.2 SISTEMA SOMATO-SENSITIVO | 22 |
| 2.2.1 Tipos de transdutores sensitivos..... | 22 |
| 2.2.2 Tipos de fibras nervosas periféricas aferentes | 26 |
| 2.2.3 Processo da percepção somato-sensitiva | 27 |
| 2.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATO-SENSITIVA | 28 |
| 2.3.1 Modelagem elétrica da pele | 30 |
| 2.3.2 Modelo de circuito equivalente do corpo | 31 |
| 2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TERAPÊUTICA | 33 |
| 2.4.1 Classificação das correntes | 33 |
| 2.4.2 Eletrodos de estimulação | 35 |
| 2.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE DIAGNÓSTICO | 37 |
| 2.5.1 Limiar de ativação nervosa por estimulação elétrica | 37 |
| 2.5.2 Limiares de percepção sensitivo, motor e doloroso por estimulação elétrica | 39 |
| 2.6 MENSURAÇÃO DA DOR | 40 |
| 2.6.1 Algometria por pressão..... | 41 |
| 3 METODOLOGIA | 42 |
| 3.1 SUJEITOS E MÉTODOS | 42 |
| 3.1.1 Coleta de dados e preparação dos participantes | 43 |
| 3.1.2 Avaliação por algometria elétrica | 45 |
| 3.1.2.1 Eletrodo de estimulação | 48 |
| 3.1.3 Avaliação por algometria de pressão | 50 |
| 3.1.4 Avaliação pela Escala Visual Numérica/Analógica da Dor | 51 |
| 3.2 PROCEDIMENTO DE AVALIAÇÃO | 51 |
| 3.2.1 Estudo Piloto com algômetro elétrico | 51 |
| 3.2.1.1 Protocolo de teste 1: largura de pulso fixa e amplitude de corrente crescente | 52 |
| 3.2.1.2 Protocolo de teste 2: amplitude de corrente fixa e largura de pulso crescente | 53 |
| 3.2.1.3 Teste de frequência de estimulação | 54 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2.2 Fase 1 - Estudo de Confiabilidade | 54 |
| 3.2.2.1 Confiabilidade intravaliador..... | 54 |
| 3.2.2.2 Confiabilidade interavaliador..... | 56 |
| 3.2.3 Fase 2 - Estudo de Validação | 57 |
| 3.2.3.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico..... | 58 |
| 3.2.3.2 Comparação interavaliador com algômetro elétrico..... | 59 |
| 4 ANÁLISE DOS DADOS | 60 |
| 4.1 FASE 1 – ESTUDO DE CONFIABILIDADE | 61 |
| 4.2 FASE 2 – ESTUDO DE VALIDAÇÃO | 61 |
| 4.2.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico..... | 61 |
| 4.2.2 Comparação interavaliador em algometria elétrica..... | 62 |
| 4.2.3 Comparação dos limiares de percepção dolorosa entre os gêneros..... | 62 |
| 4.2.4 Escala Visual Numérica/Analógica de Dor (EVA)..... | 62 |
| 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO | 63 |
| 5.1 FASE 1 – ESTUDO DE CONFIABILIDADE | 63 |
| 5.2 FASE 2 – ESTUDO DE VALIDAÇÃO | 65 |
| 5.2.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico..... | 65 |
| 5.2.2 Comparação interavaliador em algometria elétrica..... | 71 |
| 5.2.3 Comparação dos limiares de percepção dolorosa entre os gêneros..... | 73 |
| 5.2.4 Escala Visual Numérica/Analógica de Dor (EVA)..... | 77 |
| 6 CONCLUSÕES | 79 |
| 7 REFERÊNCIAS | 81 |
| 8 APÊNDICE A | 92 |
| 9 APÊNDICE B | 96 |

1 INTRODUÇÃO

A dor é um fenômeno multidimensional com componentes sensitivos, emocionais e cognitivos, sendo descrita, segundo a Associação Internacional para o Estudo da Dor, como uma experiência desagradável, emocional e sensorial, ligada ou não a um dano orgânico, ou descrito pelo paciente em tais termos (GOMES et al., 2014).

A dor não é uma simples extensão da lesão física, é uma sensação autônoma e independente. É considerada como uma interpretação cerebral de estímulos captados por estruturas nervosas existentes na pele, vísceras e músculos, encarregadas de registrar e comunicar qualquer anormalidade sensorial para que haja a interferência voluntária na condição patológica existente (ORTEGA, 1995; OLIVEIRA, GABBAI, 1998; TEIXEIRA, et al., 2001b).

As terminações nervosas livres são os receptores de dor na pele e em outros tecidos, sendo chamados de nociceptores polimodais, células que representam cerca de 95% das unidades sensoriais da pele humana e respondem a estímulos nocivos mecânicos, térmicos e químicos (GUYTON, HALL, 1996).

O controle e alívio da dor são necessários para a manutenção do bem-estar e da qualidade de vida do indivíduo, quando se refere à dor aguda transitória, a qual está intimamente relacionada com dano tecidual, ou também, a dor crônica persistente, a qual está relacionada com processos degenerativos (FONTES, JAQUES, 2007; SCHULZ, *et al.*, 2011).

Devido ao desconforto, incomodo e redução da qualidade de vida do indivíduo, mensurar o limiar de dor, de forma padronizada desempenha um papel fundamental para o adequado tratamento da dor, seja dor aguda ou crônica, visando mensurar a melhora clínica da dor ao longo do tratamento. Deste modo, a algometria, algosimetria ou dolorimetria é uma técnica que visa quantificar através de estímulos físicos a capacidade de percepção e de tolerância dolorosa (PIOVESAN, *et al.*, 2001).

Em relação à algometria, como método clínico para mensuração do limiar de dor, os possíveis métodos já descritos com o intuito de gerar um estímulo com intensidade suficiente para evocar a sensação dolorosa em determinada área do corpo humano são classificados em químico, térmico, mecânico e elétrico (PIOVESAN, *et al.*, 2001).

Os métodos químicos não foram bem explorados em relação à irritação da pele. Em contrapartida, os métodos térmicos de produção de dor foram introduzidos por Goldscheider em 1884,

os quais estão entre os mais antigos, dentre os praticados. Estes métodos envolvem a aplicação de calor sobre a pele, por meio de um objeto quente, ou ainda, a imersão de um membro em água quente, método este muito utilizado para analisar os efeitos de recursos eletroterapêuticos, em indivíduos saudáveis.

Outro mecanismo de avaliação refere-se à indução de dor por pressão, o que empiricamente correlaciona a quantidade de pressão com o limiar de dor. A deformação e o estresse interno nos tecidos responsáveis pela sensação de dor não foram investigados, não sendo possível afirmar que existe proporcionalidade entre a pressão e a intensidade do estímulo sensorial (EDDY, 1932). Nos últimos anos, a algometria de pressão tem sido a técnica de maior interesse dos pesquisadores, utilizando-a para diferentes propósitos científicos (PIOSEVAN, *et al.*, 2001; CHEATHAM *et al.*, 2017).

A algometria de pressão fundamenta-se em princípios físicos que regulam a dinâmica das forças aplicadas a superfícies, uma vez que mede a resposta dos nociceptores à pressão aplicada sobre eles. A pressão é diretamente relacionada com o peso (força) e indiretamente relacionada com a área estimulada elevada ao quadrado, sendo assim, os resultados das mensurações são expressos em kPa, kg/cm²/s ou N/s (PIOVESAN, *et al.*, 2001).

Apesar de ser uma técnica simples, a algometria mecânica apresenta um grande número de limitações. Neste contexto, destaca-se a variação intra-indivíduo (valores diferentes obtidos em um mesmo indivíduo e em momentos diferentes) e interindivíduo (diferentes valores obtidos em diferentes indivíduos em um mesmo momento). Estas alterações podem ser justificadas pelas variações fisiológicas, anatômicas, psicológicas (como ansiedade) e, até mesmo, pela excessiva tensão nervosa, experimentada pelos pacientes, durante a realização do exame. Aliada a estas contingências, temos a variabilidade nociceptiva fisiológica intrínseca e temporária de cada indivíduo (PIOVESAN, *et al.*, 2001). Outros aspectos são as variações intra e interavaliadores, as quais também interferem na avaliação do limiar de dor por pressão, dificultando o acompanhamento da evolução terapêutica (ANTONACI, *et al.*, 1998).

Em relação ao método elétrico de avaliação da dor, a estimulação com corrente farádica foi descrita por Helmholtz em 1851 e, posteriormente, estudada por Martin em 1908. Este método foi utilizado no estudo de fármacos com ação analgésica. Posteriormente, no ano de 1937, os autores Hauck e Neuert utilizaram correntes de alta frequência no estudo dos limiares de dor, porém essas

correntes podem induzir aquecimento nos tecidos e, portanto, não induzir a dor apenas pelo estímulo elétrico, mas também por um estímulo térmico. No entanto, muitos estudos ainda são necessários para compreender o tipo de corrente elétrica mais adequado e os aspectos práticos da avaliação.

Em âmbito geral, a algometria tem sido utilizada para propósitos diagnósticos, experimentais e médico-legais. Em sua aplicabilidade diagnóstica, tem sido usada como um método semi-quantitativo para mensurar a intensidade da dor e até para localizar pontos dolorosos. É utilizada também para quantificar, durante estudos de extensão, as mudanças dentro das diferentes síndromes dolorosas, além do uso para o diagnóstico de artrites e de outros processos inflamatórios articulares (FISCHER, 1987; FERRACINI, SPECIALI, 2011).

Em estudos experimentais, a algometria é utilizada para avaliar os resultados imediatos após a infiltração sobre os pontos dolorosos (bloqueios anestésicos) e para avaliar a melhora da dor após técnicas não invasivas, como: calor local, imobilizações e fisioterapia. Pode ainda ser utilizada, para mensurar o efeito dos analgésicos ou de outras drogas que possam influenciar o controle nociceptivo central, como é o caso dos antidepressivos. Outra aplicabilidade é o uso para documentação médico-legal, onde permite a identificação de pontos dolorosos e a evolução após injúrias físicas (FISCHER, 1987; FERRACINI, SPECIALI, 2011).

A literatura atual expõe de forma significativa a quantificação dos limiares de percepção dolorosa, em indivíduos normais ou com condições patológicas, por meio de algômetro de pressão, mesmo com as limitações apresentadas pelo método (CHEATHAM *et al.*, 2017; KNAPSTAD *et al.*, 2018). Esta opção pelo método mecânico se deve à falta de evidências científicas suficientes em relação ao método elétrico, e à ausência de dispositivos comerciais com especificações adequadas para esta aplicabilidade. Métodos qualitativos como, a Escala Visual Analógica da Dor (EVA), também são altamente utilizados para avaliação dos efeitos das intervenções terapêuticas no tratamento clínico da dor, como um método complementar (VENANCIO, *et al.*, 2013).

Sabe-se que, em mulheres, as alterações hormonais que ocorrem no climatério podem interferir nos níveis de percepção dolorosa e na confiabilidade das mensurações, tendo em vista que o período de menopausa natural pode compreender dos 40 aos 58 anos (SHIFREN, GASS, 2014), que os hormônios sexuais podem influenciar na percepção da dor e que a idade parece ser o principal fator que influencia as alterações na percepção da dor (TOUSIGNANT-LAFLAMME, MARCHAND, 2012).

Neste contexto, alguns autores relataram que o limiar de dor elétrica em mulheres aumenta durante a fase lútea do ciclo menstrual (GIAMBERARDINO, *et al.*, 1997), embora outros autores, com uma metodologia diferente, mostraram que não houve diferença significativa no limiar de dor elétrica entre a fase folicular e luteal do ciclo menstrual (OSHIMA, *et al.*, 2002). Sendo assim, não está corretamente evidenciado se realmente ocorrem alterações nos limiares de percepção dolorosa nas diferentes fases do ciclo menstrual, em mulheres em idade fértil e ciclo menstrual normal.

Neste contexto, os objetivos deste estudo são: avaliar o método para mensuração do limiar de percepção dolorosa por estimulação elétrica e compará-lo ao método de algometria por pressão, em indivíduos saudáveis homens e mulheres, a fim de verificar se existe concordância entre os métodos, se os resultados do método mecânico podem prever os resultados do método elétrico e quais os possíveis benefícios do método elétrico em relação ao método mecânico convencional, no que diz respeito a variabilidade intravaliador e interavaliador. Além disso, o presente estudo visa comparar os limiares de percepção dolorosa entre os gêneros masculino e feminino, visando verificar se existem diferenças significativas entre eles para os dois métodos de algometria.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 CONCEITOS DA DOR

2.1.1 Tipos de dor

Os conceitos de dor nociceptiva e dor neuropática são dois mecanismos fisiológicos, utilizados para ajudar na discriminação dos tipos de dor. Apesar de a dor precisar de um cérebro funcionando para acontecer, ela não está no Sistema Nervoso Central (SNC) ou no Sistema Nervoso Periférico (SNP), mesmo sendo estes associados à sensação da dor. Granan (2017) explica que uma alteração ou perda de sinal em receptores nociceptivos (terminações nervosas sensitivas capazes de reconhecer estímulo nocivo ao corpo), a atividade destas células ou ativação dos caminhos e da rede cortical não representam dor em si (KOSEK *et al.*, 2016; COHEN *et al.*, 2018).

Nocicepção é um termo fisiológico usado para descrever os processos neurais de recepção, codificação e processamento de um estímulo nocivo, podendo este ser um estímulo térmico, mecânico ou químico. A dor nociceptiva aguda desempenha papel importante para a sobrevivência, pois é preventiva, alertando o corpo do perigo. Este tipo de dor somente acontece com lesão tecidual contínua, onde há integridade do SNC (LOESER et al., 2008; BARON et al., 2010; WOOLF et al., 2010; BALIKI et al., 2015).

Já a dor que não é nociceptiva pode ser dor neuropática, causada por lesões teciduais ou doenças envolvendo o sistema nervoso somatossensorial. Costumeiramente crônica, pode se manifestar continuamente ou em episódios recorrentes, sendo espontânea ou provocada, tendo uma resposta de aumento da severidade ou resposta exagerada a estímulos dolorosos (hiperalgesia) ou resposta dolorosa a estímulos não-dolorosos (alodinia). A dor crônica pode ser nociceptiva, neuropática ou mista (BARON et al., 2010; WOOLF et al., 2010).

2.1.2 Nociceptores

A percepção dos estímulos dolorosos se inicia nos tecidos periféricos a partir de terminações nervosas livres, conhecidas como nociceptores. Eles são responsáveis pela transdução de estímulos lesivos ou potencialmente lesivos em estímulos elétricos que são transmitidos através dos neurônios sensitivos de primeira ordem. Estes receptores respondem a estímulos físicos, térmicos e químicos (KLAUMANN et al., 2008; MERCHAND, 2008).

Os nociceptores podem ser classificados em 2 tipos: os mecanoreceptores de limiar alto, que respondem a deformação mecânica e os nociceptores polimodais, que respondem a uma variedade de estímulos, principalmente estímulos inflamatórios, como acetilcolina, bradicinina, histamina, serotonina, leucotrieno, substância P, fator de ativação plaquetário, radicais ácidos, íons potássio, prostaglandinas, tromboxanos, interleucinas, fator de necrose tumoral (TNF α), fator de crescimento nervoso (NGF) e monofosfato cíclico de adenosina (AMPc) (STEEDS 2009) e (ROCHA 2007).

Quando os tecidos sofrem algum tipo de estímulo lesivo ou potencialmente lesivo, os nociceptores são sensibilizados, gerando o potencial de ação que sinaliza a sensação dolorosa para o

SNC. Ao mesmo tempo, a lesão tecidual leva a liberação de produtos inflamatórios que agem ativando os nociceptores que se encontravam inativos ou diminuindo o limiar de ativação dos demais. Isso provoca a diminuição do limiar doloroso em áreas lesadas ou sob processo inflamatório.

Os estímulos nociceptivos são transportados para o sistema nervoso central através das fibras sensitivas A δ e C. Ao serem sensibilizados, os nociceptores que se encontram nas terminações dessas fibras despolarizam a membrana, causando o potencial de ação que transmite esses estímulos. As fibras A δ são fibras mielinizadas finas. Elas são responsáveis pela transmissão de estímulos dolorosos pontuais-rápidos desencadeados por estímulos mecânicos ou térmicos. Os estímulos dolorosos pontuais desempenham um importante papel na reação imediata do indivíduo para se afastar do estímulo doloroso (GUYTON, 2006).

As fibras tipo C são fibras nervosas finas não mielinizadas, e por isso de condução lenta. Elas são responsáveis por transmitir os estímulos dolorosos lentos-crônicos. Esses estímulos são normalmente mediados por substâncias químicas e mediadores inflamatórios ligados à lesão tecidual (GUYTON 2011). Na figura 1 abaixo é possível notar a relação entre os estímulos transmitidos pelas fibras A δ e as fibras C.

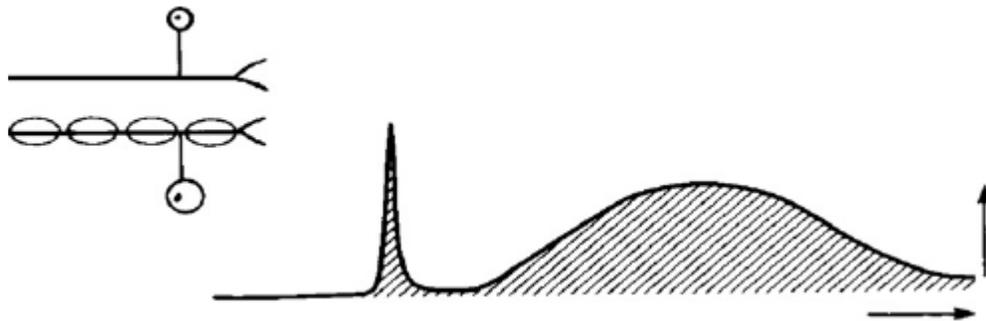


Figura 1. Inicialmente tem-se o estímulo rápido e agudo conduzido pelas fibras A δ , em seguida o estímulo lento e crônico transmitido pelas fibras C (Modificado de CROSS (1994)).

As fibras A β também estão envolvidas nos eventos nociceptivos de maneira coadjuvante. Essas fibras mielinizadas são responsáveis pela transmissão de estímulos não nociceptivos, mas também podem atuar na modulação dos estímulos dolorosos. Elas também participam na localização dos estímulos dolorosos pelo córtex somatossensorial (MARCHAND, 2008). Na tabela 1 abaixo é possível avaliar de forma comparativa os tempos de condução entre as diferentes fibras.

Tabela 1. Diâmetro e velocidade de condução das fibras sensitivas (GUYTON, 2006; MARCHAND, 2008).

| | Aβ | Aδ | C |
|-----------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------------|
| Diâmetro | 6 a 12 μ m mielinizada | 1 a 5 μ m mielinizada | 0,2 a 1,5 μ m não mielinizada |
| Condução | 35 a 75 m/s | 6 a 10 m/s | 0,5 a 2 m/s |
| Função | Estímulos mecânicos | Dor rápida, frio | Dor lenta, dor térmica |

2.2 SISTEMA SOMATO-SENSITIVO

O sistema somato-sensitivo (SSS) permite ao nosso corpo perceber sensações, por exemplo, dor ou frio, podendo identificar a sua localização, intensidade e duração. Isso nos permite interagir com o meio em que vivemos e até mesmo nos proteger dele, pois quando os estímulos são muito intensos, eles podem causar lesões. É o que chamamos de dor, uma sensação tão desagradável quanto vital (KANDEL et al., 2000).

Segundo BEAR et al. (2002), a grande diferença entre o sistema somato-sensitivo e os outros sistemas sensoriais (olfato, audição, gustação e visão) é que seus receptores estão distribuídos por todo o corpo e não concentrados em regiões especializadas. Além disso, os demais sistemas sensoriais respondem a apenas a um tipo de estímulo, o SSS responde a diferentes tipos de estímulos. Assim, pode-se pensar no mínimo em quatro sentidos em vez de apenas um: tátil, térmico, doloroso e da postura corporal.

2.2.1 Tipos de transdutores sensitivos

A informação sensitiva chega ao sistema nervoso central por meio de potenciais de ação. No entanto, para que os estímulos físicos provenientes do meio externo se transformem em estímulos elétricos, é necessário que haja uma transdução. Existem células especializadas, conhecidas como transdutores sensitivos, que transformam os mais variados tipos de sensações (vibração, toque, agulhada, pressão, calor, etc.) em trens de potenciais de ação. Podemos categorizar os trans-

dutores sensoriais em três tipos: mecanorreceptores, responsáveis pelas sensações de tato; nociceptores, responsáveis pela transdução da dor; e os termorreceptores, como o próprio nome diz são os transdutores da temperatura (BEAR et al., 2002).

a) Mecanorreceptores

Esse é o tipo de transdutor sensível mais frequente no SSS. São sensíveis a deformações físicas, como flexão ou estiramento. Além de serem sensíveis ao contato com a pele, os mecanorreceptores monitoram a pressão no coração e nos vasos sanguíneos, estiramento de órgãos digestivos, da bexiga urinária e da força aplicada sobre os dentes.

De acordo com BEAR et al. (2002), “no centro de cada mecanorreceptor encontram-se ramificações não-mielinizadas de axônios, os quais possuem canais iônicos mecanossensíveis, sendo que sua abertura depende do estiramento ou das mudanças na tensão da membrana circundante”. Os mecanorreceptores mais conhecidos são: Disco de Merkel, Corpúsculo de Meissner, Corpúsculo de Pacini e Corpúsculo de Ruffini (Figura 8).

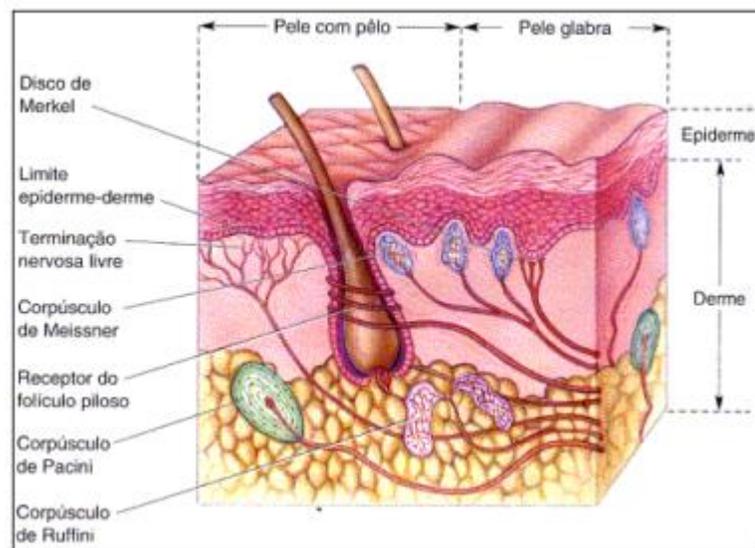


Figura 2. Mecanorreceptores da pele (Extraído de BEAR et al., 2002).

Quanto à persistência da resposta do mecanorreceptor, quando submetido a estímulos de longa duração, podemos classificá-los em receptores de adaptação rápida e de adaptação lenta. Esse último gera uma resposta sustentada durante um estímulo prolongado (Figura 9). Já o receptor de

adaptação rápida apresenta uma latência menor ao estímulo, no entanto, interrompe seus disparos mesmo quando o estímulo continua. Isso é o que acontece com o Corpúsculo de Pacini (Figura 9 e Figura 10), que possui uma cápsula envoltória em forma da bola de futebol americano, com 20 a 70 camadas concêntricas de tecido conjuntivo dispostas como camadas de uma cebola, com o terminal axônico do receptor no centro. Quando a cápsula é comprimida, a energia mecânica é transferida ao terminal nervoso (receptor), deformando sua membrana, o que provoca a abertura dos seus canais iônicos mecanossensíveis. Dessa forma, é gerado um potencial de ação no receptor caso a despolarização atinja o seu limiar de disparo. Se a pressão (estímulo) é mantida, as camadas acomodam-se (devido à ação de um fluido viscoso existente entre elas) de tal forma que a pressão no terminal do axônio se dissipa, cessando o potencial de ação (Figura 10).

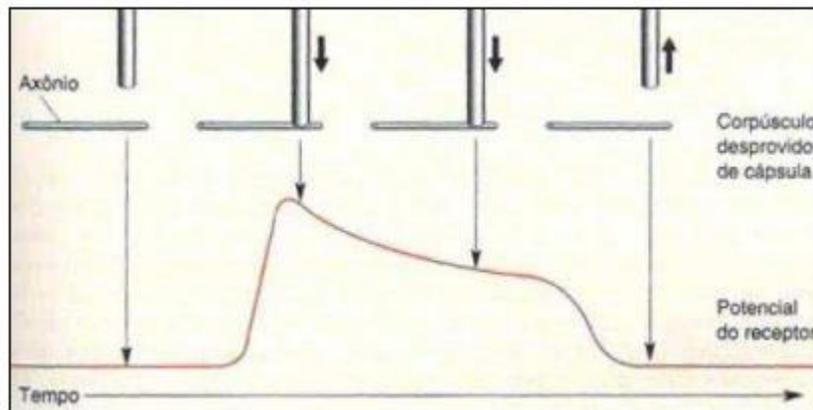


Figura 3. Mecanorreceptor de adaptação lenta a um estímulo sustentado (Extraído de BEAR et al., 2002).

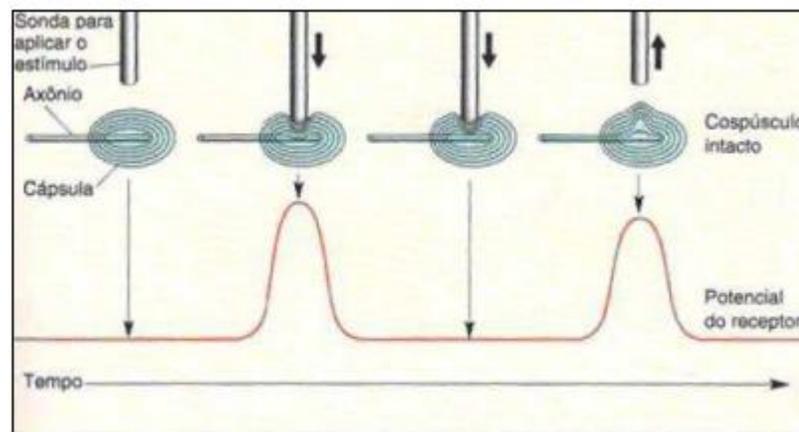


Figura 4. Adaptação no corpúsculo de Pacini - mecanorreceptor (Extraído de BEAR et al., 2002).

b) Nociceptores

Os nociceptores, constituídos por fibras finas mielinizadas ($A\delta$) e não mielinizadas (C) são ativados por estímulos que podem causar lesão ao tecido. Esta lesão pode resultar de estimulação mecânica intensa, temperaturas extremas, falta de oxigênio e exposição a certos compostos químicos. As membranas dos nociceptores contêm canais iônicos que são ativados por estes tipos de estímulo (BEAR et al., 2002).

c) Termorreceptores

Os termorreceptores são neurônios que, devido a mecanismos específicos da membrana, são primorosamente sensíveis à temperatura. Por exemplo, somos capazes de perceber mudanças tão pequenas quanto $0,01^{\circ}\text{C}$ na temperatura média da nossa pele (BEAR et al., 2002). Os receptores térmicos podem ser divididos em receptores de calor e receptores de frio (Figura 11), sendo os últimos cerca de oito vezes mais numerosos que os primeiros. Além disso, quando o estímulo térmico é intenso (entre 45°C e 50°C para o calor; e entre 15°C e 7°C para o frio), os nociceptores entram em ação conjunta com os receptores térmicos provocando, além da sensação térmica, a sensação de dor. Para estímulos térmicos maiores de 50°C para o calor, e menores que 7°C , para o frio, somente os nociceptores são ativos, restando apenas a sensação dolorosa, não permitindo ao indivíduo diferenciar calor de frio.

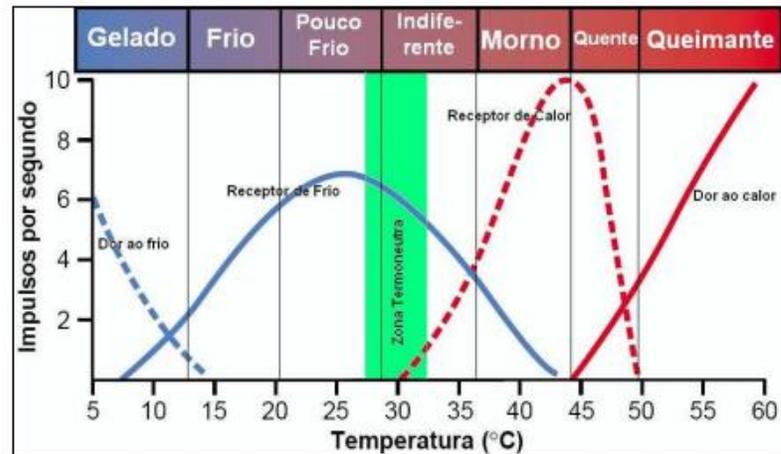


Figura 5. Resposta dos receptores térmicos e dos nociceptores de acordo com a temperatura aplicada à pele. No eixo das ordenadas está quantizado o número de potenciais de ação (impulsos) deflagrados por segundo e no eixo das abscissas a temperatura aplicada na superfície da pele (Extraído de BEAR et al., 2002).

2.2.2 Tipos de fibras nervosas periféricas aferentes

A pele é ricamente inervada por axônios, que se distribuem em uma vasta rede de nervos periféricos, que vão desde os receptores sensoriais somáticos até ao SNC. Estes axônios são chamados de aferentes primários do SSS (BEAR et al., 2002).

Os axônios possuem uma ampla variedade de diâmetros e seu tamanho correlaciona-se com o tipo de receptor sensitivo ao qual está ligado. Podem ser classificados, segundo estudos de Erlanger e Gasser, citados por OH (2002), em três grandes grupos: A, B e C. A Figura 12 mostra o diâmetro e a velocidade de algumas dessas fibras.

| Nomenclatura | A α Grupo I | A β II | A δ III | C IV |
|-----------------------|---|---|--|---|
| |  |  |  |  |
| Diâmetro(μ m) | 13-20 | 6-10 | 1-5 | 0,2-1,5 |
| Velocidade (m/s) | 80 a 120 | 35 a 75 | 5 a 30 | 0,5 a 2 |
| Receptores Sensoriais | Proprioceptores Músculos Esqueléticos | Mecanorreceptores da Pele | Dor, Temperatura | Dor, Temperatura Cocleira |

Figura 6. Tipos de fibras e suas características (Extraído de BEAR et al., 2002).

Os axônios do tipo C não possuem mielina e possuem diâmetro inferior a 1,5 μ m. Desta forma, serão os de menor velocidade de condução, entre 0,5 e 2 m/s. As fibras C medeiam a sensação de dor, temperatura e prurido. Além delas, as fibras compostas por axônios do tipo A δ , conhecidas como fibras finas mielinizadas, também conduzem sensações dolorosas e de temperatura, no entanto, em velocidades maiores que podem chegar a 30 m/s. Por outro lado, as sensações de tato são transmitidas pelas fibras compostas por axônios do tipo A β , que são fibras grossas mielinizadas, e podem apresentar velocidades de condução de até 75 m/s. As fibras compostas por axônios A α apresentam a maior velocidade de condução, podendo chegar a 120 m/s, e transmitem, periféricamente, informações relacionadas com o músculo esquelético (KANDEL et al., 2000).

2.2.3 Processo da percepção somato-sensitiva

Como mencionado anteriormente, o estímulo externo é inicialmente codificado em potenciais de ação por meio dos transdutores sensoriais. Posteriormente, esses potenciais chegam ao sistema nervoso central por meio de diversos tipos de fibras nervosas aferentes do sistema nervoso periférico, onde cada uma delas é responsável por conduzir um tipo de sensação (tato, temperatura, dor, etc.). Essas fibras também variam em diâmetro e, conseqüentemente, nas velocidades de condução. Esses estímulos chegam ao SNC em uma região definida como córtex somato-sensitivo

primário, associada à interpretação da estimulação (DUUS, 1997). Morfologicamente, ela corresponde à circunvolução pós-central e à parte da circunvolução pré-central, correspondendo às regiões 1, 2 e 3 do mapa de Brodmann mostrado na figura 13. Ela contorna a borda superior do hemisfério, ocupando a parte posterior do lóbulo paracentral da face interna do hemisfério.

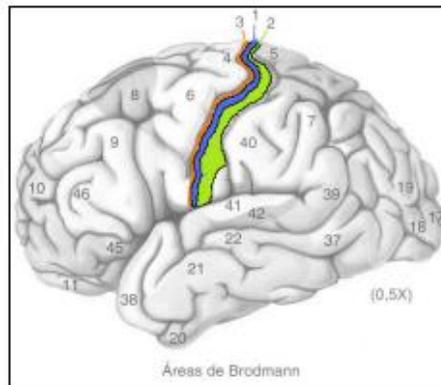


Figura 7. Mapa do córtex somato-sensitivo (Extraído de BEAR et al., 2002).

Os axônios procedentes dos núcleos ventrais póstero-externo e póstero-interno no tálamo, encarregados de transmitir a sensibilidade superficial, terminam, sobretudo na área 1, ao passo que as fibras transmissoras da sensibilidade profunda se destinam à área 2. Estes estímulos chegam ao córtex em ordem somatotópica 4. Os estímulos sensitivos, sobretudo os dolorosos, já são percebidos ao nível do tálamo. No córtex somato-sensitivo, observa-se distinção mais nítida em relação à localização, à intensidade e à forma de irritação. As percepções vibratórias, a sensibilidade postural e a discriminação dos estímulos sempre exigem a participação do córtex (KANDEL et al, 2000).

2.3 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA SOMATO-SENSITIVA

A percepção sensitiva começa nas células receptoras sensíveis a diferentes tipos de estímulos. Após a transdução do estímulo físico em potenciais de ação, as informações da periferia seguem ao longo do ramo periférico e de sua continuação no ramo central, que em conjunto, são denominados fibra aferente primária (KANDEL et al., 2000). De acordo com diversos estudos, essas fibras, por possuírem diferentes diâmetros, transmitem diferentes sensações, sendo as fibras

finas responsáveis por conduzir sensações térmicas e dolorosas, e as fibras grossas, sensações táteis (YARNITSKY et al., 1995; GARDNER et al., 2000; SHUKLA et al., 2005).

Encontra-se disponível comercialmente uma ampla variedade de equipamentos para avaliações neurofisiológicas envolvendo estimulação de nervos e de músculos, com diferentes configurações. Outros estímulos como, por exemplo, calor, frio e vibração, podem ser empregados na avaliação funcional, com finalidade de se determinar o seu limiar de percepção (CHONG et al., 2004). No entanto, os estimuladores modernos só apareceram na década de 40; antes disso os investigadores construía seus próprios estimuladores eletrônicos ou utilizavam bobinas indutoras (GEDDES, 1994). O controle da estimulação elétrica para obtenção da atividade desejada a partir da excitação tecidual se tornou necessário com o desenvolvimento dos estudos em fisiologia.

O primeiro estimulador a ser desenvolvido era um capacitor, o jarro de Leyden (GEDDES, 1994). Diversos outros estimuladores foram desenvolvidos, como o estimulador galvânico (corrente contínua), o estimulador de corrente contínua interrompida, o estimulador galvânico-farádico para avaliação de lesões nervosas, dentre outros (GEDDES, 1994). Os modernos estimuladores permitem que se controle a frequência de estimulação, a duração do pulso, se a forma é retangular ou senoidal, a intensidade da corrente, se a corrente é constante, ou se a tensão elétrica é constante. As suas utilizações estão diretamente relacionadas aos objetivos do estudo a ser realizado.

A utilização desses estimuladores se espalha pelas diversas áreas da saúde como medicina, fisioterapia e até mesmo estética. É possível dividi-la em dois ramos de aplicação: a terapêutica, ou eletroterapia, e a estimulação de diagnóstico, ou eletrodiagnóstica. A primeira utiliza os estímulos elétricos, que podem chegar a 80 mA de intensidade ou mais, para tratamentos de neuropatias associadas ao sistema nervoso somático periférico (MANNHEINMER et al., 1984) ou aplicações associadas à estética corporal, como por exemplo, no combate a varizes ou tonificadores musculares. A estimulação de diagnóstico pode chegar a até 100 mA e ser utilizada na avaliação dos nervos periféricos acometidos por doenças como Diabetes (MATSUTOMO et al., 2005), Síndrome Dolorosa da Bexiga (UKIMURA et al., 2003), Síndrome da Vibração do Segmento Mão-Braço (LANDER et al., 2007) e Síndrome do Túnel do Carpo (KANG et al., 2008), além de ser utilizada na avaliação da ação de fármacos (LIU et al., 1996) e nos estudos dos potenciais evocados somato-sensitivos (BRAGA & TIERRACRIOLLO, 2008). Já a eletroestimulação de diagnóstico que vai até 200 mA de intensidade é utilizada em estudos dos potenciais motores através da estimulação cortical não invasiva durante a monitoração neurofisiológica intra-operatória.

2.3.1 Modelagem elétrica da pele

A estimulação elétrica frequentemente é realizada por meio de eletrodos de superfície. Desta forma, à saída do estimulador estará conectada a uma impedância (carga) que incluirá contribuições da fonte, da interface pele-eletrodo, da pele e dos tecidos internos do corpo. De todas essas, a impedância da pele é a mais difícil de caracterizar, uma vez que ela possui comportamento não-linear, variante no tempo e depende de fatores psicofisiológicos e do ambiente de aplicação, que geralmente são difíceis de controlar (REILLY et al., 1992).

A pele pode ser dividida em duas camadas (Figura 14), onde a camada mais externa é chamada de epiderme e a mais interna a derme. A epiderme é composta basicamente por queratina proveniente de células epiteliais mortas, que são facilmente quebradas ou removidas. A derme é composta por células vivas, onde se encontra uma estrutura neurovascular, constituída por: fibras finas, receptores neurais e vasos sanguíneos responsáveis pela nutrição da pele e pela termoregulação. A espessura da pele varia entre 10 e 100 μ m dependendo da área do corpo (BEAR et al., 2002).

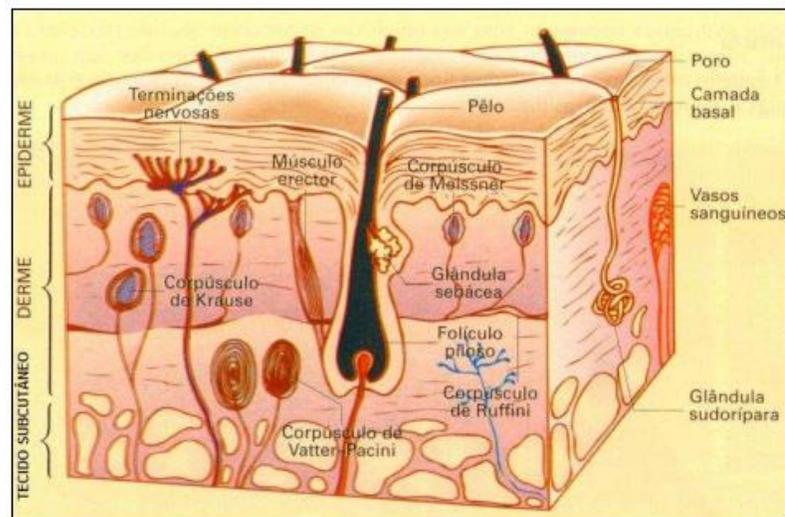


Figura 8. Estrutura da pele (Extraído de BEAR et al., 2002).

A camada mais externa da epiderme, composta de células mortas tem uma condução elétrica relativamente baixa quando seca. No entanto, se molhada ou removida, a resistividade da pele

cai drasticamente. A figura 15 mostra a queda da resistividade da pele quando a camada de células mortas é removida gradativamente (BEAR et al., 2002).

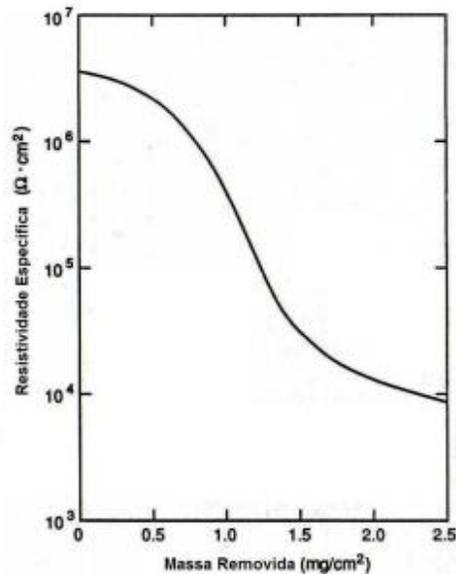


Figura 9. Decaimento da resistividade elétrica da pele com a remoção de células mortas da epiderme em pele seca (Extraído de BEAR et al., 2002).

2.3.2 Modelo de circuito equivalente do corpo

A impedância do corpo humano, em especial a da pele, não pode ser expressa como um modelo de circuito elétrico puramente resistivo, pois é necessária a inclusão de elementos capacitivos (BURTON et al., 1974). Um modelo simples utilizado para representar a impedância da pele pode ser visto na figura 16, onde o resistor R_D e o capacitor C_D representam a resistência e a capacitância da derme, respectivamente, e R_E a resistência epidérmica (WEBSTER, 2000).

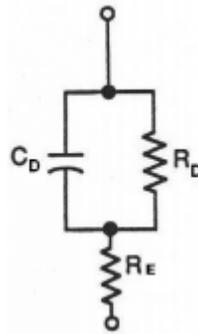


Figura 10. Circuito equivalente da pele segundo BURTON et al. (1974).

Um circuito equivalente para o corpo humano, por exemplo, quando dois eletrodos de estimulação são posicionados nas faces medial e lateral da falange distal, ao lado do leito ungueal do dedo indicador é mostrado na figura 17. O circuito é constituído por Z_e (interface pele-eletrodo), C_D (capacitância equivalente da derme), R_D (resistência equivalente da derme), R_E (resistência equivalente da epiderme) e R_C (resistência equivalente dos tecidos internos do corpo) (BURTON et al., 1974; WEBSTER, 2000).

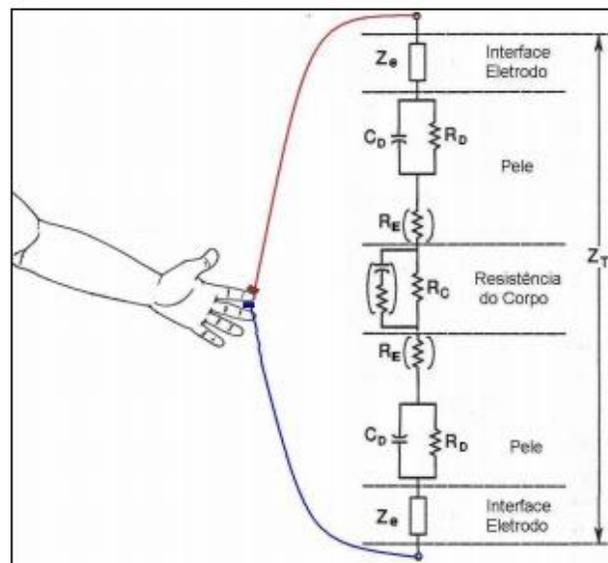


Figura 11. Modelo de impedância simplificada do dedo indicador, onde Z_T é a impedância total (Extraído de BURTON et al., 1974).

2.4 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA TERAPÊUTICA

Segundo LOW & REED (2000), de maneira simplificada, a eletroterapia pode ser definida como o tratamento de pacientes utilizando-se meios elétricos. Isso significa que cargas elétricas são aplicadas ao corpo, induzindo o movimento de cargas fisiológicas para propósitos terapêuticos.

Embora o desenvolvimento da eletroterapia tenha se aperfeiçoado apenas nas últimas décadas, já na antiguidade seu uso era empregado. Segundo ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2007), os registros mais antigos datam de 2.750 a.C., quando eram utilizados peixes elétricos para produzir choques nos doentes e assim obter analgesia local. Os equipamentos atuais empregam diferentes formas de ondas para estimulação. Os eletrodos ficam aderidos à pele do paciente, por meio de eletrodos de superfície, ou invasivamente utilizando-se eletrodos de agulhas (GEDDES, 1994).

2.4.1 Classificação das correntes

Existe grande diversidade de formas de onda, frequência e amplitude de estímulos elétricos que podem ser utilizadas na eletroterapia, cada uma delas com particularidades próprias de acordo com as indicações e contraindicações terapêuticas. Entretanto, todas têm um objetivo comum: produzir reações físicas, biológicas e fisiológicas no tecido ao ser submetido à terapia elétrica visando uma melhoria clínica do paciente (LOW & REED, 2000). A caracterização das correntes eletroterapêuticas foi muitas vezes norteadas pelos desenvolvimentos históricos ou pelo setor comercial. A figura 18 mostra algumas formas de ondas tradicionalmente empregadas na eletroterapia e suas designações. Já, a figura 19 mostra algumas formas de onda de estimulação designadas comercialmente (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007).

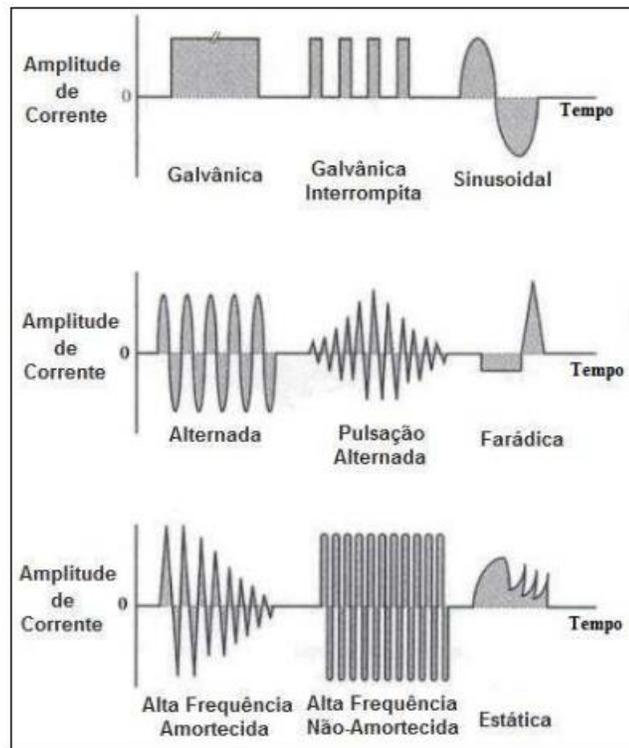


Figura 12. Designações “tradicionais” de correntes elétricas usadas historicamente na prática clínica. Cada gráfico mostra mudanças da amplitude de corrente no tempo (Extraído de ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007).

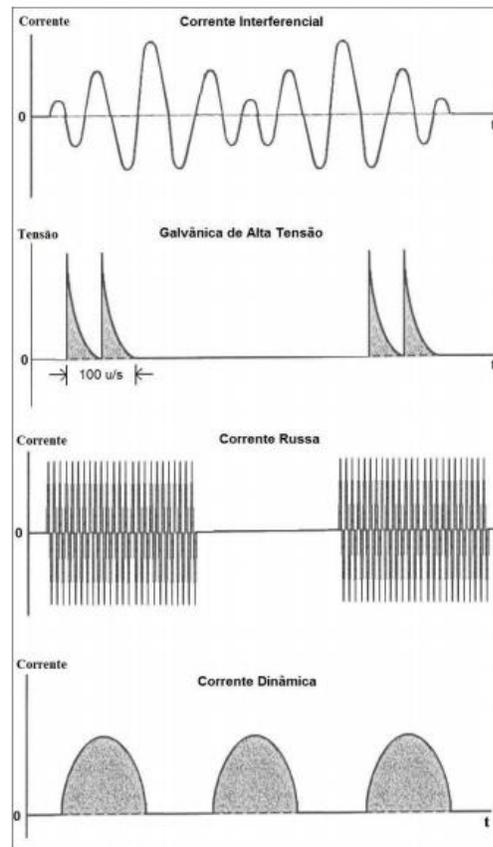


Figura 13. Designações “comerciais” de correntes elétricas de estimuladores contemporâneos. (Extraído de ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007).

As correntes utilizadas em eletroterapia podem ter efeitos eletroquímicos, motores ou sensitivos. Podem variar ainda quanto à frequência e as formas de onda. Para uma boa compreensão sobre os efeitos da eletroterapia, é importante ter em mente alguns aspectos básicos relativos à corrente elétrica, como a sua forma da onda e sua frequência (LOW & REED, 2000; ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007).

2.4.2 Eletrodos de estimulação

Os eletrodos de estimulação são responsáveis por realizar a transdução de corrente elétrica em corrente iônica. Quando o eletrodo entra em contato com o eletrólito (solução neutra contendo cátions do metal constituinte), reações de oxidação e redução começam imediatamente. A direção inicial da reação pode vir a ser no sentido do eletrodo ou ainda em direção ao eletrólito, dependendo

da concentração de cátions e das condições de equilíbrio. A concentração local de cátions na solução da interface eletrodo-eletrólito muda, afetando a situação de equilíbrio. Como resultado, a carga dessa região não é neutra, e o eletrólito em torno do eletrodo está em um potencial elétrico diferente daquele da solução eletrolítica em contato com a pele. Essa diferença de potencial é conhecida como potencial de meia-célula, e é principalmente determinada pelo tipo de metal constituinte do eletrodo, da concentração de íons na solução e também da temperatura (WEBSTER, 2000).

O potencial de meia-célula existe mesmo sem a aplicação de corrente elétrica entre eletrodo e eletrólito. Entretanto, se uma corrente for aplicada pelo dispositivo de estimulação, o potencial de meia-célula geralmente é alterado, gerando uma corrente iônica nessa interface (COSTA, 2005).

Idealmente os eletrodos podem ser divididos em dois tipos: perfeitamente polarizados e perfeitamente não-polarizados. O primeiro tipo se comporta basicamente como um capacitor, no qual nenhuma carga real atravessa a interface eletrodo-eletrólito. Na prática, os eletrodos fabricados com metais nobres (por exemplo, o ouro) aproximam-se do comportamento perfeitamente polarizado. Esses metais apresentam altos valores de potencial de oxidação, sendo, desta forma, relativamente inertes acarretando em forte efeito capacitivo. O segundo tipo de eletrodo são aqueles perfeitamente não-polarizados, sendo o seu comportamento modelado como um resistor, em que a corrente flui livremente na interface eletrodo-eletrólito. (WEBSTER, 2000).

Além do tipo de eletrodo utilizado, pode ser importante considerar a interface eletrólito-pele. Isso se deve principalmente à camada de células mortas e desidratadas da pele, conhecida como camada córnea da epiderme. Essa camada é semipermeável à íons, o que acarreta no aparecimento de diferença de potencial na interface eletrólito-pele. A partir da remoção dessa camada, ou ao menos parte dela, a partir de abrasão suave, normalmente ocorre a diminuição da impedância da pele, o que pode aumentar a eficiência da estimulação.

Correntes de estimulação oxidam os eletrodos, consumindo-os e diminuindo seu tempo de vida. Além disso, aumenta a concentração de íons e conseqüentemente afeta a acidez do meio, por exemplo, eletrodos de Ag-AgCl (prata-cloreto de prata) podem liberar ou reduzir o Cl⁻ (COSTA, 2005).

A diferença básica entre os eletrodos de estimulação e os eletrodos de captação está na ordem de grandeza da corrente que atravessa a interface eletrodo-eletrólito. No caso dos eletrodos de estimulação, estas correntes são da ordem de miliampères contra as correntes dos eletrodos de captação que normalmente não ultrapassam a ordem de microampères (COSTA, 2005).

2.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DE DIAGNÓSTICO

Vários são os métodos de diagnóstico que permitem avaliar o sistema nervoso central e periférico. Muitos deles empregam correntes elétricas, com o intuito de avaliar, funcionalmente, fibras sensitivas e motoras. Seu uso muitas vezes é combinado com outros métodos de avaliação psicofísica para a obtenção de um diagnóstico mais preciso. Por exemplo, os testes de quantificação da sensibilidade (QST), que envolvem o limiar térmico (QST-T), o limiar vibratório (QST-V) e os limiares de percepção de corrente elétrica (CPT), os quais permitem uma avaliação de fibras finas ($A\delta$ e C) e fibras grossas ($A\beta$) (LOWENSTEIN et al., 2008).

No campo da neurofisiologia, são empregados na clínica diária, o estudo da neurocondução (NC) sensitiva (NCS) e motora (NCM), e os potenciais evocados somato-sensitivos (PESS). Na NC e nos PESS, a avaliação da resposta independe da parte cognitiva do paciente, uma vez que nesse método são coletados sinais fisiológicos por meio de eletromiógrafos. Nos QST, e entre eles o CPT, é necessário a participação ativa do paciente dizendo se sentiu ou não a estimulação. Outra grande diferença entre esses dois métodos está na forma de onda aplicada na estimulação, que para o NCS e potenciais evocados é um pulso de tensão (OH, 2002) e para o CPT é uma senoide de corrente controlada (NEUROTRON, 2002).

2.5.1 Limiar de ativação nervosa por estimulação elétrica

A ativação das fibras realizada fisiologicamente tem característica ortodrômica, que nesse caso significa que ocorre em apenas uma direção. Na ativação das fibras musculares, os sinais são provenientes do sistema nervoso central. Quando ativadas as fibras nervosas aferentes, o caminho percorrido pelo sinal vai em direção ao sistema nervoso central. Quando as fibras nervosas periféricas são ativadas eletricamente, tanto sinais ortodrômicos quanto antidrômicos são gerados. Os sinais antidrômicos são importantes, pois podem cancelar os sinais ortodrômicos gerados (BRAHME, 2014).

Existem 3 características do pulso de estimulação que influenciam a ativação do potencial de ação da membrana: a amplitude ou intensidade do estímulo, o tempo de duração do estímulo e a taxa de subida do pulso estimulador (Figura 20). Quanto mais intenso ou maior a amplitude do

pulso de estimulação, mais rapidamente o nervo atinge o limiar de ativação. O mesmo acontece com o tempo de duração ou a largura do pulso: quanto maior a duração do estímulo, mais tempo a membrana fica exposta ao estímulo para atingir o limiar de ativação (BRAHME, 2014).

O tempo de subida ou taxa de subida do pulso de estimulação também é importante para a ativação do potencial de ação. Um estímulo que aumenta lentamente ou que tenha uma taxa de subida pequena até atingir o seu valor máximo é menos efetivo que um estímulo com uma taxa de subida alta. Se um pulso com uma taxa de subida baixa é usado, a amplitude mínima para ativar o potencial de ação será maior. Isso acontece porque a membrana tem capacidade de se acomodar a mudanças lentas do potencial transmembrana. Em contrapartida, mudanças rápidas no potencial transmembrana ativam o potencial de ação com mais facilidade (BRAHME, 2014).

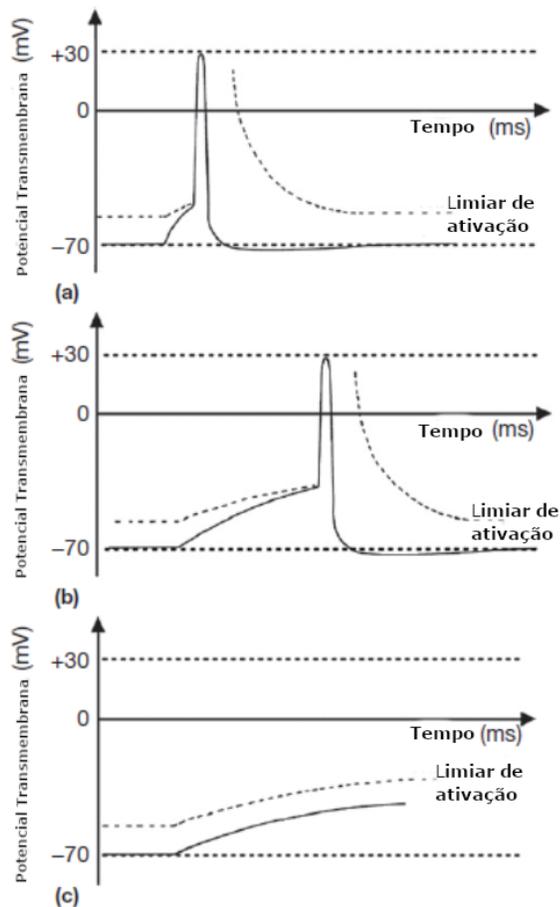


Figura 14. Potencial de ação mostrado em 3 situações, (a) pulso de estimulação com taxa de subida alta, (b) taxa de subida baixa, mas com ativação do potencial de ação, (c) taxa de subida baixa e acomodação da membrana (Extraído de BRAHME, 2014).

Essa característica de acomodação das fibras a estímulos com taxas de subida baixas é particularmente verdadeira quando tratamos de fibras motoras ou fibras sensitivas mielinizadas. Ao analisar essa mesma característica com fibras sensitivas finas e fibras não mielinizadas, como as fibras A δ e C, esse comportamento não se repete. Essas fibras mantêm-se excitáveis mesmo com estímulos em rampa com duração de 200 ms (BRAHME, 2014).

2.5.2 Limiares de percepção sensitivo, motor e doloroso por estimulação elétrica

Segundo BRAHME (2014), ROBINSON & SNYDER-MACKLER (2007), os conceitos de reobase e cronaxia devem ser levados em consideração na discussão sobre limiares de ativação. A reobase pode ser definida como a intensidade mínima de estímulo para produzir potencial de ação se o estímulo for de duração infinita. Normalmente um estímulo de 100 ms é usado para testar essa propriedade. A cronaxia é definida como a duração mínima de um estímulo com o dobro da intensidade da reobase necessária para ativar os tecidos excitáveis. Através de modernas técnicas de eletromiografia, é possível traçar um perfil de excitabilidade das fibras nervosas, formando uma curva de cronaxia x reobase. Através dessa curva é possível traçar o perfil de excitabilidade das fibras nervosas.

As fibras nervosas sensitivas são mais excitáveis por estimulação elétrica do que as fibras musculares. Consequentemente, o estímulo necessário para ativar uma contração muscular é maior que o necessário para evocar um sinal sensitivo. Essa excitabilidade sensitiva varia de acordo com a resistência interna da fibra e o seu diâmetro. Quando um nervo periférico misto é estimulado, as fibras com maior diâmetro e menor resistência interna são as mais facilmente excitadas (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007). Como as fibras sensitivas dolorosas têm menor diâmetro e maior resistência interna que as demais fibras, é necessário um estímulo de maior intensidade para ativação dessas células.

Quando correntes elétricas são produzidas nos nervos periféricos, as primeiras fibras a serem ativadas são as fibras A α , responsáveis pelos estímulos sensitivos. Para ativas as fibras A β , A δ e C, é preciso de um estímulo de progressivamente maior amplitude e/ou duração (Figura 21). O processo pelo qual um crescente número de fibras nervosas é ativado por aumento progressivo do estímulo é chamado de recrutamento de fibra (ROBINSON & SNYDER-MACKLER, 2007).

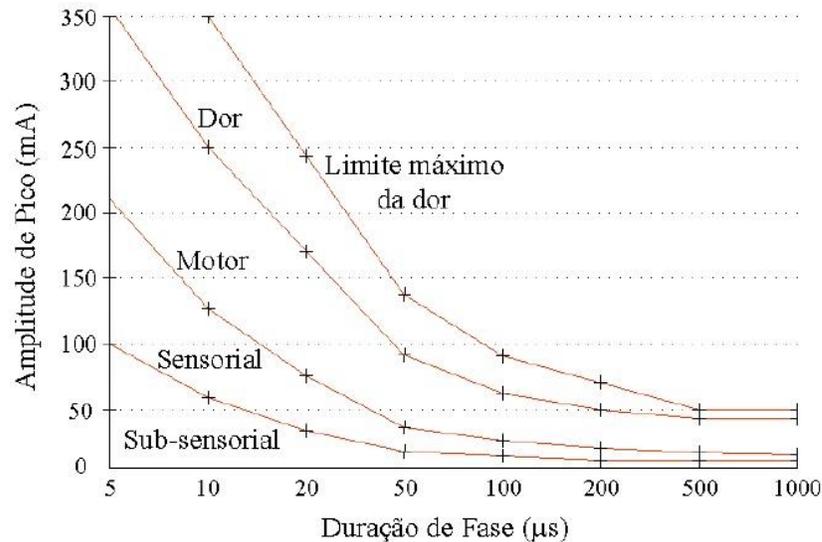


Figura 15. Relação entre amplitude de estimulação e duração do estímulo.

2.6 MENSURAÇÃO DA DOR

Os instrumentos para mensuração da dor podem ser unidimensionais e multidimensionais. Os unidimensionais quantificam a experiência dolorosa em uma única dimensão, como a intensidade, e os multidimensionais quantificam-na em suas múltiplas dimensões.

Os instrumentos de mensuração ordinais e unidimensionais, como a Escala Numérica (permite quantificar a intensidade da dor usando números como 0 - nenhuma dor a 10 - a pior dor possível), Escala Analógica Visual (consiste frequentemente em uma linha reta, de 10 cm, que representa a dor, ancorada pelas palavras sem dor e pior dor), Escala de Faces (através de uma série de faces expressando níveis progressivos de angústia) e Escala Verbal (o paciente quantifica a experiência dolorosa usando frases que representam diferentes intensidades subjetivas de dor, como nenhuma dor, dor leve, dor moderada, dor forte, dor insuportável e a pior dor possível) aparecem como os mais frequentemente utilizados (AUGUSTO, 2004; CARVALHO, 2006).

Os instrumentos de mensuração multidimensionais ainda são pouco utilizados. No entanto, o Questionário de McGill (utilizado para avaliação dos aspectos sensoriais, afetivos e avaliativos

da dor, inclui um diagrama corporal para localização da experiência dolorosa, uma escala de intensidade e 78 descritores de dor agrupados em 4 grandes grupos e 20 subgrupos) continua sendo o mais frequentemente aplicado pelos pesquisadores (MELZACK, 1975; ANDRADE, 2006).

2.6.1 Algotmetria por pressão

Em 1954, Keele descreveu a algometria como uma técnica capaz de medir a fisiologia do sistema nociceptivo, quantificando a percepção e a tolerância dolorosa através de estímulos físicos (pressão sobre os nociceptores). Essa pressão é diretamente relacionada com o peso (força) e indiretamente relacionada com a área estimulada elevada ao quadrado. Devido a isto, geralmente os resultados são expressos em KPa, kg/cm^2 ou N/s. A utilização da algometria na área diagnóstica permite avaliar semiquantitativamente a intensidade da dor assim como a localização dos pontos dolorosos. Na área de estudos experimentais, a técnica avalia os resultados imediatos sobre pontos dolorosos, após a infiltração dos mesmos (bloqueios anestésicos). Esta técnica também quantifica a melhora da dor após técnicas não invasivas, como: calor local, imobilizações e até fisioterapia. Ela também permite mensurar o efeito de analgésicos ou outras drogas que possam influenciar o controle nociceptivo central, como os antidepressivos (PIOVESAN et al., 2001).

O limiar de percepção dolorosa induzida por pressão diz respeito ao estímulo mais baixo de pressão que é percebido como dor. Acredita-se que os padrões clínicos diferem de acordo com o grau de mielinização dos nociceptores, pois levam a diferenças nas características de condução (PIOVESAN et al., 2001).

3 METODOLOGIA

3.1 SUJEITOS E MÉTODOS

O presente estudo trata-se de um estudo clínico de corte transversal realizado em indivíduos saudáveis, residentes na cidade de Amparo, SP, Brasil, do gênero feminino e masculino e faixa etária de 20 a 45 anos, que estavam de acordo com os critérios de inclusão e exclusão do estudo, sendo os voluntários divididos em dois grupos: grupo 1, indivíduos do gênero masculino e grupo 2, gênero feminino, com 30 indivíduos em cada grupo, totalizando 60 participantes. O estudo foi aprovado pelo Comitê Institucional de Ética em Pesquisa da FCM-UNICAMP com o número do CAAE 62583316.6.0000.5404, e as coletas de dados foram realizadas na Clínica escola do CEFAI - Centro de Estudos e Formação Avançada, localizado na cidade de Amparo-SP.

Os voluntários foram informados sobre os objetivos, riscos, benefícios e metodologia da pesquisa e todos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

Foram excluídos do estudo os indivíduos com as seguintes características:

- Dor ou patologia na área a ser avaliada;
- Cirurgias recentes (com menos de 1 ano) na área a ser avaliada;
- Ter sido submetido a sessões de eletroterapia nos últimos 6 meses;
- Presença de dispositivo eletrônico implantado, como o marcapasso cardíaco;
- Presença de neoplasias no local de tratamento;
- Indivíduos com Índice de Massa Corpórea (IMC) > 29,9;
- Presença de Diabetes Mellitus, devido a patologia promover alteração da glicemia, o que também pode influenciar no limiar de percepção dolorosa por aumento da resistência tecidual ao estímulo elétrico;
- Presença de patologias nos membros superiores;
- Participantes que não concordassem em assinar o TCLE.

Foram incluídos no estudo os indivíduos que não apresentaram nenhuma das características acima citadas, além de apresentarem os níveis de sensibilidade, aspectos cognitivos e neurológicos preservados, e no caso do grupo feminino, as mulheres estavam em idade fértil e ciclo menstrual normal.

3.1.1 Coleta de dados e preparação dos participantes

Após aprovação do Comitê Institucional de Ética em Pesquisa da FCM-UNICAMP, os indivíduos foram abordados pelo pesquisador responsável na data previamente agendada. Os indivíduos foram acompanhados na clínica escola do CEFAI – Centro de Estudos e Formação Avançada, onde preencheram a ficha de avaliação com os dados pessoais e, em seguida, foram conduzidos para a realização das avaliações.

Os indivíduos foram divididos em dois grupos, sendo Grupo 1(G1) indivíduos do gênero masculino e Grupo 2 (G2) indivíduos do gênero feminino.

A avaliação do limiar de percepção dolorosa no grupo G2 foi realizada independente da fase do ciclo menstrual da voluntária, porém foi coletada a informação da fase do ciclo menstrual em que a voluntária se encontrava no momento da avaliação. Para a avaliação da fase do ciclo menstrual das voluntárias, foram definidas a partir do início da menstruação (dia 0), a fase menstrual (dias 1-6), fase folicular (dias 1-12), ovulatória (dias 12-16), lútea (dias 17-22) e pré-menstrual (dia 25-28), conforme descrito por Giamberardino e colaboradores (1997).

As avaliações foram realizadas em uma sala silenciosa, com iluminação favorável e ambiente fresco com temperatura de 22°C. No local estavam presentes somente o participante e o avaliador durante as mensurações.

Previamente as mensurações, a área a ser avaliada foi limpa com água e sabão e foi realizada a marcação do ponto de colocação do eletrodo na pele, utilizando uma caneta dermográfica (Figura 22). O ponto a ser avaliado foi marcado no centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão, o que corrobora com a metodologia de estudos anteriores realizados com algometria por pressão (CHESTERTON, et al., 2002; VENANCIO, et al., 2013), além de ser uma área com menor espessura de tecido adiposo e tecido muscular, pois estes exercem uma grande resistência a penetração do estímulo elétrico. O mesmo ponto foi marcado na pele, em ambos os membros superiores, e foi utilizado para a avaliação tanto com o algômetro de pressão como com o algômetro elétrico.

No dia da avaliação inicial, foi realizada a coleta dos dados pessoais e dados antropométricos, além da avaliação em relação aos critérios de inclusão e exclusão. Os participantes incluídos assinaram o TCLE e, em seguida, foi realizada uma avaliação neurológica em relação a sensibilidade tátil e dolorosa. Os participantes com os olhos vendados foram submetidos a uma avaliação de sensibilidade do local de estudo (centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão) em

ambos os membros superiores, utilizando um pincel com cerdas em nylon (para avaliar a sensibilidade exteroceptiva tátil) e uma agulha (para avaliar a sensibilidade exteroceptiva dolorosa), os quais são acessórios acompanhantes do martelo de *buck* neurológico, geralmente utilizado como examinador de reflexos (Figura 23). O local de avaliação foi estimulado por um mesmo avaliador, utilizando o pincel e posteriormente a agulha. O participante com os olhos vedados relatou ao avaliador o tipo e a intensidade da sensação, a fim de avaliar se as sensibilidades tátil e dolorosa dos participantes estavam preservadas. Nesse mesmo dia, foi realizada a familiarização dos participantes em relação ao limiar de percepção dolorosa, em ambos os membros superiores, utilizando o algômetro de pressão em um dos membros e o algômetro elétrico no membro contralateral. O objetivo foi simular o teste que seria realizado nos dias de avaliação para que o participante entendesse qual é a sensação que se refere ao limiar de dor e que deve ser relatada no momento da avaliação real.

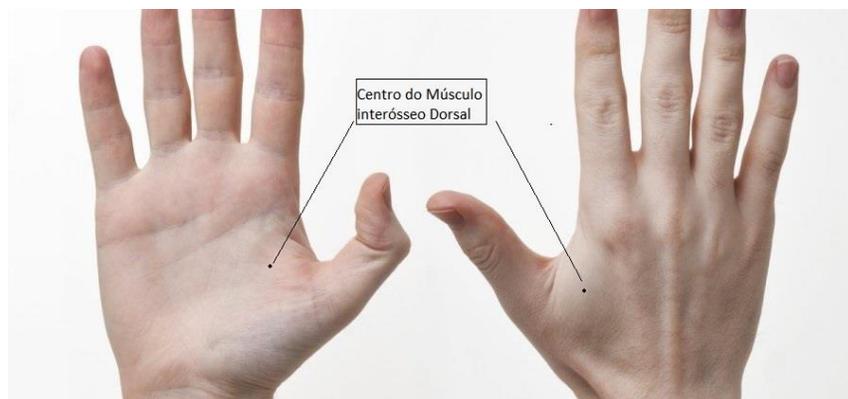


Figura 16. Local de avaliação marcado sobre o centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão de ambos os membros superiores.



Figura 17. Acessórios pincel e agulha do martelo de *buck* neurológico para avaliação da sensibilidade tátil e dolorosa, respectivamente.

3.1.2 Avaliação por algometria elétrica

O limiar de percepção dolorosa dos indivíduos, de ambos os grupos, foi avaliado por meio de algometria elétrica, utilizando um dispositivo de estimulação elétrica transcutânea via corrente, de modo a estimular fibras A δ (Adelta) e C, responsáveis pela condução de estímulos sensitivos aferentes.

Para o presente estudo, foi desenvolvido por um aluno de mestrado da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP, um dispositivo eletrônico que gera uma onda de estimulação na forma de pulsos com bordas de subida e descida abruptas com características de frequência, largura de pulso e amplitude de corrente ajustáveis pelo operador (Figura 24). O dispositivo fornece uma corrente de estimulação monofásica positiva, pois, há uma tendência para que o fluxo de corrente unidirecional (pulso monofásico) entre os eletrodos não seja tão efetivo para induzir a contração muscular, a qual interferiria na mensuração dos limiares de dor.

O dispositivo é alimentado pela rede elétrica, sendo isolado da mesma por um transformador com isolamento de 4 KV. Os pulsos são iniciados, ativados e desativados por um painel de controle do dispositivo, onde também está disposto um painel LCD que indica os parâmetros atualizados do estímulo aplicado. Através de botões localizados também neste painel é possível alterar os parâmetros da estimulação (Figura 25).

O dispositivo desenvolvido para este estudo, através de pulsos retangulares de corrente monofásica, estimula as terminações nervosas das fibras A δ (Adelta) e C, através da pele íntegra com aplicação transcutânea. A frequência, largura de pulso e amplitude de corrente são controladas pelo operador através do painel do equipamento e a onda de estimulação emitida possui um formato de pulsos curtos com picos de subida e rápida descida, com o objetivo de evitar a acomodação das fibras sensitivas A δ e C. O dispositivo apresenta frequência ajustável de 1 a 200 Hz em passos de 10 Hz, largura de pulso ajustável de 1 a 2000 μ s em passos de 100 μ s e amplitude de corrente ajustável em passos de 1 mA, sendo a faixa de ajuste permitida pelo dispositivo de 1 a 120 mA.

Previamente a este estudo, para a escolha dos melhores parâmetros para a avaliação, foi realizado um estudo piloto com cinco voluntários, os quais foram submetidos à avaliação do limiar de percepção dolorosa no centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão não dominante, sendo realizada a familiarização do participante na mão dominante.

Nos testes realizados no estudo piloto foram definidos os seguintes parâmetros de estimulação, os quais foram utilizados no presente estudo: frequência de 100 Hz, largura de pulso de 500 μ s e amplitude da corrente ajustável de 1 a 120 mA, segundo o limiar de percepção dolorosa do paciente (Figura 26). Esses valores foram adotados de acordo com esses testes clínicos realizados previamente com o dispositivo, onde notou-se menor acomodação, ativando-se mais facilmente as fibras nociceptivas com esses parâmetros.

Os eletrodos utilizados para todos os testes foram os eletrodos de ECG com área de contato de 0,78 cm². O dispositivo apresenta um cabo de estimulação composto por um conector ativo (conector vermelho) e um passivo (conector preto). Os eletrodos e conectores de saída de corrente foram posicionados no centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão, conforme ilustrado na figura 27.

O avaliador foi previamente treinado em relação ao manuseio do dispositivo de algometria elétrica para realizar o incremento de 1 mA de corrente a cada 1 segundo e para isso foi utilizada uma ferramenta chamada *Metronome* para cronometrar o tempo de 1 segundo, sendo o incremento de corrente realizado a uma taxa constante de 1 mA/s.

Nas avaliações, o participante referiu verbalmente ao avaliador quando sentiu o início da sensação de dor. Nesse exato momento, o avaliador interrompeu o incremento de corrente (em mA) no algômetro elétrico e registrou o valor obtido.

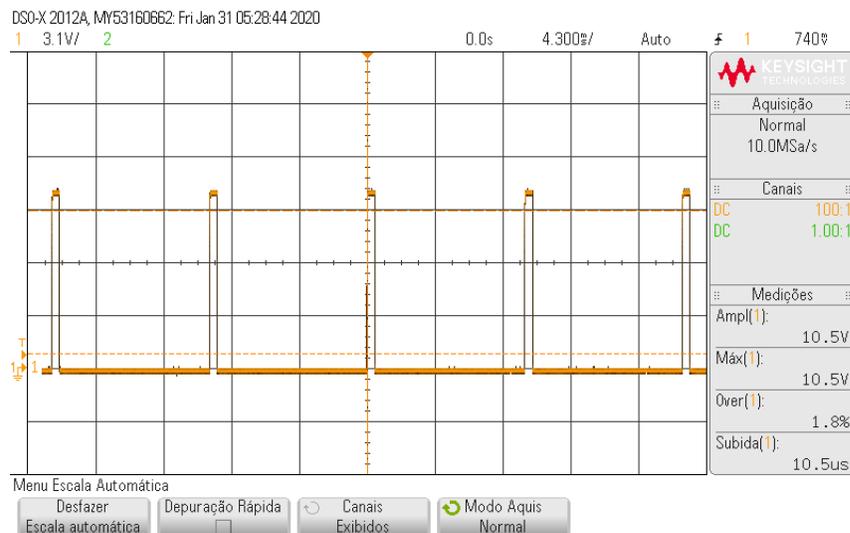


Figura 18. Onda de estimulação gerada pelo dispositivo de algometria elétrica.



Figura 19. Tela LCD e painel de controle do algômetro elétrico.

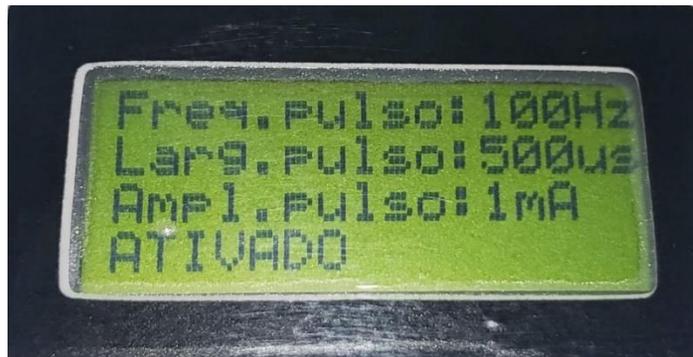


Figura 20. Display de LCD com os parâmetros de estimulação utilizados na avaliação. O incremento da amplitude do pulso foi realizado segundo o limiar de percepção dolorosa que foi referido pelo participante.

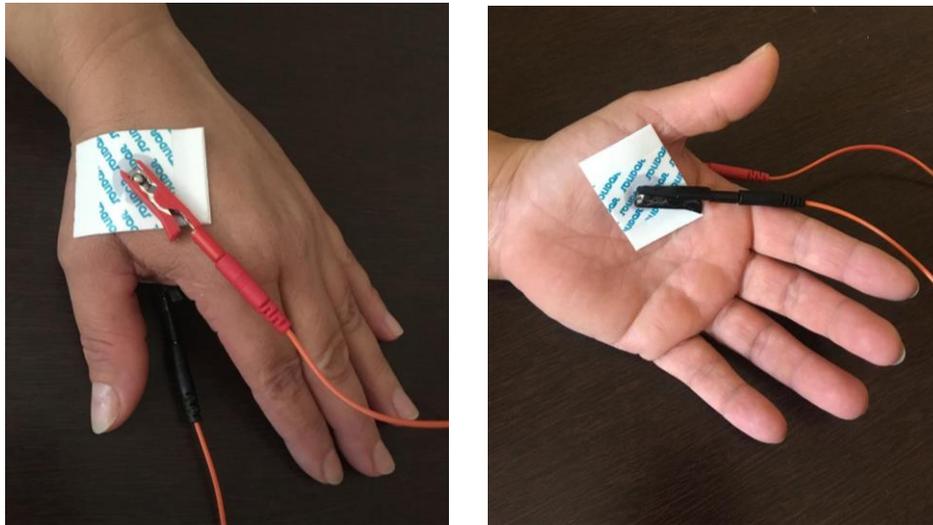


Figura 21. Procedimento de avaliação com o algômetro elétrico. Cabos de estimulação com os terminais vermelho e preto conectados aos eletrodos de ECG aplicados à pele do participante.

3.1.2.1 Eletrodo de estimulação

São os eletrodos de estimulação que ficam em contato direto com o indivíduo a ser testado. São usados dois eletrodos: um ativo e um passivo. O terminal ativo é o polo positivo e o passivo é o polo negativo.

Para fazer o contato com a pele do paciente, foram utilizados eletrodos descartáveis de eletrocardiograma (ECG) modelo SOLIDOR[®], da marca Medico Electrodes International Ltd., como o ilustrado na figura 28. Esse tipo de eletrodo possui um disco metálico composto por Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) de 21 mm² de área embebido em um gel condutor autoadesivo com uma área de 0,78 cm². Esse eletrodo também possui uma superfície adesiva em sua área de fixação que permite maior aderência à pele do paciente. Foi decidido o uso de eletrodos de ECG devido a sua fácil disponibilidade no mercado, relativo baixo custo de aquisição, boa aderência à pele (diminuindo a chance de fixação inadequada na pele dos participantes) e pequena área de contato com a pele do paciente, ideal para o ponto de aplicação. Além disso, como as fibras nervosas são ativadas pela densidade de corrente (mA/cm²), é necessária uma área de contato com a pele reduzida para não haver dissipação da carga elétrica. Os eletrodos de ECG atendem a essa necessidade. Não foram realizados testes com outros tipos de eletrodos autoadesivos ou eletrodos de silicone carbono.

3.1.3 Avaliação por algometria de pressão

O limiar de percepção dolorosa de ambos os grupos foi avaliado por meio de algometria por pressão utilizando um algômetro de pressão comercial da marca Wagner Instruments® modelo FPX50 e foi ajustado no dispositivo a mensuração usando a unidade de medida em Newtons (N).

O algômetro de pressão é um dispositivo eletrônico portátil, o qual apresenta uma ponta metálica circular recoberta por borracha com área de 1 cm^2 , a qual é posicionada perpendicular à pele no local da avaliação (centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão), conforme ilustrado na figura 30, e a pressão é aplicada a uma taxa constante de aproximadamente $5 \text{ N/cm}^2 \cdot \text{s}$. O avaliador foi previamente treinado em relação ao manuseio do dispositivo de algometria de pressão para realizar o incremento de 5 N/cm^2 de pressão a cada 1 segundo, e para isso foi utilizada uma ferramenta chamada *Metronome* para cronometrar o tempo de 1 segundo.

Nas avaliações do limiar de percepção dolorosa por pressão, o participante referiu verbalmente ao avaliador quando sentiu o início da sensação de dor. Nesse exato momento, o avaliador interrompeu o incremento de pressão com o algômetro e registrou o valor obtido.



Figura 24. Procedimento de avaliação com o algômetro de pressão.

3.1.4 Avaliação pela Escala Visual Numérica/Analógica da Dor

A Escala Visual Numérica/Analógica da Dor (EVA) foi utilizada como método comparativo do nível de desconforto (escala de zero a 10), sendo que foi aplicada ao término de cada uma das medidas com cada um dos métodos de algometria (algometria elétrica e algometria por pressão). Foi entregue ao participante a escala impressa (Figura 31) para que o mesmo identificasse em qual faixa que se encontrava sua sensação de dor (de zero a 10), sendo orientado que, zero (0) é a situação em que há ausência de dor e dez (10) é a pior dor imaginável, segundo a metodologia descrita por VENANCIO, et al., 2013.

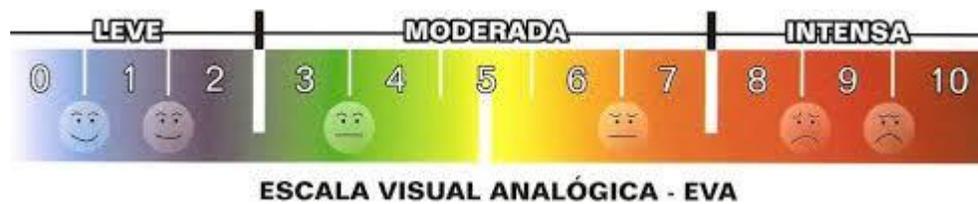


Figura 25. Escala Visual Numérica/Analógica da Dor (EVA).

3.2 PROCEDIMENTO DE AVALIAÇÃO

3.2.1 Estudo Piloto com algômetro elétrico

Um aluno de mestrado da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP desenvolveu o algômetro elétrico que foi utilizado no presente estudo. Com a finalidade de escolher os melhores parâmetros de estimulação para avaliar o limiar de percepção dolorosa, o dispositivo foi submetido a testes clínicos iniciais. Sendo assim, cinco voluntários participaram dos testes preliminares do dispositivo. O objetivo destes testes foi realizar uma avaliação geral do dispositivo, sua funcionalidade, o seu desempenho em evocar sensação dolorosa e o seu funcionamento com voluntários sadios. Esses testes também tinham como finalidade avaliar a aplicabilidade do protocolo de testes definido para o dispositivo, identificar como eles poderiam ser aplicados na

prática e adaptar o protocolo de acordo com a resposta dos indivíduos. Também foi levada em consideração, a avaliação subjetiva da resposta dos indivíduos aos testes e a descrição das sensações evocadas pelo aparelho nos participantes do experimento.

Antes do início das coletas, todos os voluntários passaram por uma apresentação do protocolo de teste, onde todo o procedimento foi explicado e as dúvidas foram sanadas. As mãos foram cuidadosamente lavadas com água e sabão. Todos os indivíduos testados passaram por um teste preliminar na mão dominante. Neste teste, todos os participantes puderam conhecer de fato todas as sensações às quais estariam submetidos nos testes. Com esse primeiro teste, os voluntários diminuíram sua expectativa e a ansiedade relacionada a um teste de estímulo doloroso, tornando os testes na mão não dominante menos propensos à interferência do fator ansiedade nos resultados.

3.2.1.1 Protocolo de teste 1: largura de pulso fixa e amplitude de corrente crescente

No protocolo de teste 1, os voluntários foram expostos ao estímulo elétrico com largura de pulso fixa de 500 μ s a uma frequência de 100 Hz, com uma amplitude crescente, iniciando em 1 mA e aumento do estímulo em degraus de 1 mA de amplitude. O estímulo foi elevado até que o voluntário testado relatasse a sensação dolorosa. Nesse momento, o teste era encerrado e os valores eram anotados. Em seguida, o procedimento foi repetido 2 vezes em todos os voluntários com intervalos de 5 minutos entre as medidas.

Todos os voluntários testados iniciaram o teste sem nenhuma sensação de estímulo com 1 mA de amplitude. A partir de 2 mA, todos relatavam uma sensação de formigamento leve. Conforme o estímulo foi elevado, a sensação passou para formigamento intenso, formigamento com desconforto, até a sensação de dor em pontada ou agulhada. Ao referirem a sensação como dor, o teste era imediatamente interrompido e os terminais desconectados do paciente, mantendo apenas os eletrodos aderidos à pele. Na tabela 2 estão descritos os valores de limiar de percepção dolorosa para os voluntários testados, sendo 3 repetições com intervalo de 5 minutos entre elas.

Tabela 2. Valores do limiar de percepção dolorosa dos participantes do teste piloto.

| Teste Piloto - Protocolo 1 | | | |
|--|---------------------|---------------------|---------------------|
| Frequência de 100 Hz e largura de Pulso de 500 μs com eletrodo circular de ECG | | | |
| | 1ª repetição | 2ª repetição | 3ª repetição |
| Voluntário 1 | 5 mA | 6 mA | 6 mA |
| Voluntário 2 | 7 mA | 7 mA | 8 mA |
| Voluntário 3 | 6 mA | 6 mA | 7 mA |
| Voluntário 4 | 4 mA | 4 mA | 5 mA |
| Voluntário 5 | 8 mA | 8 mA | 9 mA |

3.2.1.2 Protocolo de teste 2: amplitude de corrente fixa e largura de pulso crescente

Inicialmente, foi proposto um protocolo com 20 mA de amplitude inicial e a largura de pulso crescente, iniciando em 100 μ s e aumentando em degraus de 100 μ s. Entretanto, no início dos experimentos foi constatado que os voluntários já relatavam sensação dolorosa com o primeiro estímulo (100 μ s). Sendo assim, foi definido um valor de estimulação arbitrário de 4 mA e estímulos crescentes de 100 μ s, conforme a resolução do próprio aparelho. Manteve-se a frequência de 100 Hz no experimento.

No primeiro teste, com 4 mA de amplitude, foi necessária uma largura de pulso de 6800 μ s para se atingir o limiar doloroso, o que configurou uma quantidade de energia considerável para evocar a sensação dolorosa, sendo inviável para a prática clínica. Esse resultado contrastava muito com os resultados obtidos com o protocolo 1, no qual com 500 μ s de largura de pulso era possível atingir o limiar de dor dos voluntários.

No teste seguinte, a amplitude de corrente foi aumentada para 5 mA. Conseguimos evocar sensação de dor com larguras de pulso de 1300 μ s e 1600 μ s. Apesar do sucesso em evocar a sensação dolorosa, as larguras de pulso eram demasiadamente longas, o que também aumentou o tempo do procedimento para cada teste. Esse tempo também contribuiu para aumentar a acomodação das fibras sensitivas do voluntário testado, que passou a descrever uma sensação de dormência e formigamento residual associada ao teste.

Após os testes realizados nos protocolos 1 e 2, foi verificado que o aumento da largura de pulso como parâmetro de ajuste para obter o limiar de percepção dolorosa não se mostrou prático

nesse dispositivo. Sendo assim, optou-se em utilizar o ajuste da amplitude de corrente em passos de 1mA para obter o limiar de dor e manter fixa a largura de pulso em 500 μ s para todos os testes clínicos do presente estudo.

3.2.1.3 Teste de frequência de estimulação

Para definir a melhor frequência de estimulação, um dos voluntários foi submetido a uma estimulação com amplitude fixa de 5 mA e 500 μ s de largura de pulso. O paciente foi estimulado com uma frequência de 20 Hz. A frequência de estimulação era aumentada gradativamente enquanto o voluntário descrevia a sensação causada pelo estímulo. Inicialmente, a sensação era reportada como agulhada intermitente, e conforme a frequência do estímulo aumentava, a sensação se tornava mais contínua, se tornando totalmente contínua a partir de 90 Hz. Em frequências mais altas (acima de 150Hz), havia diminuição do desconforto gerado pelo estímulo. Devido a isso, ficou definida a frequência de estimulação em 100 Hz para todos os testes clínicos do presente estudo, pois com esse valor é possível uma sensação contínua, o que gera menor fator de confusão por parte dos voluntários, ao mesmo tempo em que não aumenta muito a potência requerida do dispositivo e reduz o risco de causar analgesia com a estimulação, efeito esse contrário ao desejado.

3.2.2 Fase 1 - Estudo de Confiabilidade

3.2.2.1 Confiabilidade intravaliador

Primeiramente, o estudo de confiabilidade foi realizado para avaliar o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) de um mesmo avaliador em relação à algometria de pressão e também à algometria elétrica. Foram recrutados 12 participantes para esse estudo, sendo equivalente a 20% da amostra de 60 participantes (Fase 2), dos quais 6 são do gênero masculino e 6 do gênero feminino. Os 12 participantes foram para a clínica dois dias com 48 horas de intervalo entre eles, sendo que a avaliação se repetiu da mesma forma nos dois dias pelo mesmo avaliador, segundo metodologia proposta por NUSSBAUM e DOWNES (1998).

O avaliador foi previamente treinado para os métodos de avaliação uma semana antes da realização das medidas, principalmente no que se refere ao manuseio e mensuração com o algômetro de pressão.

A avaliação consistiu na aplicação do algômetro de pressão em um dos membros superiores e do algômetro elétrico no membro contralateral pelo mesmo avaliador, porém de forma randomizada por sorteio, para identificar a sequência de avaliação e qual o método a ser aplicado em cada membro superior (dominante e não dominante). A randomização foi realizada apenas no primeiro dia de avaliação, e no segundo dia o padrão de avaliação realizado foi repetido.

O estudo de confiabilidade foi conduzido em uma sala a uma temperatura média de 22°C. Os participantes estavam sentados em uma posição ereta confortável com o membro superior a ser avaliado apoiado sobre uma mesa. Após a limpeza e secagem da pele, um único avaliador realizou a randomização por sorteio e marcou a localização exato do local de medição no centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão. A mão foi então colocada sob o algômetro de modo que o eletrodo fosse aplicado perpendicular ao local marcado.

Para o método de algometria elétrica foram utilizados dois eletrodos auto-adesivos (tipo ECG) com área de contato elétrico de aproximadamente 1 cm² cada um, posicionados na pele em disposição contraplanar sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão. Para a algometria de pressão, o eletrodo circular do algômetro com área de 1 cm² foi posicionado sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

Os participantes já haviam sido previamente familiarizados com ambos os métodos e foram treinados para diferenciar seus relatos de estímulos táteis e dolorosos. Cada participante foi submetido a 3 medidas práticas do limiar de percepção dolorosa com 30 segundos de intervalo entre elas, usando um dos métodos na mão não dominante e o outro na mão dominante. O limiar de dor foi considerado como a quantidade de pressão ou corrente elétrica necessária para provocar uma sensação de dor distinta de pressão ou desconforto. Foi solicitado aos participantes para dizer “pare” assim que uma sensação discernível de dor fosse sentida; neste ponto, a pressão do algômetro foi imediatamente liberada e o incremento de corrente no algômetro elétrico foi interrompido. Os participantes não foram capazes de ver os valores medidos, os quais foram registrados pelo avaliador.

Os métodos de algometria e os parâmetros de avaliação que foram utilizados estão demonstrado abaixo:

- Algometria elétrica: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas (CHESTERTON et al., 2007), sendo os parâmetros de frequência de 100 Hz e duração de pulso de 500 μ s, com a amplitude de corrente (mA) variável de acordo com o *feedback* sensorial do voluntário. O incremento de corrente foi realizado em 1mA/s até o indivíduo referir dor, e o valor de amplitude de corrente obtido foi registrado.

- Algometria por pressão: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas (CHESTERTON et al., 2007). O incremento de pressão foi realizado em 5 N/cm².s até o indivíduo referir dor, e o valor de pressão obtido foi registrado.

3.2.2.2 Confiabilidade interavaliador

O estudo de confiabilidade também foi realizado para avaliar o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) entre dois avaliadores distintos em relação à algometria elétrica. Foram recrutados 12 participantes para esse estudo, sendo equivalente a 20% da amostra de 60 participantes do presente estudo de validação (Fase 2), dos quais 6 são do gênero masculino e 6 do gênero feminino. Os 12 participantes foram para a clínica dois dias com 48 horas de intervalo entre eles, sendo que a avaliação se repetiu da mesma forma nos dois dias pelos mesmos dois avaliadores, segundo metodologia proposta por NUSSBAUM e DOWNES (1998).

Os avaliadores foram previamente treinados para o método de avaliação uma semana antes da realização das medidas.

A avaliação consistiu na aplicação do algômetro elétrico em ambos os membros superiores por dois avaliadores distintos, porém de forma randomizada por sorteio, para identificar a sequência de avaliação e qual avaliador seria designado para cada membro superior (dominante e não dominante). A randomização foi realizada apenas no primeiro dia de avaliação, e no segundo dia o padrão de avaliação realizado foi repetido.

O estudo de confiabilidade foi conduzido em uma sala a uma temperatura média de 22°C. Os participantes estavam sentados em uma posição ereta confortável com o membro superior a ser avaliado apoiado sobre uma mesa. Após a limpeza e secagem da pele, um dos avaliadores realizou a randomização por sorteio e cada avaliador marcou na mão que avaliou a localização exata do centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal.

Para o método de algometria elétrica foram utilizados dois eletrodos auto-adesivos (tipo ECG) com área de contato elétrico de aproximadamente 1 cm² cada um, posicionados na pele em disposição contraplanar sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

Os participantes já haviam sido previamente familiarizados com ambos os métodos e foram treinados para diferenciar seus relatos de estímulos táteis e dolorosos. Cada participante foi submetido a 3 medidas práticas do limiar de percepção dolorosa com 30 segundos de intervalo entre elas, usando o algômetro elétrico na mão não dominante por um avaliador e na mão dominante pelo outro avaliador. O limiar de dor foi considerado como a quantidade de corrente necessária para provocar uma sensação de dor distinta de desconforto. Foi solicitado aos participantes para dizer “pare” assim que uma sensação discernível de dor fosse sentida; neste ponto, o incremento de corrente no algômetro elétrico foi interrompido. Os participantes não foram capazes de ver os valores medidos, os quais foram registrados pelos avaliadores. Um avaliador não teve acesso aos valores de corrente obtidos nas medidas do outro avaliador.

Os parâmetros de avaliação que foram utilizados no algômetro elétrico estão demonstrados abaixo:

- Algometria elétrica: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas (CHESTERTON et al., 2007), sendo os parâmetros de frequência de 100 Hz e duração de pulso de 500 μ s, com a amplitude de corrente (mA) variável de acordo com o feedback sensorial do voluntário. O incremento de corrente foi realizado em 1mA/s até o indivíduo referir dor e o valor de amplitude de corrente obtido foi registrado.

3.2.3 Fase 2 - Estudo de Validação

Após verificar a confiabilidade dos avaliadores, foi realizado o estudo de validação, onde o objetivo foi validar o algômetro elétrico como uma nova ferramenta de avaliação do limiar de percepção dolorosa. Para essa validação, inicialmente foi necessário realizar as medidas para comparação do método proposto (algômetro elétrico) com o método convencional (algômetro de pressão) por um mesmo avaliador, visando avaliar se há correlação entre os métodos. Após isso,

foram realizadas medidas para comparação interavaliador com o método proposto, visando verificar se o algômetro elétrico pode promover significativa variabilidade interavaliador, assim como é previsto na literatura para o algômetro de pressão.

Foram recrutados 60 participantes para esse estudo, sendo 30 do gênero masculino e 30 do gênero feminino. Os 60 participantes foram para o local de avaliação dois dias com 48 horas de intervalo entre eles.

O estudo de validação foi conduzido em uma sala a uma temperatura média de 22°C. Os participantes estavam sentados em uma posição ereta confortável com o membro superior a ser avaliado apoiado sobre uma mesa.

3.2.3.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico

No primeiro dia de avaliação, a avaliação consistiu na aplicação do algômetro de pressão em um dos membros superiores e do algômetro elétrico no membro contralateral pelo mesmo avaliador, porém de forma randomizada por sorteio, para identificar a sequência de avaliação e qual o método a ser aplicado para cada membro superior (dominante e não dominante).

Após a limpeza e secagem da pele, um único avaliador realizou a randomização por sorteio e marcou a localização exata para medição no centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

Para o método de algometria elétrica foram utilizados dois eletrodos auto-adesivos (tipo ECG) com área de contato elétrico de aproximadamente 1 cm² cada um, posicionados na pele sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão. Para a algometria de pressão, o eletrodo circular do algômetro com área de 1 cm² foi posicionado sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

Cada participante foi submetido a 3 medidas práticas do limiar de percepção dolorosa com 30 segundos de intervalo entre elas, usando um dos métodos na mão não dominante e o outro na mão dominante. O limiar de dor foi considerado como a quantidade de pressão ou corrente elétrica necessária para provocar uma sensação de dor distinta de pressão ou desconforto. Foi solicitado aos participantes para dizer “pare” assim que uma sensação discernível de dor fosse sentida; neste ponto, a pressão do algômetro foi imediatamente liberada e o incremento de corrente no algômetro

elétrico foi interrompido. Os participantes não foram capazes de ver os valores medidos, os quais foram registradas pelo avaliador.

Após cada uma das três medidas com cada um dos algômetros, em ambos os grupos de estudo, foi aplicada a Escala Visual Numérica/Analógica de Dor e os valores obtidos foram registrados pelo avaliador.

Os métodos de algometria e os parâmetros de avaliação que foram utilizados estão demonstrados abaixo:

- Algometria elétrica: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas, sendo os parâmetros de frequência de 100 Hz e duração de pulso de 500 μ s, com a amplitude de corrente (mA) variável de acordo com o feedback sensorial do voluntário. O incremento de corrente foi realizado em 1mA/s até o indivíduo referir dor, e o valor de amplitude de corrente obtido foi registrado.

- Algometria por pressão: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas. O incremento de pressão foi realizado em 5 N/cm².s até o indivíduo referir dor, e o valor de pressão obtido foi registrado.

3.2.3.2 Comparação interavaliador com algômetro elétrico

No segundo dia, após 48 horas da primeira avaliação, a avaliação consistiu na aplicação do algômetro elétrico em ambos os membros superiores por dois avaliadores distintos, porém de forma randomizada por sorteio, para identificar a sequência de avaliação e qual o avaliador para cada membro superior (dominante e não dominante).

Após a limpeza e secagem da pele, um dos avaliadores realizou a randomização por sorteio e cada avaliador marcou na mão que avaliou a localização exata do centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal.

Para o método de algometria elétrica, foram utilizados dois eletrodos auto-adesivos (tipo ECG) com área de contato elétrico de aproximadamente 1 cm² cada um, posicionados na pele sobre o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

Cada participante foi submetido a 3 medidas práticas do limiar de percepção dolorosa com 30 segundos de intervalo entre elas, usando o algômetro elétrico na mão não dominante por um

avaliador e na mão dominante pelo outro avaliador. O limiar de dor foi considerado como a quantidade de corrente necessária para provocar uma sensação de dor distinta de desconforto. Foi solicitado aos participantes para dizer “pare” assim que uma sensação discernível de dor fosse sentida; neste ponto, o incremento de corrente no algômetro elétrico foi interrompido. Os participantes não foram capazes de ver os valores medidos, os quais foram registrados pelos avaliadores. Um avaliador não teve acesso aos valores de corrente obtidos nas medidas do outro avaliador.

Após cada uma das três medidas com o algômetro elétrico, em ambos os grupos de estudo, foi aplicada a Escala Visual Numérica/Analógica de Dor e os valores obtidos foram registrados por cada avaliador.

Os parâmetros de avaliação que foram utilizados no algômetro elétrico estão demonstrados abaixo:

- Algometria elétrica: Foram realizadas 3 medidas com 30 segundos de intervalo entre elas, sendo os parâmetros de frequência de 100 Hz e duração de pulso de 500 μ s, com a amplitude de corrente (mA) variável de acordo com o *feedback* sensorial do voluntário. O incremento de corrente foi realizado em 1mA/s até o indivíduo referir dor, e o valor de amplitude de corrente obtido foi registrado.

4 ANÁLISE DOS DADOS

Após a coleta de dados, os valores foram registrados em uma planilha em computador. Para a análise estatística, primeiramente, foram calculados as médias das três medidas realizadas com o algômetro de pressão pelo mesmo avaliador nos dois grupos de estudo, e também foram calculadas as médias das três medidas realizadas com o algômetro elétrico pelos dois avaliadores nos dois grupos de estudo. Para as análises estatísticas, foi utilizado o software estatístico IBM SPSS® Statistics.

4.1 FASE 1 – ESTUDO DE CONFIABILIDADE

No estudo de confiabilidade, o teste estatístico utilizado foi o ICC (Coeficiente de Correlação Intraclasse) para avaliar a confiabilidade intravaliador em relação à algometria de pressão e também em relação à algometria elétrica para os grupos masculino e feminino, e a confiabilidade interavaliador em relação à algometria elétrica para os grupos masculino e feminino.

O Coeficiente de Correlação Intraclasse ou ICC (do inglês *Intraclass Correlation Coefficient*) foi utilizado durante a etapa de calibração dos avaliadores do estudo e serve para avaliar a concordância entre eles quando a variável dependente é quantitativa. Para isso, foi adotado que quando o ICC for menor que 0,5 a confiabilidade é considerada baixa; entre 0,5 e 0,74 é moderada; e de 0,75 a 1,0 a correlação é boa/excelente (Portney e Watkins, 2009).

4.2 FASE 2 – ESTUDO DE VALIDAÇÃO

4.2.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico

Após verificar a confiabilidade dos avaliadores, foi realizado o estudo de validação, onde o objetivo foi validar o algômetro elétrico como uma nova ferramenta de avaliação do limiar de percepção dolorosa para homens e mulheres. Para essa validação, inicialmente foi necessário realizar as medidas para avaliar a correlação do método proposto (algômetro elétrico) com o método convencional (algômetro de pressão) por um mesmo avaliador com o grupo masculino e o grupo feminino. O teste estatístico utilizado para realizar essa correlação entre algômetros que apresentam variáveis e unidades de medidas distintas foi a regressão linear simples.

Foi realizada a comparação paramétrica por meio da regressão linear simples, correlacionando os valores do limiar de percepção dolorosa obtidos pelo algômetro de pressão e que apresentam a unidade de medida em Newtons por centímetro quadrado (N/cm^2) com os valores obtidos pelo algômetro elétrico, onde a unidade de medida é em miliampéres (mA), em cada grupo de participantes (grupo masculino e feminino).

4.2.2 Comparação interavaliador em algometria elétrica

No estudo de validação foi realizada a comparação interavaliador com o método proposto (algômetro elétrico), visando verificar se o algômetro elétrico pode promover significativa variabilidade interavaliador para o grupo masculino e grupo feminino. O teste estatístico utilizado para realizar essa comparação paramétrica foi o teste t para uma amostra, visando primeiramente avaliar se as diferenças entre os avaliadores são diferentes de zero. Em seguida foi aplicado o teste de Bland Altman, onde foi gerado um gráfico de Bland Altman para verificar se há concordância entre os dois avaliadores para o mesmo grupo. E por fim, foi realizada a regressão linear simples para testar a hipótese de que não há viés de proporção (no caso de $p > 0,05$), sendo a distribuição de forma homogênea dos valores acima e abaixo da média das diferenças entre os dois avaliadores para cada grupo. Esses testes estatísticos foram realizados para comparar as variáveis referentes aos limiares de percepção dolorosa obtidos pelo algômetro elétrico por dois avaliadores distintos para cada grupo.

4.2.3 Comparação dos limiares de percepção dolorosa entre os gêneros

Para a comparação entre os gêneros foi utilizado o teste t paramétrico para amostras independentes, considerando que a diferença entre os grupos seria estatisticamente relevante se $p < 0,05$. O objetivo com esse teste foi realizar a comparação entre dois grupos independentes, os grupos masculino e feminino, em relação aos limiares de percepção dolorosa obtidos pelo algômetro de pressão pelo mesmo avaliador, e também fazer a comparação entre os grupos em relação os limiares obtidos pelo algômetro elétrico por cada um dos dois avaliadores.

4.2.4 Escala Visual Numérica/Analógica de Dor (EVA)

No estudo de validação, foi aplicada nos participantes a EVA logo após a realização de cada uma das três medidas com ambos os algômetros em ambos os grupos. Foi realizada a média dos três valores obtidos pela EVA e aplicada a análise estatística por meio do teste t para uma amostra,

visando verificar se a algometria por pressão promoveu maior nível de desconforto comparada com a algometria elétrica quando realizada por um mesmo avaliador. Além disso, esta análise verifica se a algometria elétrica, quando aplicada por dois avaliadores distintos, apresenta níveis de desconforto distintos. Essas análises foram realizadas para cada grupo de participantes.

Para a comparação da EVA entre os gêneros masculino e feminino, foi realizado o teste t para amostras independentes, considerando que a diferença entre os grupos seria estatisticamente relevante se $p < 0,05$, visando comparar os valores de EVA obtidos pela algometria elétrica por dois avaliadores distintos entre ambos os grupos.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 FASE 1 – ESTUDO DE CONFIABILIDADE

A confiabilidade é definida como a qualidade de uma medida que possui reprodutibilidade. A reprodutibilidade indica o grau em que um teste ou medida produz as mesmas pontuações quando aplicado repetidamente nas mesmas circunstâncias (NELSON, 1997). Um estudo de repetibilidade, portanto, é necessário para ajudar estabelecer e quantificar a reprodutibilidade e, assim, fornecer uma indicação da confiabilidade teste e reteste de uma medida. Desta forma, a confiabilidade é claramente um pré-requisito essencial para a validade de um teste. Se uma ferramenta de teste ou medição não pode fornecer reprodutibilidade em administrações repetidas, no mesmo teste e nas mesmas condições, então ele nunca poderia ser considerado um teste válido (BATTERHAMA E GEORGE, 2003).

Os termos confiabilidade, repetibilidade, reprodutibilidade e confiabilidade do reteste, bem como "consistência" e "estabilidade", são frequentemente usados de forma intercambiável na literatura. No presente estudo foi realizada a "confiabilidade" para indicar as pontuações para uma amostra de participantes que podem ser reproduzidas em estudos subsequentes conduzidos com o mesmo tipo de participante nas mesmas circunstâncias.

Para o estudo de confiabilidade foram avaliados 12 participantes, sendo 6 do sexo masculino e 6 do sexo feminino com média de idade de $32,2 \pm 8,1$ anos e IMC de $26 \pm 1,6$ kg/m². Os 12 participantes foram analisados por dois avaliadores distintos com o algômetro elétrico e por um

avaliador com o algômetro de pressão. Foram verificados os dados de confiabilidade interavaliador para as avaliações com o algômetro elétrico, e os dados de confiabilidade intravaliador para as avaliações com o algômetro de pressão e o algômetro elétrico, visando medir o limiar de percepção dolorosa dos 12 participantes.

O presente estudo seguiu a mesma metodologia descrita no estudo de Nussbaum & Downes (1998) e Batterhama & George (2003), no quais mais de um avaliador foi analisado, visando verificar a confiabilidade interavaliador, e os testes foram repetidos por um mesmo avaliador nos mesmos participantes em dois dias com um intervalo de 48 horas entre eles. Em cada um dos dias de avaliação, cada avaliador realizou três testes consecutivos com intervalo de 30 segundos entre eles. Esses três testes consecutivos realizados no mesmo dia pelo mesmo avaliador foram essenciais para avaliar a confiabilidade intravaliador (CHESTERTON et al., 2007).

Conforme descrito por Portney e Watkins (2009), os valores de Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) maiores que 0,75 representam boa/excelente confiabilidade, os valores de ICC entre 0,50 e 0,74 representam confiabilidade moderada, e os valores de ICC menores que 0,50 representam baixa confiabilidade.

Em relação à confiabilidade intravaliador com o algômetro de pressão digital, o ICC médio foi de 0,97. Neste caso, a literatura é bastante clara em relação aos resultados de confiabilidade, pois esse dispositivo já é estudado e utilizado a bastante tempo. No presente estudo, os resultados de confiabilidade intravaliador com o algômetro de pressão corroboram os achados do estudo de Chesterton et al. (2007), o qual apresentou a mesma metodologia de avaliação. Assim, nossos resultados mostraram novas evidências de que avaliadores treinados podem aplicar um algômetro de pressão a uma taxa consistente e fornecer medidas altamente confiáveis quanto ao limiar de dor à pressão em humanos saudáveis, quando esse limiar é calculado como a média de 3 tentativas.

A desvantagem em utilizar o algômetro de pressão é o fato deste dispositivo exigir um treino intensivo por parte do avaliador para se familiarizar com o dispositivo e com incremento minucioso de pressão, respeitando a taxa de 5 N/cm²,s. Caso não haja esse treinamento, o risco de erro operacional na avaliação é evidente, levando a obtenção de um limiar de percepção dolorosa irreal.

O presente estudo teve como objetivo validar clinicamente um dispositivo desenvolvido na FEEC-UNICAMP, o qual propõe um novo método de avaliação do limiar de dor. O dispositivo promove a aplicação de uma corrente elétrica através de eletrodos de ECG. No *display* do dispositivo é apresentada a amplitude de corrente que foi necessária para atingir o limiar de dor nos

participantes. Esse novo método de avaliação proposto pelo presente estudo é considerado um dispositivo inovador, pois até o momento não existe no mercado um equipamento comercial para essa finalidade. Porém, para empregá-lo na prática clínica é essencial que o dispositivo seja submetido aos testes para avaliação da confiabilidade dos avaliadores e validação clínica do método, comparando-o ao método convencional de algometria por pressão. Dessa forma, o método foi nomeado como algometria elétrica. Na etapa de validação, posterior à confiabilidade, foi realizada a comparação com o método de avaliação de dor considerado “convencional”, a algometria por pressão, em relação às variabilidades intra e interavaliador, visando confirmar se há a necessidade de treinamento intensivo, e determinar os benefícios do método.

Sendo assim, para o algômetro elétrico foram realizadas as análises de confiabilidade intravaliador e interavaliador. Na análise intravaliador, o ICC médio foi de 0,97 para um dos avaliadores e 0,94 para o outro avaliador. Esses valores mostraram que as avaliações apresentaram excelente confiabilidade para esse novo método de avaliação do limiar de percepção dolorosa.

Quando realizada a análise dos dados de confiabilidade interavaliadores para o algômetro elétrico, o ICC médio foi de 0,88, sendo que, com esse valor, a confiabilidade ainda foi considerada excelente.

O algômetro elétrico é um dispositivo fácil de usar e esses resultados fornecem suporte para o uso do algômetro elétrico na medição da dor, pois mostram que o método proposto neste trabalho apresenta boa confiabilidade intra e interavaliador. No preparo dos avaliadores, previamente às avaliações, percebemos que este dispositivo dispensava a necessidade de um treinamento intensivo, o que facilitou os testes clínicos, contrapondo ao algômetro de pressão.

5.2 FASE 2 – ESTUDO DE VALIDAÇÃO

5.2.1 Correlação entre algômetro por pressão e algômetro elétrico

Na fase de validação, foi realizada uma análise de correlação entre os limiares de percepção dolorosa obtidos pelo algômetro de pressão (N/cm^2) e algômetro elétrico (mA) para os grupos masculino e feminino separadamente, utilizando a regressão linear simples, onde o objetivo não foi apenas avaliar a correlação entre as variáveis, mas também verificar se existia uma relação

linear entre as mesmas, sendo a variável independente a algometria por pressão (N/cm^2) e a variável dependente, a algometria elétrica (mA). Na etapa de validação foi considerado o número de 60 participantes, sendo 30 do grupo masculino e 30 do grupo feminino.

Para a regressão linear simples ser uma análise relevante, é necessário que os dados e variáveis apresentem os seguintes pré-requisitos, como:

- Mínimo de 20 sujeitos para cada variável;
- Sujeitos com valores independentes;
- Relação linear entre a variável dependente (algometria elétrica) e variável independente (algometria por pressão) para formar uma reta;
- Resíduos (pontos de dispersão) independentes;
- Ausência de *outliers* (resíduos muito discrepantes);
- Normalidade dos resíduos (proximidade dos resíduos com a reta);
- Homocedasticidade (A variância constante ou homogeneidade de variâncias é, na maioria das vezes, um requisito necessário para a análise de variância (ANOVA). O nível de significância para o teste de homogeneidade de variâncias é o valor do p do teste da análise de variância da variável de dispersão).

No presente estudo, o objetivo da análise de regressão linear simples foi cumprir todos esses pré-requisitos.

No grupo masculino, a regressão linear mostrou que a algometria por pressão não prevê a algometria elétrica, não apresentando relevância estatística na análise entre os valores de ambos os métodos de algometria. Já, para o grupo feminino, a regressão linear simples mostrou o contrário, onde a algometria por pressão prevê a algometria elétrica.

A média do limiar de percepção dolorosa por pressão nos homens foi de $27,2 \pm 9,7 \text{ N}/\text{cm}^2$ e nas mulheres foi de $23,7 \pm 9,8 \text{ N}/\text{cm}^2$. Para o limiar de dor por corrente elétrica foram obtidos os valores médios de $8,8 \pm 3 \text{ mA}$ para os homens e $6,7 \pm 1,9 \text{ mA}$ para as mulheres. Uma justificativa que pode explicar a hipótese nula da regressão linear simples para o grupo masculino poderia estar relacionada aos valores elevados do limiar de dor obtido com ambos os métodos de algometria e o desvio padrão maior para a algometria elétrica, o que pode ter interferido no pré-requisito para a regressão linear referente a homocedasticidade.

Explicando a regressão linear realizada no presente estudo, abaixo estão detalhadas as etapas da regressão e os resultados obtidos.

1) Correlação de Person

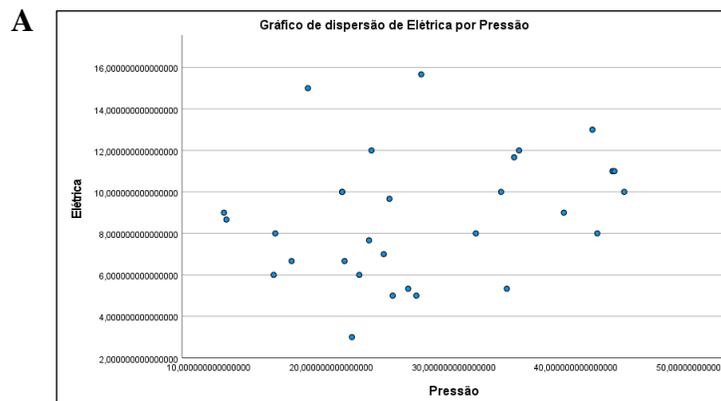
O coeficiente de correlação de Pearson é um teste que mede a relação estatística entre duas variáveis contínuas, avaliando se existe correlação entre duas variáveis. Se a associação entre os elementos não for linear, o coeficiente não será representado adequadamente. O R-quadrado é uma medida estatística de quão próximos os dados estão da linha de regressão ajustada. Ele também é conhecido como o coeficiente de determinação.

O R-quadrado nos forneceu a porcentagem de variação da algometria elétrica que é explicada pela variação da algometria por pressão.

Para o grupo masculino, na Correlação de Person, o $p=0,07$ mostrou que não há correlação linear entre ambos os métodos de algometria e o R-quadrado foi de 0,07, ou seja, isso representa que a algometria de pressão pode explicar apenas 7% da algometria elétrica, o que não é estatisticamente significativo.

Para o grupo feminino, na Correlação de Person, o $p=0,001$ mostrou que há correlação linear entre ambos os métodos de algometria e o R-quadrado foi de 0,29, ou seja, isso representa que a algometria de pressão pode explicar 29% da algometria elétrica, caracterizando um comportamento linear entre a algometria de pressão e algometria elétrica.

No gráfico de dispersão simples, é possível pré-avaliar de forma visual se poderá existir uma relação linear entre as variáveis dependente (Elétrica) e independente (Pressão) após as análises, conforme demonstrado na figura 32. No gráfico do grupo masculino, não é possível notar um comportamento linear dos resíduos (pontos posicionados nos gráficos com tendência para a formação de uma reta) comparado ao gráfico do grupo feminino, onde é mais fácil identificar um comportamento linear.



Para o grupo feminino, a regressão foi significativa, havendo correlação linear. O modelo foi considerado relevante, pois a hipótese é alternativa, sendo $H_1: b_1 \neq 0$. Neste caso, a regressão linear simples mostrou que a algometria por pressão prevê a algometria elétrica em 29%, sendo:

$$F(1,28) = 11,597, p = 0,002; R^2 = 0,293]$$

Onde, $F(11,597)$ é o resultado do teste de significância global da ANOVA; 1 e 28 são os graus de liberdade da tabela da ANOVA; e ao lado está o valor do $p = 0,002$, mostrando que há correlação linear; e o valor do R^2 , o qual mostra a qualidade do modelo.

A Equação da Reta para a regressão linear é:

$$y = b_0 + b_1 \cdot x$$

y = valor no eixo y ;

x = valor no eixo x ;

b_0 = valor da constante (intersecção da reta);

b_1 = valor do coeficiente angular (inclinação da reta).

Reescrevendo a equação da reta da regressão linear para o grupo feminino, temos que:

$$E = 4,287 + 0,105 \cdot P$$

Onde, a algometria elétrica (E), em miliampéres (mA), corresponde a 4,287 (valor da constante, intersecção da reta) somado ao valor do coeficiente angular (inclinação da reta) que é 0,105, multiplicado pela algometria de pressão (P), sendo essa dada em Newtons por centímetro quadrado (N/cm^2).

4) Gráfico P-P PLOT (Normalidade dos resíduos)

O gráfico P-P PLOT é o gráfico de regressão que visa avaliar a normalidade dos resíduos ao redor da reta. Quanto mais próximo os resíduos estiverem da reta, maior a normalidade dos

resíduos. A figura 33 se refere ao gráfico gerado com as variáveis do grupo feminino, e podemos considerar que há uma razoável normalidade dos resíduos (pontos ao redor da reta), pois, os resíduos estão relativamente próximos da reta. Isso mostra que o modelo do presente estudo atende ao pré-requisito de normalidade dos resíduos.

Com a estatística dos resíduos, foi possível avaliar se os resíduos estavam fora da faixa aceitável, sendo chamados de *outliers*, os quais significam valores discrepantes que estejam fora da faixa estatística aceitável de -3 a +3 para o desvio padrão. No presente estudo, os valores dos erros dos resíduos estão dentro da faixa aceitável, sendo para a variável independente (algometria por pressão) de -1,37(mínimo) a 2,68 (máximo) e para a variável dependente (algometria elétrica) de 1,82 (mínimo) a 2,70 (máximo) para o grupo feminino. Dessa forma, o modelo atende um outro pré-requisito da regressão linear simples, a ausência de *outliers*.

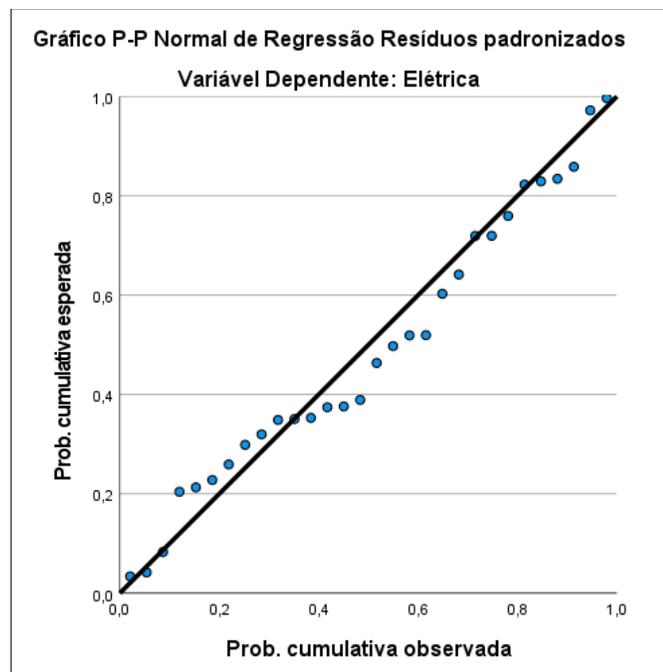


Figura 27. Gráfico P-P PLOT para análise da normalidade dos resíduos para o grupo feminino.

Com esses resultados, para o grupo feminino, foi possível identificar que a algometria por pressão prevê a algometria elétrica, apresentando uma correlação linear. Entretanto, para o grupo masculino, não foi encontrada correlação linear entre a algometria por pressão e algometria elétrica. Isto se deve à ausência de homocedasticidade, pois as variáveis estudadas não apresentaram significância na análise de variância, a qual é um pré-requisito para a regressão linear simples. Dessa

forma, podemos inferir que, para o grupo masculino, é necessário aplicar outro tipo de teste estatístico para avaliar se há correlação entre os métodos de algometria, porém este não foi o objetivo do presente estudo.

5.2.2 Comparação interavaliador em algometria elétrica

Para entender se existe variabilidade significativa na medição com a algometria elétrica por avaliadores distintos, no presente estudo foi realizada a comparação do limiar de percepção dolorosa obtido com o algômetro elétrico por dois avaliadores distintos, visando avaliar se os limiares obtidos pelos dois avaliadores concordam suficientemente, o que nos levaria a acreditar que não há variabilidade interavaliador significativa com a algometria elétrica.

De acordo com estudos publicados com algometria por pressão, é altamente questionável a variabilidade interavaliador na obtenção dos limiares de percepção dolorosa por pressão, devido à dificuldade de manuseio do dispositivo e de padronização do incremento de pressão a uma taxa constante. A fim de neutralizar essas variações nas medidas, os estudos destacam a importância de realizar análises de confiabilidade interavaliadores antes de realizar os estudos clínicos que utilizam algometria de pressão como método de avaliação da dor causada por diversas patologias (ANTONACI et al., 1998; NUSSBAUM, DOWNES, 1998; CHESTERTON et al., 2007; KELLY-MARTIN et al., 2018).

O método proposto pelo presente estudo, a algometria elétrica, tem como hipótese ofertar um novo método de avaliação da dor proveniente de patologias, por meio de um dispositivo elétrico que evite uma variabilidade interavaliador significativa, além de apresentar fácil manuseio sem a necessidade de treinamento intensivo antes do uso, otimizando o tempo na prática clínica.

Para a comparação interavaliador, foi realizado o teste t para avaliar se as diferenças entre as médias dos limiares, obtidos pelos dois avaliadores, são diferentes ou não de zero, a fim de verificar se há ou não concordância entre os avaliadores. Para que haja concordância entre avaliadores, o teste deve apresentar $p > 0,05$.

Os resultados do teste t mostraram, para o grupo masculino o $p = 0,34$ e para o grupo feminino o $p = 0,63$, o que nos mostra que a diferença entre as médias dos limiares não é significativa.

De acordo com os gráficos da figura 34, para avaliar se há viés de proporção na distribuição das diferenças entre as médias dos dois avaliadores foi realizada a regressão linear simples. Nessa análise, se para a análise de significância da média (ANOVA) o resultado for $p < 0,05$, pode-se afirmar que existe um viés de proporção, o que significa que os valores das diferenças se concentram mais acima ou mais abaixo da linha média das diferenças, apresentando uma tendência sistemática para erros nos valores obtidos pelos dois avaliadores. Nos resultados do presente estudo, podemos notar que, para ambos os grupos, os valores das diferenças estão distribuídos de forma homogênea acima e abaixo da linha média das diferenças nos gráficos, o que nos mostra que não há viés de proporção para os achados dos dois grupos.

Todos esses dados obtidos nos mostram que os dois avaliadores da algometria elétrica concordam entre si, não apresentando variabilidade interavaliador significativa para os grupos masculino e feminino, o que sugere que esse novo método proposto pode ser utilizado nos ambientes de clínicas e consultórios por avaliadores distintos para medição do limiar de percepção dolorosa, sem variação significativa entre as medidas obtidas pelos avaliadores.

5.2.3 Comparação dos limiares de percepção dolorosa entre os gêneros

O limiar de dor por pressão induzida experimentalmente tem sido usado extensivamente para avaliar a percepção de dor, e a eficácia das intervenções terapêuticas para o tratamento da dor (KOSEK e ORDEBERG, 2000a, b; HONG et al., 1993; OHRBACH e GALE, 1989a; FISCHER, 1987a). Tratamentos que induzem mudanças no limiar de dor observadas em laboratório se correlacionam com as mudanças no estado clínico de dor e, como tal, o limiar de dor à pressão é considerado um modelo experimental útil (FISCHER, 1987b).

Muito estudos em relação à quantificação do limiar de dor à pressão sugerem que existem diferenças entre os sexos, com as mulheres exibindo menores limiares (FILLINGIM, 2000; FILLINGIM e MAIXNER, 1995). Esta diferença é relatada como independente da anatomia local de medição, embora haja uma tendência de maior divergência em áreas anatômicas mais inervadas (FILLINGIM et al., 1999). O estudo de Riley et al. (1998) é uma metanálise que investigou as diferenças de gênero em resposta à dor induzida mecanicamente por pressão e mostrou que as mulheres exibem limiares de dor mais baixos que os homens. Na verdade, a metanálise revelou

que os estímulos mecânicos demonstraram diferenças de gênero mais consistentes no limiar de dor quando comparado com outras formas de estímulos experimentais.

Em contrapartida, outros estudos mostraram que não foram encontradas diferenças de gênero em relação ao limiar de dor à pressão (Chesterton et al., 2003). Embora a maioria desses estudos não satisfaça o tamanho de amostra ($n=41$ por grupo no mínimo) recomendado e sugerido por Riley et al. (1998), há um número suficiente para indicar a falta de consenso na literatura. Curiosamente, um grande estudo ($n=207$) de Lee et al. (1994) identifica algumas diferenças significativas de gênero nos resultados. No entanto, estes foram observados em menos de 50% dos locais medidos (seis dos treze pontos anatômicos). Esses achados contrastam com as sugestões de Fillingim et al. (1999), o qual mostrou que as diferenças de gênero são independentes do local de medição.

Um outro aspecto importante referente às medições do limiar de dor à pressão que, no entanto, não foram relatadas, é a relevância do gênero em resposta a medições repetidas. Muitos estudos avaliaram protocolos com repetidas medições do limiar usando algometria de pressão para mostrar altos níveis de confiabilidade (ANTONACI et al., 1998; NUSSBAUM e DOWNES, 1998). Esta questão pode ser importante, pois Sarlani e Greenspan (2002) mostraram que uma maior soma temporal pode ocorrer em mulheres em comparação com homens, em resposta à dor mecanicamente evocada aplicada rapidamente em níveis supra limiares (doze séries de dez estímulos repetitivos em intervalos de 1–6 s). Embora este estudo não tenha demonstrado diferença de gênero geral, efeitos de interação do estímulo com o gênero foram claramente demonstrados, fazendo com que as mulheres dessem classificações mais altas de dor. O poder estatístico do estudo de Sarlani e Greenspan (2002) não foi relatado e o tamanho da amostra é relativamente pequeno ($n=20$). É, portanto, possível que haja respostas aos limiares variáveis com o gênero em muitas medidas repetidas.

Muitos estudos experimentais prospectivos usaram medidas com várias repetições como protocolo e incluíram ambos os grupos de gênero (Alves-Guerreiro et al., 2001; Kosek e Ordeberg, 2000b; Fischer 1987b; Hong et al., 1993). Porém, a conclusão desses estudos é que esta questão requer mais investigação.

Uma revisão de literatura de 172 estudos descobriu que, com poder estatístico suficiente, os limiares de dor à pressão foram mais baixos em mulheres do que em homens (RACINE et al., 2012). Outros resultados confirmaram essa diferença, mas sua magnitude foi substancialmente

inconsistente (CHESTERTON et al., 2003; CÁMARA et al., 2020). Igualmente inconsistentes são os limiares dentro do mesmo sexo e até mesmo no mesmo local de medição entre os estudos. Esta inconsistência pode ser devido aos métodos de medição (CÁMARA et al., 2020).

O presente estudo teve como objetivo desenvolver e validar um dispositivo de algometria elétrica para avaliação do limiar de percepção dolorosa, comparando-o ao algômetro convencionalmente utilizado para medição do limiar de percepção dolorosa por pressão. Além disso, teve como objetivo compreender as diferenças entre os gêneros em relação ao limiar de dor à pressão e limiar de dor por corrente elétrica. Tendo em vista o histórico acima descrito, os estudos mostram que existem controvérsias em relação às diferenças dos limiares de dor à pressão entre os gêneros, e que mais estudos são necessários para melhor esclarecer essa questão. Porém, não existem evidências científicas em relação ao método proposto de algometria elétrica e em relação às diferenças quanto ao gênero dos indivíduos.

No presente estudo, foi realizado o teste t para amostras independentes, visando avaliar se existe interferência quanto ao gênero no limiar de dor à pressão obtido por um mesmo avaliador e no limiar de dor por corrente elétrica obtido por meio de dois avaliadores distintos.

Previamente ao teste t, foi aplicado o teste de Levene, o qual é um teste para análise da homogeneidade da variação, visando avaliar se os dados são homogêneos. O teste de Levene apresenta duas hipóteses: a hipótese nula (H_0), onde existe igualdade de variância, ou seja as variâncias são homogêneas, sendo o valor de $p > 0,05$; e a hipótese alternativa (H_1), onde não existe igualdade de variância, ou seja, as variâncias não são homogêneas, sendo o valor de $p < 0,05$. Em seguida, foi aplicado o teste t para avaliar as igualdades de médias, sendo que a hipótese nula (H_0) determina que a média do grupo masculino é igual à média do grupo feminino, se $p > 0,05$; e a hipótese alternativa determina que a média do grupo masculino é diferente da média do grupo feminino, se $p < 0,05$.

Em relação ao limiar de dor à pressão obtido por um mesmo avaliador, no teste de Levene o valor de p foi 0,63 e no teste t o valor de p foi 0,17, mostrando que para ambos os testes a hipótese foi nula e existe igualdade de médias entre o grupo masculino e feminino, ou seja, eles são homogêneos e não existe diferenças significativas entre eles. Esses achados corroboram os resultados obtidos nos estudos de Chesterton et al. (2003) e Cámara et al. (2020) para o limiar de dor à pressão.

Para o limiar de dor por corrente elétrica obtido por um dos avaliadores (definido como avaliador 1), no teste de Levene o valor de p foi 0,007 e no teste t o valor de p foi 0,002, mostrando que para o teste de Levene foi encontrada a hipótese alternativa, onde não existe igualdade de variâncias, ou seja, os grupos masculino e feminino não são homogêneos; e para o teste t também foi encontrada a hipótese alternativa, onde a média do grupo masculino é diferente da média do grupo feminino, pois os valores de p foram menores que 0,05. Dessa forma, podemos afirmar que o teste t independente mostrou que, em média, o grupo masculino (Limiar médio= 8,89) apresentou o limiar de dor por corrente elétrica superior ao do grupo feminino (Limiar médio= 6,74), sendo o resultado do teste t de $t=3,19;p<0,05$.

Nos resultados referentes ao limiar de dor por corrente elétrica obtido pelo segundo avaliador (definido como avaliador 2), no teste de Levene o valor de p foi 0,01 e no teste t o valor de p foi 0,001, mostrando que para o teste de Levene foi encontrada a hipótese alternativa, onde não existe igualdade de variâncias, ou seja, os grupos masculino e feminino não são homogêneos; e para o teste t também foi encontrada a hipótese alternativa, onde a média do grupo masculino é diferente da média do grupo feminino, pois os valores de p foram menores que 0,05. Dessa forma, podemos afirmar que o teste t independente mostrou que, em média, o grupo masculino (Limiar médio= 9,27) apresentou o limiar de dor por corrente elétrica superior ao do grupo feminino (Limiar médio= 6,64), sendo o resultado do teste t de $t=3,41;p<0,05$.

Os achados referentes ao limiar de dor por corrente elétrica obtido pelos dois avaliadores diferentes mostraram que o quesito gênero interferiu nos valores dos limiares de dor no local escolhido para avaliação, sendo que o grupo masculino apresentou maior limiar de dor comparado ao grupo feminino, mesmo quando as mensurações foram realizadas por avaliadores distintos, o que mostra que esses resultados não sofreram interferência do avaliador, pois foram dois avaliadores, e não apenas um. Dessa forma, é importante que o profissional da saúde, ao manusear esse dispositivo de avaliação da dor por corrente elétrica, leve em consideração o gênero do indivíduo e, possivelmente, o local de avaliação.

No presente estudo foi optado por apenas um local de avaliação, o centro do primeiro músculo interósseo dorsal da mão, sendo que este local pode apresentar maior volume muscular e/ou tecido adiposo no grupo masculino quando comparado ao grupo feminino. Isso pode contribuir para que haja maior impedância no tecido alvo, e talvez isso possa ter interferido no resultado, mostrando a necessidade de maior intensidade de corrente elétrica no grupo masculino, e, portanto,

um limiar de dor maior nos homens do que nas mulheres. Novos estudos clínicos são necessários para avaliar as causas para essa diferença de limiares entre os gêneros.

5.2.4 Escala Visual Numérica/Analógica de Dor (EVA)

Um método muito preciso e objetivo é o teste sensorial quantitativo da dor realizado por ressonância magnética funcional (BALIKI et al., 2009). Outros métodos mais “subjetivos”, porém relevantes para os pacientes se referem a algometria e as escalas de dor. Para esses métodos é possível medir a pressão ou corrente elétrica até um estímulo percebido como doloroso, ou classificar a intensidade do estímulo em uma escala analógica (avaliação analógica da dor) (HJERMSTAD et al., 2011).

Embora a Escala Visual Analógica da dor seja a ferramenta para avaliação da dor mais popular e os pacientes consideram o desfecho mais relevante, é raramente usada em teste sensorial quantitativo de dor, e completamente ausente em investigações que visam avaliar as diferenças de idade e gênero (OLSEN et al., 2017; STUDER et al., 2017). Diversos estudos experimentais mostraram que a entrega de pressão pelo avaliador varia consideravelmente durante aplicações com os dispositivos de algometria (MELIA et al., 2019). A vantagem da Escala Analógica de dor é que o nível de desconforto é definido em uma escala analógica de classificação de dor de zero a dez, sendo uma mudança ou diferença clinicamente relevante se for pelo menos dois pontos, ou 30% do valor inicial (FARRAR et al., 2001).

No presente estudo, foi aplicada a Escala Visual Analógica da Dor para avaliar o nível de desconforto causado pelos métodos de algometria por pressão e algometria elétrica, visando comparar o nível de desconforto gerado por ambos os métodos quando aplicados por um mesmo avaliador. Além disso, foi avaliado o nível de desconforto gerado pela algometria elétrica quando aplicada por dois avaliadores distintos. Essas análises foram realizadas para cada grupo individualmente, masculino e feminino, e também na comparação entre os grupos.

1) EVA: Algometria por pressão comparada à algometria elétrica pelo mesmo avaliador

Para a comparação dos valores da EVA, foi realizado o teste t para avaliar se as diferenças entre as médias dos valores de EVA, obtidos pelo mesmo avaliador com a algometria por pressão

e algometria elétrica, são diferentes ou não de zero para verificar se há ou não concordância entre os métodos em relação ao nível de desconforto gerado por eles. Para que haja concordância, o p deve apresentar valor maior que 0,05.

Os resultados do teste t mostraram para o grupo masculino $p = 0,000$, e para o grupo feminino $p = 0,01$, o que mostra que a diferença entre as médias dos valores de EVA é significativamente diferente de zero, sendo assim, pode-se sugerir que não há uma concordância entre os métodos em relação aos valores de EVA para ambos os grupos. A avaliação por meio da algometria elétrica e da algometria por pressão promoveu níveis de desconforto distintos em ambos os gêneros. Esses achados são considerados inéditos, pois até o momento não havia um dispositivo como este, destinado a avaliação do limiar de percepção dolorosa por corrente elétrica.

2) EVA: Algometria elétrica por avaliadores distintos

Para a comparação dos valores da EVA, foi realizado o teste t para avaliar se as diferenças entre as médias dos valores de EVA, obtidos por dois avaliadores distintos com a algometria elétrica, são diferentes ou não de zero para verificar se há ou não concordância entre os avaliadores em relação ao nível de desconforto gerado por eles. Para que haja concordância, o p deve apresentar valor maior que 0,05.

Os resultados do teste t mostraram para o grupo masculino $p = 0,35$, e para o grupo feminino $p = 0,51$, o que mostra que a diferença entre as médias dos valores de EVA não é significativamente diferente de zero. Assim, pode-se sugerir que há uma concordância entre os dois avaliadores com a algometria elétrica em relação aos valores de EVA para ambos os grupos. A avaliação por meio da algometria elétrica realizada por dois avaliadores distintos promoveu níveis de desconforto similares dentro de cada gênero. Esses achados podem ser considerados inéditos e mostram que o método de algometria elétrica independe do avaliador em relação aos níveis de desconforto gerado pela técnica de avaliação.

3) EVA: Comparação entre os gêneros para algometria elétrica

No presente estudo, foi realizado o teste t para amostras independentes, visando avaliar se existe diferença nos níveis de desconforto obtidos através da EVA, quanto ao gênero dos indivíduos, quando realizada a algometria elétrica por dois avaliadores distintos.

Previamente ao teste t foi aplicado o teste de Levene, assim como na análise de comparação dos limiares de dor entre os gêneros.

Para os valores de EVA obtidos após a algometria elétrica pelo avaliador 1, no teste de Levene o valor de p foi 0,83, e no teste t o valor de p foi 0,93, mostrando que para o teste de Levene foi encontrada a hipótese nula, onde existe igualdade de médias entre o grupo masculino e feminino, ou seja, eles são homogêneos e não existem diferenças significativas entre eles em relação ao nível de desconforto gerado pela algometria elétrica quando aplicada pelo avaliador 1. O mesmo acontece com os resultados referentes os valores de EVA obtidos após a algometria elétrica pelo avaliador 2: no teste de Levene, o valor de p foi 0,57, e no teste t o valor de p foi 0,84, mostrando que para o teste de Levene foi adotada a hipótese nula, onde existe igualdade de médias entre o grupo masculino e feminino, ou seja, eles são homogêneos e não existem diferenças significativas entre eles em relação ao nível de desconforto gerado pela algometria elétrica quando aplicada pelo segundo avaliador também.

Todos esses dados obtidos nos mostram que os dois avaliadores concordam entre si em relação ao nível de desconforto gerado quando realizada a algometria elétrica, não apresentando variabilidade interavaliador significativa dentro de um mesmo gênero e também quando comparado entre os gêneros masculino e feminino. Esses resultados sugerem que esse novo método proposto pode ser utilizado nos ambientes de clínicas e consultórios para a medição do limiar de percepção dolorosa, sem diferença no nível de desconforto gerado pela técnica quando aplicada por avaliadores distintos, além do nível de desconforto não apresentar diferença em relação ao gênero dos indivíduos.

6 CONCLUSÕES

O formato de onda e tipo de estimulação gerado pelo dispositivo foi efetivo para o propósito do dispositivo de avaliação do limiar de dor.

A algometria elétrica foi capaz de promover a mensuração do limiar de percepção dolorosa com os fatores limitantes da algometria por pressão minimizados, no que se refere a necessidade de treinamento intensivo para o seu manuseio e a variabilidade interavaliadores. Além disso, apre-

sentou excelente confiabilidade intra e interavaliadores, mostrando que não há variações significativas quando realizada por avaliadores distintos. Além disso, o método de avaliação com o dispositivo mostrou ser fácil e simples de ser reproduzido.

A algometria elétrica não promove variações intragênero nos limiares de dor, quando aplicada por avaliadores distintos, porém apresentou diferenças entre os gêneros masculino e feminino, independente do avaliador, mas com níveis de desconforto similares. Esta é uma alternativa terapêutica sem variabilidade interavaliadores, porém, com a necessidade de atenção do avaliador quanto ao gênero do indivíduo a ser avaliado.

Os resultados do presente estudo mostraram que a algometria elétrica pode ser um novo método de diagnóstico clínico quantitativo para a avaliação da dor. Uma limitação para o presente estudo é o fato das mensurações terem sido realizadas em um único local anatômico de avaliação. Novos estudos são necessários para avaliar os efeitos da algometria elétrica, sua variabilidade e aplicabilidade clínica, quando realizada em outros locais anatômicos de avaliação e, em outras populações.

7 REFERÊNCIAS

ANTONACI, F., SAND, T., LUCAS, G. A. Pressure algometry in healthy subjects: inter-examiner variability. *Scand J Rehab Med*, 30, 1998. 3-8.

CHADO, H.N. The current perception threshold evaluation of sensory nerve function in pain management. *Pain Digest*, 5, 1995. 127-134.

CHESTERTON, L., BARLAS, P., FOSTER, N., LUNDEBERG. T., WRIGHT, C., BAXTER, G. Sensory stimulation (TENS): effects of parameter manipulation on mechanical pain thresholds in healthy human subjects. *Pain*, 99, 2002. 253–262.

CHESTERTON, L.S., BARLAS, P., FOSTER, N.E., BAXTER, G.D., WRIGHT, C.C. Gender differences in pressure pain threshold in healthy humans. *Pain*, 101, 2003. 259–266.

EDDY, N. B. Studies of morphine, codeine and their derivatives; general methods. *J. Pharmacol. And Exper. Therap.*, 45, 1932. 339.

FERRACINI, G. N., SPECIALI, J.G. Pressure pain threshold in children with headache. *Rev Dor. São Paulo*, 12, n. 3, 2011. 270-3.

FILLINGIM, R.B., KING, C.D., RIBEIRO-DASILVA, M.C., RAHIMWILLIAMS, B., RILEY, J.L. Sex, Gender, and Pain: A Review of Recent Clinical and Experimental Findings. *J Pain*, 10, n. 5, 2009. 447–485.

FISCHER, A.A. Pressure threshold measurements for diagnosis of myofascial pain and evaluation of treatment results. *Clin J Pain*, 2, 1987. 207.

GARDNER, E. P., MARTIN, J. H. "Coding of Sensory Information", In: Principles of Neural Sciences, 4th ed., Eds.: KANDEL, E.R., SCHWARTZ, J.H., JESSELL, T.M. New York: McGraw-Hill, 2000, 411-429.

GIAMBERARDINO, M.A., BERKLEY, K.J., IEZZI, S., BIGONTINA, P., VECCHIET, L. Pain threshold variations in somatic wall tissues as a function of menstrual cycle, segmental site and tissue depth in nondysmenorrheic women, dysmenorrheic women and men. *Pain*, 71, 1997. 187–197.

GOLDSCHIEDER, A. *Temperatursinn des Menschen Handbuch der Normalen und Pathologischen Physiologie*. Springer, Berlin, 11, 1926. 131.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. 511-61.

JENSEN, K. et al. Pressure-pain threshold in human temporal region. Evaluation of a new pressure algometer. *Pain*, 25, 1986. 313-323.

KOSEK, E.; EKHOLM, J.; NORDEMAR, R. A comparison of pressure pain thresholds in different tissues and body regions. *Scand J Med.*, 25, 1993. 117-124.

LAUTENBACHER, S., ROLLMAN, G.B. Sex differences in responsiveness to painful and non-painful stimuli are dependent upon the stimulation method. *Pain*, 53, 1993. 255–264.

LOW, J., REED, A. *Eletroterapia Explicada*. 3. ed. São Paulo: Manole, 2001. 472.

LUND, I., LUNDEBERG, T., KOWALSKI, J., SVENSSON, E. Gender differences in electrical pain threshold responses to transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). *Neuroscience Letters*, 375, 2005. 75–80.

MARTIN, E. G. A quantitative study of faradic stimulation. II. The calibration of the inductorium for break shocks. *Amer. J. Physiol.*, 22, 1908. 116.

NUSSBAUM, E.L., DOWNES, L. Reliability of clinical pressure-pain algometric measurements obtained on consecutive days. *Phys Ther*, 78, n. 2, 1998. 160-169.

OSHIMA, M., OGAWA, R., LONDYN, D. Current perception threshold increases during pregnancy but does not change across menstrual cycle. *J. Nippon Med. Sch*, 69, 2002. 19–23.

PIOVESAN, E. J. et al. Utilização da algometria de pressão na determinação dos limiares de percepção dolorosa trigeminal em voluntários sadios: Um novo protocolo de estudos. *Arq Neuropsiquiatr*, 59, n. 1, 2001. 92-96.

RILEY, J.L., ROBINSON, M.E., WISE, E.A., MYERS, C.D., FILLINGIM, R.B. Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: A meta-analysis. *Pain*, 74, 1998. 181–187.

RO, L.S. et al. Current perception threshold testing in Fabry's disease. *Muscle & Nerve*, 22, n. 11, 1999. 1531-1537.

SHIFREN, J.L., GASS, M.L., GROUP NRfCCoMWW. The North American Menopause Society recommendations for clinical care of midlife women. *Menopause*, 21, n.10, 2014.1038–1062.

TACK, C.J. et al. Comparison of clinical examination, current and vibratory perception threshold in diabetic polyneuropathy. *The Netherlands Journal of Medicine*, 44, n. 2, 1994. 41-49.

TEIXEIRA, M.J. et al. Fisiopatologia da dor musculoesquelética. *Rev Med (São Paulo)*. 80 (ed.esp.pt.1), 2001b. 63-77.

TIERRA-CRIOLLO, C. J. et al. Agrupamento de sensações somatossensoriais com estimulação de corrente senoidal. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, 22, n. 2, 2006. 143-149.

TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y., MARCHAND, S. Aging Independently of the Hormonal Status Changes Pain Responses in Young Postmenopausal Women. *Pain Research and Treatment*, 2012. 1 -7.

VENANCIO, R.C., PELEGRINI, S., GOMES, D.Q., NAKANO, E.Y., LIEBANO, R.E. Effects of Carrier Frequency of Interferential Current on Pressure Pain Threshold and Sensory Comfort in Humans. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94, 2013. 95-102.

VINIK, A.I. et al. Quantitative measurement of cutaneous perception in diabetic neuropathy. *Muscle & Nerve*, 18, n. 6, 1995. 574-584.

KOSEK, E.; COHEN, M.; BARON, R.; GEBHART, G.F.; MICO, J.A.; RICE, A.S. et al. Do we need a third mechanistic descriptor for chronic pain states? *Pain*; 2016;157(7):1382-6. 18.

GRANAN, L.P. We do not need a third mechanistic descriptor for chronic pain states! Not yet. In: *Pain*. United States; 2017. 179. 19.

COHEN, M.; QUINTNER, J.; VAN RYSEW, Y.K.S. Reconsidering the International Association for the Study of Pain definition of pain. *Pain Rep*; 2018;3(2): e634.

LOESER JD, TREEDE RD. The Kyoto protocol of IASP Basic Pain Terminology. *Pain* 2008;137(3):473-7.

BALIKI MN, APKARIAN AV. Nociception, Pain, Negative Moods, and Behavior Selection. *Neuron* 2015;87(3):474-91.

BARON R, BINDER A, WASNER G. Neuropathic pain: diagnosis, pathophysiological mechanisms, and treatment. *Lancet Neurol* 2010;9(8):807-19.

WOOLF CJ. What is this thing called pain? *J Clin Invest* 2010;120(11):3742-4.

MARCHAND, S. The Physiology of Pain Mechanisms: From the Periphery to the Brain. *Rheumatic Disease Clinics of North America, Canada*, 34, n. 2, 285-309, mai/2008.

KLAUMANN et al. Fisiopatologia da Dor. *Archives of Veterinary Science, Brasil*, 13, n. 1, p. 1-12, mar./2008.

ROCHA, A. P. C. et al. Dor: Aspectos Atuais da Sensibilização Periférica e Central. *Revista Brasileira de Anestesiologia, Brasil*, v. 57, n. 1, p. 94-105, jan./2007.

STEEDS, Charlotte E. The anatomy and physiology of pain. *Surgery - Oxford International Edition, Oxford*, 34, n. 2, 55-59, set./2010.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. *Textbook of Medical Physiology*. 11. ed. Philadelphia, Pennsylvania: Elseviers Saunders, 2006. p. 598-604.

CROSS, S.A. Pathophysiology of Pain. *Mayo Clinic Proceedings, Rochester*, 69, n. 1, 375-383, abr./1994.

BEAR, M.F., COORS, B.W.; PARADISO MICHAEL, A. (2002). *NEUROCIÊNCIA - Desvendando o Sistema Nervoso* [Livro]. - São Paulo: ARTMED, 2002. ISBN - 0-683-30596-4.

KADEL, E. R.; SCHUWARTS, J. H.; JESSEL T. M. (2000). *Princípios da Neurociência* [Livro]. - São Paulo: Manole, 2000.

BRODAL, A. (1984). *Anatomia Neurológica com Correlações Clínicas* [Livro]. - São Paulo: São Paulo, Roca, 1984.

DUUS P. (1997). *Diagnóstico Topográfico em Neurologia* [Livro]. - [s.l.]: Cultura Médica, 1997.

YARITSKY D.; FOWLER C.J. Quantitative sensory testing [Artigo]//*Clinical Neurophysiology*. - [s.l.]: Oxford: Butterworth-Heinemann, 1995. - In: Osselton JW (ed.). 253-270.

GARDNER E. P.; MARTI J. H. (2000). Coding of Sensory Information [Book Section] // Principles of Neural Sciences / book auth. KANDAL E. R., SCHWARTZ J. H.; JESSEL T. M.. - [s.l.] : McGraw-Hill, 2000. - 4th.

SHUKLA G.; BHATIA M.; BEHARI M. Quantitative thermal sensory testing—value of testing for both cold and warm sensation detection in evaluation of small fiber neuropathy. *Clin Neurol Neurosurg*. 2005. 107. 486-490.

GEDDES L. A. (1994). The first stimulators. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 1994. 13. - Vol. 4. 532-542.

CHONG P.S.; CROS D. P. (2004). Quantitative sensory testing equipment and reproducibility studies. *American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2004. 29. 734-747.

MANNHEIMER JEFFREY S.; LAMPE GERALD. (1984). *Clinical Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation* [Livro]. - Philadelphia: F.A. Davis Company, 1984. ISBN - 0-8036-5832-X.

MATSUTOMO R., TAKEBAYASHI K.; ASO Y. Assessment of Peripheral Neuropathy Using Measurement of the Current Perception Threshold with the Neurometer® in Patients with Type 2 Diabetes Mellitus. *The Journal of International Medical Research*. 2005. 33. 442-453.

UKIMURA O. et al. (2003). Neuroselective Current Perception Threshold Evaluation of Bladder Mucosal Sensory Function. *European Urology*. 2003. 45. 70-76.

LANDER L.; LOU W.; HOUSE R. (2007). Nerve conduction studies and current perception thresholds in workers assessed for hand–arm vibration syndrome. *Society Occupational Medicine*. - [s.l.] : Oxford University, 11 de April de 2007. 284-289.

KANG E. K. [et al.]. Comparison between nerve conduction studies and current perception threshold test in carpal tunnel syndrome. *Clinical Neurophysiology*. 2008. 38. 127-131.

LIU L.L. [et al.]. The Effects of Electrical Stimulation at Different Frequencies on Perception and Pain in Human Volunteers: Epidural Versus Intravenous Administration of Fentanyl [Artigo] // Anesth Analg. 1996. 82. 98-102.

BRAGA E. Q. e TIERRA-CRIOLLO C. J. (2008). SOBI with robust orthogonalization to remove the artefact stimulus in evoked potential: 5Hz Current sinusoidal Stimulus. First International Conference on Bioinspired System and Signal Processing BIOSIGNALS 2008. - Furchal : [s.n.], 2008. Vol. 1. 273-276.

REILLY J. PATRICK [et al.] (1992). Electrical Stimulation and Electropathology [Livro]. - New York: Cambridge University Press, 1992. ISBN - 0-521-41791-0.

BURTON C. E. [et al.]. (1974). The application of Body analysis to skin impedance [Book Section] // Psychophysiology. - 1974.

WEBSTER J. G. (2000). Medical Instrumentation Application and Design [Livro]. -[s.l.]: John Wiley & Sons, Inc., 2000.

LOW J & REED A (2000). Electrotherapy explained: principles and practice [Livro]. - [s.l.] : Elsevier Health Sciences, 2000. - 3rd. ISBN - 0750641495.

ROBINSON A. J. & SNYDER-MACKLER L. (2007). Clinical Electrophysiology - Electrotherapy and Electrophysiologic Testing [Livro]. -[s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins, 2007. - Terceira: p. 555. ISBN - 0781744849.

COSTA E.T. (2005). ELETRODOS PARA MEDIÇÃO DE BIOPOTENCIAIS [Relatório]. - Campinas: UNICAMP, 2005.

LOWENSTEIN L.; JESSE K.; KENTON K. (2008). Comparison of perception threshold testing and thermal-vibratory testing. Muscle & Nerve. – April de 2008. - 37. - pp. 514-517.

NEUROTRON Inc. (2002). Neurometer CPT/C - Operation Manual. - 16 de 5 de 2002. - pp. 2.1-2.2.

OH S. J. (2002). Clinial Electromyography: Nerve Conduction Studies [Livro]. - [s.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2002. ISBN - 0781736811.

BRAHME, A. Comprehensive Biomedical Physics: Physical Medicine and Rehabilitation. 1. ed. Amsterdã: Elsevier, 2014. p. 232-253.

AUGUSTO ACC, SOARES CPS, RESENDE MA, PEREIRA LSM. Pain assessment in elderly with Alzheimer's disease: a review. Textos Envelhecimento v.7 n.1 Rio de Janeiro 2004.

CARVALHO DS, KOWACS PA. Avaliação da intensidade de dor. Migrêneas cefaleias 2006;9(4):164-168.

ANDRADE FA, PEREIRA LV, SOUSA FAEF. Mensuração da dor no idoso: uma revisão. Rev Latino-am Enfermagem 2006 março-abril; 14(2):271-6.

MELZACK R. The McGill pain questionnaire major properties and scoring methods. Pain, Vol 1, nº 3 (September 1975), 277-299.

KEELE KD. Pain sensitivity tests: the pressure algometer. Lancet 1954;1:636-639.

PIOVESAN, E.C.; TATSUI C.E.; KOWACS P.A.; LANGE M.C.; PACHECO C., WERNECK L.C. Utilização da algometria de pressão na determinação dos limiares de percepção dolorosa trigeminal em voluntários sadios. Arq. NeuroPsiquiatr. vol.59 no.1 São Paulo Mar. 2001.

PORTNEY, L.G., WATKINS, M.P., 2009. Foundations of Clinical Research- Applications to Practice, 3rd Edition, third ed. Pearson Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ.

NELSON, M., 1997. The validation of dietary assessment. In: Margetts, B.M., Nelson, M. (Eds.), *Design Concepts in Nutritional Epidemiology*, second ed, Oxford Medical Publications, Oxford, p. 242.

BATTERHAM AM, GEORGE KP. Reliability in evidence based clinical practice: a primer for allied health professionals. *Phys Ther Sport*. 2003;1:54–61.

CHESTERTON, L. S., SIM, J., WRIGHT, C. C., & FOSTER, N. E. (2007). Interrater Reliability of Algometry in Measuring Pressure Pain Thresholds in Healthy Humans, Using Multiple Raters. *The Clinical Journal of Pain*, 23(9), 760–766.

NUSSBAUM EL, DOWNES L. Reliability of clinical pressure-pain algometric measurements obtained on consecutive days. *Phys Ther*. 1998; 78:160–169.

MOREIRA T. (2016). <https://www.embarcados.com.br/projeto-eletrocardiografo/>

CHILDS, J.D., PIVA, S.R., FRITZ, J.M., 2005. Responsiveness of the numeric pain rating scale in patients with low back pain. *Spine* 30 (11), 1331e1334.

MAJANI, G., TIENGO, M., GIARDINI, A., CALORI, G., DE MICHELI, P., BATTAGLIA, A., 2003. Relationship between MPQ and VAS in 962 patients. A rationale for their use. *Minerva Anesthesiol*. 69 (1e2), 67e73.

WASSERMAN, J.B., STEELE-THORNBORROW, J.L., HALKIOTIS, M., YUEN, J., RIGGINS, E., 2016. Chronic caesarian section scar pain treated with fascial scar release techniques: a case series. *J. Bodyw. Mov. Ther*. 20 (4), 906e913.

KELLY-MARTIN, R., DOUGHTY, L., GARKAVI, M., & WASSERMAN, J. B. 2018. Reliability of modified adherometer and digital pressure algometer in measuring normal abdominal tissue and C-section scars. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.

ANTONACI, F., SAND, T., LUCAS, G.A. 1998. Pressure Algometry in Healthy Subjects: Inter-Examiner Variability. *Scand J Rehab Med* 30: 3–8.

BLAND, M.J.; ALTMAN, D. (1986). Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307–310.

BLAND, M.J.; ALTMAN, D. (2010). Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement. *International Journal of Nursing Studies*, 47, 931–936.

CHESTERTON, L. S., BARLAS, P., FOSTER, N. E., BAXTER, D. G., & WRIGHT, C. C. (2003). Gender Differences in Pressure Pain Threshold in Healthy Humans. *Pain*, 101(3), 259–266.

RACINE M, TOUSIGNANT-LAFLAMME Y, KLODA LA, DION D, DUPUIS G, CHOINIÈRE M. A systematic literature review of 10 years of research on sex/gender and experimental pain perception – part 1: are there really differences between women and men? *Pain*. 2012;153(3):602–618.

CÁMARA, R. J. A., GHARBO, R. K., & EGLOFF, N. (2020). Age and Gender as Factors of Pressure Sensitivity of Pain-Free Persons: Are They Meaningful? *Journal of Pain Research*, 13, 1849–1859.

BALIKI MN, GEHA PY, APKARIAN AV. Parsing pain perception between nociceptive representation and magnitude estimation. *J Neurophysiol*. 2009;101(2):875–887.

HJERMSTAD MJ, FAYERS PM, HAUGEN DF, et al. Studies comparing numerical rating scales, verbal rating scales, and visual analogue scales for assessment of pain intensity in adults: a systematic literature review. *J Pain Symptom Manage*. 2011;41(6):1073–1093.

OLSEN MF, BJERRE E, HANSEN MD, et al. Pain relief that matters to patients: systematic review of empirical studies assessing the minimum clinically important difference in acute pain. *BMC Med*. 2017;15(1):35.

STUDER M, STEWART J, EGLOFF N, et al. [Psychosocial stressors and pain sensitivity in chronic pain disorder with somatic and psychological factors (F45.41)]. *Schmerz*. 2017;31(1):40–46.

MELIA M, GEISLER B, KÖNIG J, et al. Pressure pain thresholds: subject factors and the meaning of peak pressures. *Eur J Pain*. 2019;23 (1):167–182.

FARRAR JT, YOUNG JP, LAMOREAUX L, WERTH JL, POOLE RM. Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on a 11-point numerical pain rating scale. *Pain*. 2001;94(2):149–158.

8 APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

ANÁLISE DO LIMIAR DE PERCEPÇÃO DOLOROSA POR MEIO DE ALGOMETRIA ELÉTRICA COMPARADA A ALGOMETRIA DE PRESSÃO EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS E AS DIFERENÇAS DOS LIMIARES ENTRE OS GÊNEROS

Pesquisadora Responsável: Renata Micheline Guidi

Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Instituição: Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação - UNICAMP

Nome do participante: _____

Idade: _____ anos **R.G.:** _____

Telefone para contato: _____

Número do CAAE: 62583316.6.0000.5404

Você está sendo convidado a participar como participante de um estudo. Este documento, chamado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, visa assegurar seus direitos e deveres como participante e é elaborado em duas vias, uma que deverá ficar com você e outra com o pesquisador. Por favor, leia com atenção e calma, aproveitando para esclarecer suas dúvidas. Se houverem perguntas antes ou mesmo depois de assiná-lo, você poderá esclarecê-las com o pesquisador. Se preferir, pode levar para casa e consultar seus familiares ou outras pessoas antes de decidir participar. Se você não quiser participar ou retirar sua autorização, a qualquer momento, não haverá nenhum tipo de penalização ou prejuízo.

Justificativa e objetivos: Os objetivos do estudo referem-se a avaliar o limiar de percepção dolorosa por meio de algometria elétrica (dispositivo que avalia o limiar de percepção dolorosa por meio de estimulação elétrica) em indivíduos saudáveis de ambos os gêneros; comparar o limiar de percepção dolorosa obtido pela algometria elétrica com os limiares obtidos através de algometria por pressão (dispositivo que avalia o limiar de percepção dolorosa por meio de pressão aplicada sobre um ponto específico na pele) nos mesmos indivíduos; além de avaliar se os limiares de percepção dolorosa obtidos pelos métodos de algometria elétrica e por pressão apresentam diferenças quanto ao gênero dos indivíduos avaliados (feminino e masculino).

A justificativa do trabalho se refere ao fato de que atualmente a avaliação clínica da dor é bastante limitada à métodos subjetivos, escalas visuais e à algometria de pressão, a qual é semi-quantitativa e apresenta alta variabilidade entre avaliadores e indivíduos avaliados, o que pode interferir na avaliação inicial da dor e na avaliação durante um programa de tratamento ou reabilitação de pacientes, levando a um falso diagnóstico. O método de algometria elétrica poderá apresentar menor variabilidade comparado à algometria por pressão utilizada hoje, visando proporcio-

nar benefícios e boa confiabilidade na avaliação clínica da dor. Além disso, este estudo visa fornecer um direcionamento clínico para o método de algometria de escolha para cada gênero (feminino e masculino) com resultados replicáveis. É possível inferir que a utilização do algômetro elétrico demandará menos treinamento ou experiência para o avaliador em relação ao algômetro de pressão.

Procedimentos: Para este estudo serão avaliados 60 participantes divididos em dois grupos experimentais, sendo 30 indivíduos saudáveis do sexo masculino (grupo 1) e 30 indivíduos saudáveis do sexo feminino (grupo 2) com idade entre 20 e 45 anos. A área corporal a ser avaliada será um ponto no dorso da mão dos membros superiores. Será coletado o limiar de percepção dolorosa dos participantes por meio de um dispositivo de estimulação elétrica transcutânea (algometria elétrica) e por meio de um algômetro de pressão com aumento de pressão linearmente a 5 N/cm²/s. As avaliações serão realizadas sequencialmente, sendo 3 medidas para cada um dos dois métodos (2 métodos: algometria elétrica e algometria de pressão) com intervalo de 30 segundos entre cada medida.

Haverá a necessidade do participante se deslocar ao local de avaliação em dois dias consecutivos. O participante receberá orientação em relação ao endereço exato do local de avaliação. No primeiro dia, todas as avaliações serão realizadas por um mesmo avaliador previamente treinado nos métodos. No dia seguinte, as avaliações com o método de algometria elétrica serão repetidas pelo mesmo avaliador e por um segundo avaliador também previamente treinado.

Será realizada a familiarização do participante quanto a sensação dolorosa gerada pelos métodos, sendo realizada uma medida com cada um dos métodos no mesmo ponto de avaliação na mão do membro superior dominante.

A Escala Visual Analógica da Dor (EVA) será utilizada como método comparativo do nível de desconforto (escala de 0 a 10), sendo a escala aplicada ao término de cada uma das medidas realizadas com cada método. Será entregue ao participante a escala impressa para que o mesmo identifique em qual faixa que se encontra sua sensação de dor (de zero a 10), sendo orientado que, zero (0) é a situação em que há ausência de dor e dez (10) é a pior dor imaginável.

Desconfortos e riscos: Aos participantes, os riscos inerentes ao estudo praticamente inexistem, tendo em vista que se trata de um método de avaliação não-invasivo e controlado pelo avaliador de modo que a avaliação é interrompida no momento em que o paciente referir a sensação dolorosa. Os riscos são considerados desprezíveis, pois não há riscos previsíveis.

Você **não** deve participar deste estudo se apresentar as seguintes situações: dor ou patologia na área a ser avaliada; cirurgias recentes com menos de 1 ano na área a ser avaliada; ter sido submetido a sessões de eletroterapia nos últimos 6 meses; apresentar dispositivo eletrônico implantado como o marcapasso cardíaco; apresentar neoplasias no local de tratamento; Índice de Massa Corporal (IMC) fora dos padrões de normalidade (IMC deve ser < 29,9); no caso do grupo feminino, as mulheres devem ser saudáveis em idade fértil com um ciclo menstrual normal; presença de *Diabetes Mellitus*, devido a patologia promover alteração da glicemia, o que também pode influenciar no limiar de percepção dolorosa por aumento da resistência tecidual ao estímulo elétrico; presença de patologias no membros superiores, pois ambos os membros serão avaliados pelos métodos de algometria; e os níveis de sensibilidade, aspectos cognitivos e neurológicos devem estar preservados. Os critérios de exclusão garantem segurança para os participantes selecionados.

Benefícios: atualmente a avaliação clínica da dor é bastante limitada à métodos subjetivos, escalas visuais e à algometria de pressão, a qual é semi-quantitativa e apresenta alta variabilidade

entre avaliadores e indivíduos avaliados, o que pode interferir na avaliação inicial da dor e na avaliação durante um programa de tratamento ou reabilitação de pacientes, levando a um falso diagnóstico. O método de algometria elétrica poderá apresentar menor variabilidade comparado à algometria por pressão utilizada hoje, visando proporcionar benefícios e boa confiabilidade na avaliação clínica da dor. Além disso, este estudo visa fornecer um direcionamento clínico para o método de algometria de escolha para cada gênero (feminino e masculino), com resultados replicáveis.

Para os participantes que buscam tratamentos médicos ou em clínicas de reabilitação, o benefício se refere ao fato de que, a avaliação da eficácia dos tratamentos poderá ser realizada de forma mais fidedigna, evitando um falso diagnóstico ou interpretação errônea da evolução clínica dos pacientes. Dessa forma, o método de algometria elétrica tende a apresentar menor variabilidade nas medições, visando um melhor acompanhamento do quadro doloroso dos pacientes.

Acompanhamento e assistência: Caso sejam detectadas situações que indiquem a necessidade de uma intervenção médica, fisioterapêutica, fonoaudióloga, o participante será orientado quanto a procura de assistência especializada para identificação do problema e acompanhamento da evolução do quadro clínico.

Sigilo e privacidade: Você tem a garantia de que sua identidade será mantida em sigilo e nenhuma informação será dada a outras pessoas que não façam parte da equipe de pesquisadores. Na divulgação dos resultados desse estudo, seu nome não será citado. Os resultados do estudo não farão parte de prontuário médico.

Ressarcimento: Não haverá ressarcimento de despesas ao participante, por exemplo, transporte, alimentação, diárias, etc. O estudo será feito durante a rotina do paciente, porém em horário que não atrapalhe o trabalho ou estudo do mesmo. Os horários de avaliação serão acordados entre o pesquisador e o participante, de acordo com a disponibilidade de ambos.

Métodos alternativos:

Dispositivo para algometria elétrica: O limiar de percepção dolorosa será avaliado por meio de algometria por estimulação elétrica. O dispositivo refere-se a um estimulador elétrico transcutânea via corrente, cujos parâmetros podem ser livremente controlados. A aplicação será realizada utilizando eletrodos autoadesivos conectados na pele do paciente. O dispositivo fornecerá uma corrente de estimulação monofásica positiva. O dispositivo apresentará onda quadrada, com duração de pulso e frequência variáveis. A amplitude da corrente será variável para avaliação do limiar de percepção dolorosa.

Dispositivo para algometria por pressão: O limiar de percepção dolorosa será avaliado por meio da algometria por pressão utilizando um algômetro de pressão. O algômetro de pressão é um dispositivo eletrônico portátil, o qual apresenta uma ponta metálica circular recoberta por borracha com área de 1 cm², a qual é posicionada perpendicular a pele e a pressão é aplicada linearmente a uma taxa constante de aproximadamente 5 N/cm²/s.

Não será exigida do participante da pesquisa, sob qualquer argumento, renúncia ao direito à indenização por dano.

Contato: Em caso de dúvidas sobre o estudo, você poderá entrar em contato com a pesquisadora Renata Micheline Guidi pelo endereço Rua Silva Pinto, nº 161, Centro, Amparo-SP ou pelo telefone (19) 991447502.

Em caso de denúncias ou reclamações sobre sua participação no estudo, você pode entrar em contato com a secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Rua: Tessália Vieira de Carmargo, 126; CEP 13083-887 Campinas – SP; telefone (19) 3521-8936; fax (19) 3521-7187; e-mail: cep@fcm.unicamp.br.

Consentimento livre e esclarecido:

Após ter sido esclarecimento sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e o incômodo que esta possa acarretar, aceito participar:

Nome do(a) participante:

(Assinatura do participante)

Data: ____/____/____.

Responsabilidade do Pesquisador:

Asseguro ter cumprido as exigências da resolução 466/2012 CNS/MS e complementares na elaboração do protocolo e na obtenção deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Asseguo, também, ter explicado e fornecido uma cópia deste documento ao participante. Informo que o estudo foi aprovado pelo CEP perante o qual o projeto foi apresentado. Comprometo-me a utilizar o material e os dados obtidos nesta pesquisa exclusivamente para as finalidades previstas neste documento ou conforme o consentimento dado pelo participante.

(Assinatura do pesquisador)

Data: ____/____/____.

9 APÊNDICE B

FICHA DE AVALIAÇÃO

1. DADOS PESSOAIS E ASPECTOS DE INCLUSÃO

1.1 Nome do Participante: _____

1.2 Idade: _____ **Sexo:** Feminino () Masculino ()

1.3 Ciclo menstrual (Se sexo feminino):

- () Início da menstruação (dia 0)
- () Fase menstrual (dias 1-6)
- () Fase folicular (dias 1-12)
- () Fase ovulatória (dias 12-16)
- () Fase lútea (dias 17-22)
- () Pré-menstrual (dia 25-28)

1.4 Apresenta alguma/as das situações abaixo? () Não () Sim

- () Dor ou patologia na área a ser avaliada;
- () Cirurgias recentes com menos de 1 ano na área a ser avaliada;
- () Ter sido submetido a sessões de eletroterapia nos últimos 6 meses;
- () Presença de dispositivo eletrônico implantado como o marcapasso cardíaco;
- () Presença de neoplasias no local de tratamento;
- () Indivíduos com Índice de Massa Corpórea (IMC) fora dos padrões de normalidade (IMC deve ser < 29,9);
- () Presença de Diabetes Mellitus, devido a patologia promover alteração da glicemia, o que também pode influenciar no limiar de percepção dolorosa por aumento da resistência tecidual ao estímulo elétrico;
- () Presença de patologias nos membros superiores.
- () Níveis de sensibilidade, aspectos cognitivos e neurológicos não preservados.

2. AVALIAÇÃO DE SENSIBILIDADE:

Com os olhos fechados/vendados:

- Sensibilidade exteroceptiva tátil: _____
- Sensibilidade exteroceptiva dolorosa: _____

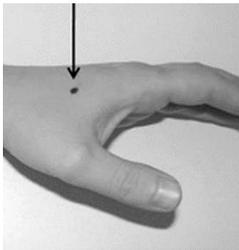
3. AVALIAÇÃO ALGOMETRIA DE PRESSÃO E ELÉTRICA - DIA 1

Temperatura da sala: _____

Sequência de avaliação pós-randomização – mesmo avaliador:

1º _____ Membro superior: _____

2º _____ Membro superior: _____



Realizar a marcação do ponto de avaliação. Ponto deve ser marcado sobre o centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

| ALGOMETRIA ELÉTRICA | ALGOMETRIA DE PRESSÃO |
|-------------------------------------|------------------------------------|
| Medida 0 (Familiarização): _____ mA | Medida 0 (Familiarização): _____ N |
| Intervalo de 30 s | Intervalo de 30 s |
| Medida 1: _____ mA | Medida 1: _____ N |
| EVA: _____ | EVA: _____ |
| Intervalo de 30 s | Intervalo de 30 s |
| Medida 2: _____ mA | Medida 2: _____ N |
| EVA: _____ | EVA: _____ |
| Intervalo de 30 s | Intervalo de 30 s |
| Medida 3: _____ mA | Medida 3: _____ N |
| EVA: _____ | EVA: _____ |

ESCALA VISUAL ANALÓGICA DE DOR (EVA)

De Zero a 10, sendo que, zero (0) é a situação em que há ausência de dor e dez (10) é a pior dor imaginável.



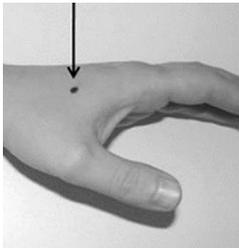
4. AVALIAÇÃO ALGOMETRIA ELÉTRICA – DIA 2

Temperatura da sala: _____

Sequência de avaliação pós-randomização:

Avaliador 1 - Membro superior: _____

Avaliador 2 - Membro superior: _____



Realizar a marcação do ponto de avaliação. Ponto deve ser marcado sobre o centro do ventre do primeiro músculo interósseo dorsal da mão.

| AVALIADOR 1 | AVALIADOR 2 |
|--------------------|--------------------|
| Medida 1: _____ mA | Medida 1: _____ mA |
| EVA: _____ | EVA: _____ |
| Intervalo de 30 s | Intervalo de 30 s |
| Medida 2: _____ mA | Medida 2: _____ mA |
| EVA: _____ | EVA: _____ |
| Intervalo de 30 s | Intervalo de 30 s |
| Medida 3: _____ mA | Medida 3: _____ mA |
| EVA: _____ | EVA: _____ |

ESCALA VISUAL ANALÓGICA DE DOR (EVA)

De Zero a 10, sendo que, zero (0) é a situação em que há ausência de dor e dez (10) é a pior dor imaginável.

