

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

Acurácia da força máxima de mordida bilateral e dos parâmetros eletromiográficos (RMS e FM) dos músculos mastigatórios durante mordida bilateral submáxima sustentada para a avaliação de mulheres com disfunção temporomandibular

Paulo Fernandes Pires

2017

TESE DE DOUTORADO

PAULO FERNANDES PIRES

**ACURÁCIA DA FORÇA MÁXIMA DE MORDIDA
BILATERAL E DOS PARÂMETROS
ELETROMIOGRÁFICOS (RMS E FM) DOS MÚSCULOS
MASTIGATÓRIOS DURANTE MORDIDA BILATERAL
SUBMÁXIMA SUSTENTADA PARA A AVALIAÇÃO DE
MULHERES COM DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientadora: Prof. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton

PIRACICABA
2017

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Marjory Harumi Barbosa Hito. CRB-8/9128

P667a	<p>Pires, Paulo Fernandes</p> <p>Acurácia da força máxima de mordida bilateral e dos parâmetros eletromiográficos (RMS e FM) dos músculos mastigatórios durante mordida bilateral submáxima sustentada para a avaliação de mulheres com disfunção temporomandibular / Paulo Fernandes Pires. – 2017. 80 f. : il. ; 30 cm</p> <p>Orientadora: Profa. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton Tese (doutorado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, 2017.</p> <p>1. Eletromiografia. 2. Transtornos da Articulação Temporomandibular. 3. Fadiga Muscular. 4. Força de Mordida. 5. Dor Facial. I. Bigaton, Delaine Rodrigues. II. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU – 616.742</p>
-------	--

AGRADECIMENTOS

A minha orientadora, Delaine Rodrigues Bigaton, por sua paciência e dedicação, pelos seus grandes ensinamentos e conselhos oferecidos em momentos importantíssimos e cruciais da minha vida, sempre me mostrando como um professor e pesquisador da área da saúde deve se portar e agir, e pela confiança que teve em mim, possibilitando que mais esse sonho se tornasse realidade.

As minhas amigas de laboratório, Ester Moreira de Castro, Elisa Bizetti Pelai e Fabiana Almeida Foltran, pela parceria, seriedade e dedicação que sempre tiveram com essa pesquisa, tornando possível a sua concretização

Ao professor Marcio de Moraes, por ter concedido que nosso grupo de pesquisa tivesse acesso ao setor de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP/UNICAMP, permitindo o recrutamento das voluntárias com DTM para esta pesquisa.

Ao professor Fausto Berzin, por ter nos emprestado o dinamômetro de mordida, muito utilizado nesta pesquisa.

As voluntárias que participaram desta pesquisa, pela perseverança e confiança.

A minha namorada, Camila de Oliveira Troiano de Almeida, por ter me dado força constante durante esses 4 anos de Doutorado, entendendo sempre meus momentos introspectivos de foco com a pesquisa. Sem o seu apoio eu não teria chegado até aqui.

Ao meu pai, Sergio, a minha mãe, Junia, a minha irmã, Daniela, ao meu cunhado William, e aos meus sobrinhos, “Julinha” e “Rique”, por serem base para o meu crescimento pessoal.

Ao meu grande amigo e parceiro, Fabio da Silva Ferreira Vieira, que me incentivou desde o Mestrado a retomar os estudos acadêmicos, cursou comigo o Doutorado aqui na instituição e sempre me ajudou em momentos decisivos da minha vida.

Aos amigos de laboratório, Charlini Simoni Hartz, Sabrina Alves Petrini Lopes e Roberto José Ruiz, pelos ótimos momentos de convivência durante esses anos de Doutorado.

A todos os professores do programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da UNIMEP, pelos ensinamentos.

E a Capes, por me proporcionar a bolsa de Doutorado, que foi crucial para o início, desenvolvimento e finalização da presente pesquisa.

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”

Madre Teresa de Calcutá (1910 – 1997)

RESUMO

OBJETIVOS: O objetivo geral foi avaliar a acurácia da força máxima de mordida molar bilateral e dos parâmetros eletromiográficos (RMS e FM) dos músculos mastigatórios em um protocolo de fadiga durante mordida molar bilateral sustentada a 50% da força máxima (MMBS a 50%) para o diagnóstico de mulheres com disfunção temporomandibular miogênica (DTM). Os objetivos específicos foram avaliar a diferença entre os parâmetros eletromiográficos (EMG) dos músculos mastigatórios durante o protocolo de fadiga muscular e a diferença da força máxima de mordida molar bilateral entre mulheres com DTM miogênica e assintomáticas. **MÉTODOS:** Este estudo apresentou delineamento observacional transversal, composto por 86 mulheres alocadas no Grupo DTM miogênica (n=43; média de idade= 28,72 ± 8,04 anos) e Grupo Controle (n=43; média de idade= 22,69 ± 6,94 anos) diagnosticadas por meio do *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (DC/TMD). Foram avaliadas a força máxima de mordida molar bilateral por meio de um dinamômetro de mordida e, os parâmetros de FM EMG e RMS EMG dos músculos mastigatórios (temporais anteriores, masseteres e suprahióideos) em um protocolo de fadiga durante 30 segundos de tarefa de MMBS a 50%. Esses parâmetros EMG receberam janelamentos (cinco janelas de 3 segundos cada) ao longo da duração da tarefa. Foi avaliada também o RMS EMG na tarefa de mordida molar bilateral máxima (por 5 segundos). Na análise estatística foram utilizados os testes de *Kolmogorov-Smirnov* para normalidade, e *t-Student* para comparação dos dados. Foi realizada a regressão linear simples sobre o janelamento durante o protocolo de fadiga muscular para cada grupo, determinando o coeficiente de angulação (β) da reta de regressão para cada parâmetro EMG. A acurácia foi calculada sobre a força de mordida e o β por meio da curva ROC, obtendo-se os valores de área sob a curva. **RESULTADOS:** Foi constatado alto nível de acurácia da força de mordida máxima e diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$, maior força de mordida para o grupo controle). Na EMG durante o protocolo de fadiga muscular, foram observados baixos níveis de acurácia nos valores de β para ambos os parâmetros EMG (RMS e FM) em todos os músculos mastigatórios. No entanto, foi observada diferença significativa no β intragrupo e intergrupo no RMS EMG ($p = 0,01$) para o músculo temporal anterior esquerdo (maior inclinação ascendente para o grupo controle) e, também, no β intragrupo e intergrupo na FM EMG ($p = 0,01$) para os músculos masseteres (maior inclinação descendente para o grupo controle). **CONCLUSÃO:** Concluiu-se que a hipótese da pesquisa foi parcialmente confirmada, visto que a força máxima de mordida molar bilateral mostrou nível adequado de acurácia para diagnóstico da DTM miogênica, enquanto os parâmetros EMG retrataram níveis inadequados de acurácia em todos os músculos mastigatórios para discriminação entre os grupos. Além disso, constatou-se maiores diferenças significativas para o grupo controle do que para o grupo DTM miogênica, sendo observado maior força máxima de mordida, maior coeficiente de angulação de RMS EMG no músculo temporal anterior esquerdo e maior coeficiente de angulação de FM EMG nos músculos masseteres durante o protocolo de fadiga muscular proposto.

PALAVRAS-CHAVE: Confiabilidade dos dados, diagnóstico, eletromiografia, transtornos da articulação temporomandibular, fadiga muscular, força de mordida, dor facial.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The overall objective was to assess the accuracy of maximum bilateral molar bite force and electromyographic parameters (RMS and FM) of masticatory muscles in a protocol of fatigue during sustained bilateral molar bite at 50% of maximal strength (SBMB at 50%) for diagnosis of women with myogenous temporomandibular disorder (TMD). The specific objectives were to assess the difference between the electromyographic parameters (EMG) of the masticatory muscles during the fatigue protocol and the difference of the maximum bilateral molar bite force between women with myogenous TMD and asymptomatic. **METHODS:** This study had a cross-sectional observational design, composed of 86 women allocated to the myogenous TMD Group (n=43, mean age= 28.72 ± 8.04 years) and Control Group (n=43; mean age= 22.69 ± 6.94 years) diagnosed by the Diagnostic Criteria of Temporomandibular Disorders (DC/TMD). In this research were evaluated the maximum bilateral molar bite force by a bite dynamometer and the FM EMG and RMS EMG parameters of the masticatory muscles (anterior temporalis, masseter and suprahyoid) in a fatigue protocol during 30 seconds of SBMB at 50% task. These EMG parameters were processed in five windows of 3 seconds throughout the task. RMS EMG was also evaluated in the maximum bilateral molar bite task (for 5 seconds). In the statistical analysis, the Kolmogorov-Smirnov test was used for normality of the data, and the t-Student test, was used for comparison of the data. Simple linear regression was performed on the processed windows during fatigue protocol for each group determining the slope (β) of the regression line for the EMG parameters. The accuracy was calculated on the bite force and β by the ROC curve, obtaining the value of area under the curve. **RESULTS:** A high accuracy level and a significant difference between the groups ($p < 0.001$, greater bite force for the control group) were found in the maximum bite force. In the EMG during the fatigue protocol, low accuracy levels of β values were observed for both EMG parameters (RMS and FM) in all masticatory muscles. However, a significant difference was observed in the intragroup and intergroup in the β of RMS EMG values ($p = 0.01$) for the left anterior temporalis muscle (greater ascending slope for the control group). In addition, in the intragroup e intergroup, the β of FM EMG values showed significant differences ($p = 0.01$) for the masseter muscles (greater descending slope for the control group). **CONCLUSION:** It was concluded that the hypothesis of the research was partially confirmed, since the maximum bilateral molar bite force showed an adequate level of accuracy for myogenous TMD diagnosis, whereas the EMG parameters during fatigue protocol showed inadequate accuracy values in all masticatory muscles for discrimination between the groups. In addition, greater significant differences were observed for the control group than for the myogenous TMD group, with a higher maximum bilateral molar bite force, higher RMS EMG slope of the left anterior temporalis muscle and higher FM EMG slope of the masseter muscles in the proposed protocol of muscle fatigue.

KEYWORDS: Data Accuracy, diagnosis, electromyography, temporomandibular joint disorders, muscle fatigue, bite force, facial pain.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 OBJETIVOS	17
2.1 Objetivo Geral	17
2.2 Objetivos Específicos	17
3 HIPÓTESE	18
4 MATERIAL E MÉTODOS	19
4.1 Desenho do Estudo.....	19
4.2 Critérios de Inclusão	19
4.3 Critérios de Exclusão	20
4.4 Local de Coleta e Recrutamento.....	20
4.5 Amostra.....	20
4.6 Instrumentos Utilizados para as Avaliações.....	22
4.6.1 Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders	22
4.6.2 Escala Visual Analógica (EVA)	23
4.6.3 Dinamômetro de Mordida	24
4.6.4 Eletromiografia de Superfície.....	25
4.6.4.1 Registro do sinal eletromiográfico	25
4.7 Procedimentos	28
4.8 Processamento do Sinal EMG	31
4.9 Análise Estatística.....	34
5 RESULTADOS	38
6 DISCUSSÃO	48
6.1 Dinamômetro de Mordida.....	48
6.2 Eletromiografia de Superfície	50
6.3 Limitações.....	60
7 CONCLUSÃO.....	62
REFERÊNCIAS.....	63

ANEXO.....	77
APÊNDICE	78

1 INTRODUÇÃO

A disfunção temporomandibular (DTM) é definida como um conjunto de alterações clínicas envolvendo os músculos mastigatórios, a articulação temporomandibular (ATM) e estruturas associadas (Tvrdy, 2007; Leeuw, 2008).

Os sinais e sintomas característicos da DTM são: desvios e/ou limitação dos movimentos mandibulares (Kordass, Hugger e Bernhardt, 2012; Al-Saleh et al., 2012), sensibilidade à palpação dos músculos mastigatórios e ATM (Visscher, Lobbezoo e Naeije, 2004), limitação funcional, estalido e crepitação articular produzidos durante a função mandibular (Dym e Israel, 2012), dor de cabeça e dor na parte superior do pescoço (Ciancaglini e Radaelli, 2001; Sipilä et al. 2011).

Estudos epidemiológicos, constataram que os sintomas relacionados à DTM ocorrem predominantemente em adultos jovens, entre 20 e 40 anos, do sexo feminino (Warren e Fried, 2001; Slade et al., 2011; Bagis et al., 2012; Slade, 2014). Inclusive, Ruivo et al., (2015) avaliaram 400 indivíduos do município de Piracicaba - SP, e observaram prevalência de dor orofacial significativamente maior sexo feminino do que sexo masculino, sendo esta dor diária, de intensidade moderada a intensa e crônica.

Diante do exposto, e considerando a etiologia multifatorial da DTM, seu diagnóstico e tratamento torna-se complexo e controverso, devendo ser realizado por meio de uma equipe multidisciplinar formada por médicos, dentistas e fisioterapeutas (Ali, 2002; Amantéa et al., 2004; McNeely, Armijo-Olivo e Magee, 2006; De Toledo et al., 2012). Assim, para o diagnóstico adequado da DTM, comumente se considera a presença de seus sinais e sintomas, contudo, este não pode ser baseado somente no exame clínico, devendo ser avaliado em associação com a história clínica do indivíduo (Sener e Akgunlu, 2011).

O *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular disorders* (RDC/TMD) (Dworkin e LeResche, 1992), destaca-se como um instrumento confiável e padrão-ouro para diagnóstico da DTM de origem muscular, porém, apresenta acurácia reduzida para a DTM de origem articular (Schmitter et al., 2005; Look et al., 2010; Park et al., 2012). É importante ressaltar, que o RDC/TMD foi atualizado para o *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (DC/TMD), tendo como propósito melhorar a descrição de seus procedimentos e diagnóstico para a clínica e pesquisa (Schiffman et al., 2009; Schiffman et al., 2014).

Além do RDC/TMD para o diagnóstico da DTM, recomenda-se a utilização de equipamentos bioelétricos, já que podem auxiliar no exame físico, fornecendo dados quantitativos reprodutíveis, confiáveis e padronizados, e assim, possibilitando a redução de discordâncias dos achados clínicos (Hugger, Hugger e Schindler, 2008).

O auxílio de equipamentos bioelétricos no diagnóstico da DTM mostra-se necessário, pois indivíduos com DTM exibem alterações na atividade elétrica de músculos mastigatórios devido à própria disfunção ou por mecanismo compensatório associado aos sintomas (Santana-Mora et al., 2009). Segundo Douglas, Avoglio e De Oliveira (2010), as principais alterações em indivíduos com DTM são de origem muscular.

Inclusive, Grünheid et al. (2009) reportaram que indivíduos com dores crônicas nos músculos mastigatórios tendem a reduzir a intensidade e a frequência de contrações musculares voluntárias vigorosas com intuito de evitar a dor, resultando, conseqüentemente, em atrofia por desuso desses músculos.

Assim sendo, considerando o sinal clínico de alteração muscular de indivíduos com DTM, um dos instrumentos de destaque que surge para avaliação

das disfunções do sistema estomatognático é o dinamômetro de mordida, que é capaz de mensurar a força máxima de mordida, fornecendo informações importantes sobre a função dos músculos mastigatórios de indivíduos com DTM, uma vez que a dor na ATM e nos músculos mastigatórios podem desempenhar um papel crucial na redução da força máxima de mordida desses indivíduos (Kogawa et al., 2006; Pereira et al., 2007). Inclusive, pesquisas mostram que a força máxima de mordida de indivíduos com DTM é significativamente menor que a força de mordida máxima de indivíduos assintomáticos (Kroon e Naeije, 1992; Castroflorio et al., 2012; Xu et al., 2017).

Ainda nesse mesmo âmbito, mais um instrumento é apresentado, a eletromiografia de superfície (EMG), que é um instrumento bioelétrico, não invasivo, de baixo custo, que possibilita a avaliação da atividade elétrica muscular (De Luca, 1997), ao qual pode ser utilizado no ambiente clínico para auxiliar no diagnóstico da DTM miogênica, podendo inclusive, ajudar no direcionamento do tratamento (Manfredini et al., 2011; Berni et al., 2015), sem a necessidade de encaminhamento de pacientes para centros especializados de diagnóstico (Sforza et al., 2011). Além disso, é importante também destacar, que a EMG é um instrumento amplamente utilizado no campo da pesquisa, tanto para auxiliar na análise diagnóstica da DTM (Manfredini et al., 2011; Berni et al., 2015, Lodetti et al., 2014), quanto para mensurar os efeitos de tratamentos aplicados na disfunção (Packer et al., 2015; Bortolazzo et al., 2015).

Diante desse contexto, a EMG de superfície também tem sido utilizada com destaque na avaliação de protocolos de fadiga muscular durante tarefas de mordida em indivíduos com DTM e assintomáticos (Gay et al., 1994; Koyano, Kim

e Clark, 1995; Liu et al., 1999; Svensson, Burggaard e Schlosser, 2001; Sforza et al., 2007; Castrolforio et al., 2012; Pitta et al., 2015; Xu et al., 2017).

Segundo De Luca (1985), Merletti, Lo Conte e Orizio (1991), Sogaard et al. (2006) e Enoka e Duchateau (2008), a fadiga muscular é caracterizada como uma redução da capacidade do músculo em produzir força ou potência durante contrações voluntárias, apresentando alterações e adaptações periféricas (no tecido muscular ou junção neuromuscular) ou centrais (no encéfalo ou medula espinhal).

O processo de fadiga muscular pode ser analisado com base, principalmente, na interpretação do sinal EMG muscular avaliado no domínio da frequência, pelo parâmetro de frequência mediana do sinal (FM EMG) ou pelo índice de frequência média EMG obtido por meio da densidade espectral de potência, no qual observa-se mudança dos valores desses parâmetros para baixas frequências, que retratam redução da velocidade de condução das fibras musculares. Conjuntamente com o parâmetro de FM EMG, analisa-se também o sinal mioelétrico no domínio da amplitude, utilizando-se os parâmetros de *root mean square* EMG (RMS EMG) ou da integral do sinal EMG (IEMG), sendo constatado aumento da amplitude desses parâmetros, devido principalmente ao recrutamento adicional de unidades motoras com intuito de manter o nível de força solicitado durante a atividade em execução (Gay et al., 1994; Xu et al., 2017).

De Luca (1997) e Sforza et al. (2007) ainda ressaltam que o monitoramento do processo de fadiga muscular deve ser analisado principalmente no domínio da frequência, visto que a FM EMG se destaca como um processamento menos sensível ao ruído e alisamento do sinal EMG, permitindo, na maioria das vezes, uma melhor interpretação do comportamento mioelétrico

específico de grupos musculares durante contrações sustentadas. Sabe-se inclusive, que durante esses tipos de contrações ocorrem mudanças metabólicas e neurais dos músculos solicitados, enfatizando mais uma vez a redução linear que ocorre no parâmetro ao longo do tempo, na execução da tarefa de contração (Svensson, Burgaard e Schlosser, 2001).

Pesquisas já compararam os parâmetros EMG de indivíduos com disfunção dolorosa dos músculos mastigatórios e assintomáticos durante protocolos de fadiga muscular em tarefas de mordidas submáximas sustentadas, com uso de transdutores de força (Gay et al., 1994; Koyano, Kim e Clark, 1995; Liu et al., 1999). Os autores constataram diferenças significativas nos músculos temporais anteriores e masseteres dos indivíduos com a disfunção dolorosa em comparação com os indivíduos assintomáticos, apresentando valores significativamente mais baixos de frequência média/mediana EMG associado ao aumento significativo dos valores de RMS EMG desses mesmos músculos, durante o protocolo de fadiga proposto.

Já Tartaglia et al. (2011) e Woźniak et al. (2015) avaliaram o parâmetro de Frequência mediana entre indivíduos com DTM e assintomáticos durante curto protocolo de fadiga (5 a 10 segundos) na tarefa de mordida isométrica máxima diretamente na face oclusal dos dentes. Os autores também observaram valores de FM EMG significativamente menores nos músculos mastigatórios de indivíduos com DTM e redução significativa dos valores FM EMG dos músculos mastigatórios, do início para o fim da tarefa, em indivíduos com DTM em comparação com indivíduos assintomáticos.

Entretanto, pesquisas recentes constataram informações diferentes durante longos e curtos protocolos de fadiga em tarefas de mordida. Dentre elas,

Xu et al. (2017) e Pitta et al. (2015) encontraram aumento significativo do RMS EMG do músculo temporal anterior, do início para o fim da tarefa, para o grupo assintomático e redução significativa dos valores FM EMG dos músculos mastigatórios, do início ao fim da tarefa, tanto para indivíduos com DTM quanto para indivíduos assintomáticos, com ausência de diferença significativa entre os grupos.

É digno de nota, mencionar que De Luca (1997) sugere a utilização de contrações musculares com nível de força maiores do que 30% da força máxima para avaliação do processo de fadiga muscular, já que conseqüentemente contrações acima deste nível podem desencadear oclusão do fluxo sanguíneo do músculo em contração, que por sua vez, limita a interferência de fatores extra-musculares durante tarefas de contrações sustentadas.

Assim sendo, considerando o registro já estabelecido sobre a capacidade da eletromiografia de superfície em avaliar o processo de fadiga dos músculos mastigatórios em indivíduos com DTM e indivíduos assintomáticos por meio dos parâmetros de RMS e FM EMG, assim como da capacidade do dinamômetro de mordida em avaliar a força máxima de mordida, fornecendo informações importantes sobre a função dos músculos mastigatórios de indivíduos com DTM, torna-se importante a análise da acurácia diagnóstica dos instrumentos em questão, visto que possuem boa aplicabilidade, fácil acesso e avaliação não-invasiva, podendo inclusive, auxiliar profissionais da área da saúde no diagnóstico e tratamento da DTM (Hugger, Hugger e Schindler, 2008; Koc, Dogan e Bekb, 2010; Sforza et al., 2011).

A análise de acurácia é definida como a quantidade de concordância entre os resultados de mensuração de um instrumento estudado com os resultados

de mensuração de outro instrumento já estabelecido e utilizado como padrão-ouro, podendo ser calculada por meio da curva *receiver-operating characteristic* (curva ROC) (Akobeng, 2007; Hulley et al., 2008).

A curva ROC estipula que um instrumento ideal é aquele que atinge o canto superior esquerdo da curva no gráfico, ou seja, 100% de acerto de casos verdadeiros positivos e 0% de erros para casos falsos positivos. Dessa forma, por meio da curva ROC é possível expressar: os valores de sensibilidade, que é a proporção de capacidade do instrumento em diagnosticar casos verdadeiros positivos; os valores de especificidade, que é a capacidade do instrumento em diagnosticar casos verdadeiros negativos; o melhor ponto de corte, que é o valor de mensuração corte do instrumento que representa o nível mais adequado entre sua sensibilidade e especificidade; e o valor de área sob a curva (AUC), que indica o grau de acurácia, variando de 0,5 para um teste inútil a 1,0 para um teste perfeito (Akobeng, 2007; Hulley et al., 2008).

Sabe-se ainda, que a acurácia é afetada pelo erro sistemático. As fontes desses erros podem ser classificadas como: variabilidade do avaliador, como por exemplo, sua habilidade de manuseio do instrumento; variabilidade do instrumento, que poder ser representada pelo desgaste dos componentes mecânicos do aparelho, ou fatores que interfiram em seu protocolo de mensuração; e variabilidade do sujeito/voluntário, que são os fatores intrínsecos, como por exemplo, o humor e tempo transcorrido desde a última avaliação. As medidas que podem ser tomadas para minimizar tal erro são determinadas pela padronização dos instrumentos de aferição e treinamento e calibração dos avaliadores. Assim sendo, a análise da acurácia é essencial para a área da saúde, visto fornecer

informações sobre a capacidade diagnóstica do instrumento, garantindo melhores decisões para o cuidado da doença ou afecção (Hulley et al., 2008).

Portanto, com base na literatura citada, esta pesquisa é justificada pela ausência de informações sobre a acurácia diagnóstica dos parâmetros de RMS e FM EMG dos músculos mastigatórios durante protocolo de fadiga muscular em tarefas de mordida, assim como da força máxima de mordida em indivíduos com DTM miogênica.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

O objetivo da pesquisa foi avaliar a acurácia da força máxima de mordida molar bilateral e dos parâmetros eletromiográficos (FM e RMS) dos músculos mastigatórios em um protocolo de fadiga muscular durante a mordida molar bilateral sustentada a 50% da força máxima de mordida para o diagnóstico de mulheres com DTM miogênica e assintomáticas.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a diferença da força máxima de mordida molar bilateral entre mulheres DTM miogênica e assintomáticas.

- Avaliar a diferença dos parâmetros EMG (FM e RMS) dos músculos mastigatórios durante o protocolo de fadiga muscular entre mulheres com DTM miogênica e assintomáticas.

3 HIPÓTESE

A hipótese da presente pesquisa é que a força máxima de mordida molar bilateral e os parâmetros eletromiográficos (FM e RMS) dos músculos mastigatórios avaliados durante protocolo de fadiga muscular sejam acurados para o diagnóstico da DTM miogênica em mulheres.

Além disso, espera-se encontrar valores de força máxima de mordida molar bilateral significativamente maior em mulheres assintomáticas do que em mulheres com DTM miogênica, além de redução significativamente maior do parâmetro de FM EMG e aumento significativamente maior do parâmetro de RMS EMG dos músculos mastigatórios avaliados durante protocolo de fadiga muscular em mulheres DTM miogênica em comparação com mulheres assintomáticas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Desenho do Estudo

Trata-se de um estudo observacional transversal. Os procedimentos desta pesquisa foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba sob protocolo nº 25/2015 (ANEXO). Os voluntários que aceitaram participar desta pesquisa assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE).

4.2 Critérios de Inclusão

Para inclusão no grupo DTM, foram selecionadas mulheres com idade entre 18 a 40 anos, as quais deveriam apresentar diagnóstico de miogênica segundo o *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*, apresentar dor e/ou cansaço nos músculos mastigatórios durante atividades funcionais por mais de 6 meses (Ohrbach et al., 2011), apresentar índice de massa corpórea (IMC) menor que 25 Kg/m² a fim de padronizar a amostra, já que a quantidade de tecido adiposo entre a superfície do músculo e o eletrodo poderia afetar a captação sinal eletromiográfico (De Luca, 1997). Além disso, as voluntárias deveriam apresentar intensidade de dor na face maior do que 3 cm em repouso e/ou após a tarefa de mordida molar bilateral sustentada a 50% da força máxima de mordida, de acordo com a Escala Visual Analógica.

Para inclusão no grupo controle, os voluntários deveriam ser do sexo feminino, ter de 18 a 40 anos de idade, não apresentar diagnóstico de DTM miogênica segundo o DC/TMD, apresentar IMC menor que 25 Kg/m² e não apresentar dor na face em repouso ou durante tarefas funcionais da ATM de acordo com a Escala Visual Analógica, ou seja, intensidade de dor igual a 0 cm.

4.3 Critérios de Exclusão

Foram excluídas as mulheres com falhas dentárias (exceto do 3º molar), com diagnóstico simultâneo de doenças degenerativas da ATM de acordo com o DC/TMD, com prótese dentária total ou parcial, com doenças sistêmicas neuromusculares, bem como qualquer sinal de bandeira vermelha como tumor maligno, doença inflamatória ou infecciosa e/ou que tivessem ocorrência de chicote cervical e cirurgia prévia na coluna cervical.

4.4 Local de Coleta e Recrutamento

O recrutamento das voluntárias do grupo DTM miogênica foi realizado na Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP) e no setor de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP) da Unicamp por meio de anúncio verbal e cartazes de divulgação da pesquisa. O recrutamento das voluntárias do grupo Controle foi realizado na UNIMEP.

A coleta de dados foi realizada na UNIMEP, no Laboratório de Recursos Terapêuticos (LARET), bloco 2, sala 52 e na FOP setor de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial em sala específica para avaliação eletromiográfica.

4.5 Amostra

O cálculo para determinação do tamanho da amostra desta pesquisa foi realizado com base em um estudo piloto de comparação entre os grupos, composto por 5 voluntárias em cada grupo, utilizando como variável desfecho a eletromiografia de superfície, por ser a variável de avaliação do protocolo de fadiga muscular. Dentre os músculos avaliados, considerando o coeficiente de angulação da reta de regressão linear do parâmetro de FM EMG durante o protocolo de fadiga,

o músculo utilizado para o cálculo que apresentou o maior valor de desvio-padrão foi o temporal anterior esquerdo. Os valores de média e desvio-padrão do coeficiente de angulação do grupo Controle e do grupo DTM miogênica foram, respectivamente, $0,16 \pm 0,06$ e $0,12 \pm 0,06$. Fixando-se um *power* de 80% e um *alpha* de 5%, foi determinado o número de 38 voluntárias por grupo, por meio do *software Ene*, versão 3.0 (Barcelona, Espanha).

A amostra final desta pesquisa foi composta por 86 mulheres, alocadas em dois grupos: Grupo DTM miogênica, formado por 43 mulheres e Grupo Controle formado por 43 mulheres, de acordo com o fluxograma apresentado na figura 1.

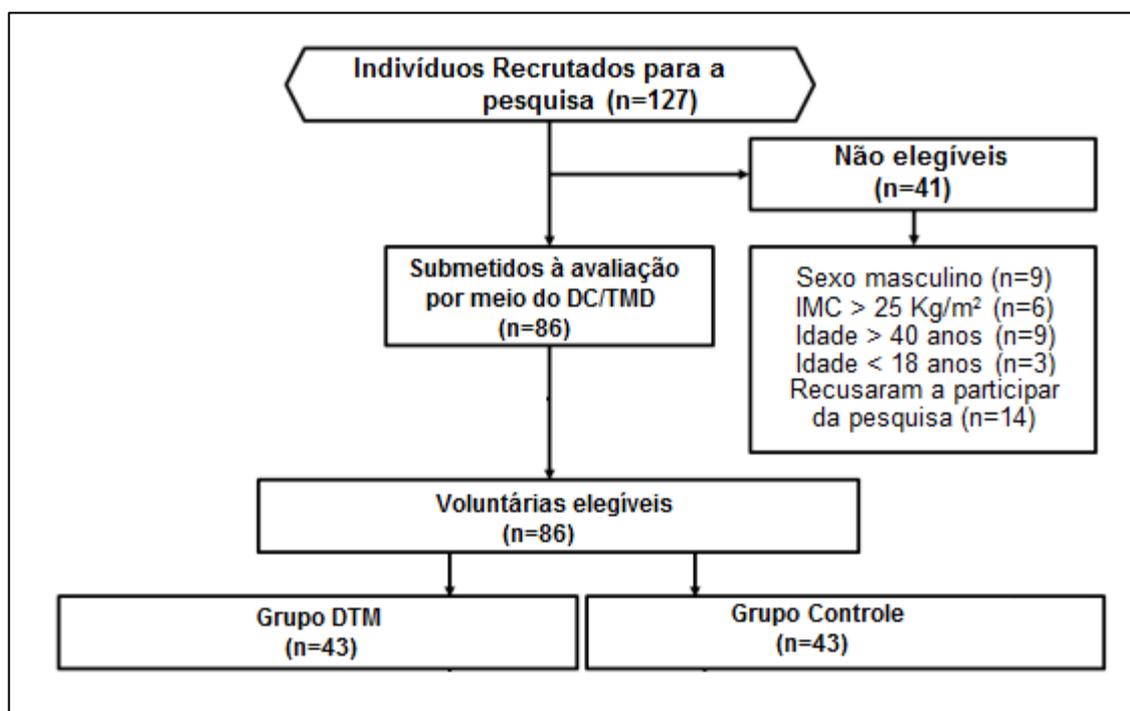


Figura 1 – Fluxograma de recrutamento das voluntárias

As voluntárias do grupo DTM miogênica tinham uma média de idade de $28,72 \pm 8,04$ anos e média de IMC de $22,43 \pm 2,51$ Kg/m², enquanto as voluntárias do grupo controle tinham uma média de idade de $22,69 \pm 6,94$ anos e média de IMC de $22,74 \pm 2,13$ Kg/m².

A tabela 1 apresenta as classificações de DTM de todas as voluntárias, diagnosticadas por meio do DC/TMD.

Tabela 1 – Quantidade de voluntárias diagnosticadas de acordo com o DC/TMD.

	Diagnóstico
Controle - sem DTM	43
DTM Mialgia Local	22
DTM Dor Miofascial	15
DTM Dor Miofascial com dor referida	6
DTM Deslocamento de disco com redução (ATMdir/ATMesq)	14 (10/9)
DTM Deslocamento de disco sem redução e com limitação de abertura da boca (ATMdir/ATMesq)	4 (4/4)
DTM Deslocamento de disco sem redução e sem limitação de abertura da boca (ATMdir/ATMesq)	6 (5/6)
DTM Artralgia	34 (25/28)

ATMdir/ATMesq: Articulação Temporomandibular direita/Articulação Temporomandibular esquerda.

4.6 Instrumentos Utilizados para as Avaliações

4.6.1 Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

O *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (DC/TMD) foi apresentado como uma versão atualizada do RDC/TMD, composto por alterações de algumas questões e procedimentos do questionário de sintomas e formulário de exame clínico, assim como do algoritmo de classificação do RDC/TMD (Schiffman et al., 2009).

A nova classificação por meio do algoritmo classifica a DTM nos seguintes subtipos: Mialgia local, Dor miofascial com e sem dor referida, Artralgia, Deslocamento de disco com redução, Deslocamento de disco com redução e travamento intermitente da ATM, Deslocamento de disco sem redução e com limitação de abertura da boca, Deslocamento de disco sem redução e sem limitação de abertura da boca, e outras condições articulares degenerativas (Schiffman et al., 2009; Schiffman et al., 2014).

Assim sendo, a fim de manter a atualização dos procedimentos de análise diagnóstica, a presente pesquisa utilizou o DC/TMD para triagem das voluntárias aptas a participarem do estudo, ou seja, as que possuíam necessariamente diagnóstico de Mialgia local e/ou Dor miofascial, sendo permitido o diagnóstico conjunto de artralgia, deslocamento de disco com redução e deslocamento de disco sem redução com ou sem limitação de abertura da boca. Não foram permitidos diagnósticos simultâneos de deslocamento de disco com travamento intermitente da ATM e condições articulares degenerativas.

Ressalta-se por fim, que o DC/TMD foi utilizado como instrumento padrão-ouro na presente pesquisa por avaliadores treinados e calibrados. As voluntárias da pesquisa também receberam esclarecimento prévio para adequado relato de seus sinais e sintomas durante a avaliação.

4.6.2 Escala Visual Analógica (EVA)

A EVA é um instrumento que possibilita a fácil mensuração da intensidade da dor (Ferreira-Valente, Pais-Ribeiro e Jensen, 2011) e consiste em uma linha reta de 10 cm de comprimento, cujas extremidades possuem a descrição verbal (sem dor e pior dor, respectivamente).

No presente estudo, esse instrumento foi utilizado para triar as voluntárias aptas a participarem do estudo. As voluntárias foram orientadas a realizar um traço perpendicular entre os dois extremos a fim de representar a intensidade de dor na face durante o repouso e também após a primeira repetição de mordida molar bilateral sustentada a 50% da força de mordida máxima solicitada durante o exame eletromiográfico.

4.6.3 Dinamômetro de Mordida

A força máxima de mordida molar bilateral foi avaliada utilizando um dinamômetro de mordida, modelo DFM021115/200 (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) com hastes de ferro projetados para a mordida bucal, protegidas por material de silicone com 15 mm de espessura (figura 2). O aparelho possuía escala em Kgf com capacidade de leitura de 0 a 200 Kgf e foi conectado diretamente em um dos canais do módulo de aquisição eletromiográfico. O dinamômetro de mordida foi utilizado para avaliação da força durante a mordida molar bilateral máxima (MMBMax), assim como durante o protocolo de fadiga muscular proposto, na tarefa de mordida molar bilateral sustentada a 50% da força de mordida máxima (MMBS a 50%), mantendo uma frequência de amostragem de 2000 Hz.

Todas as voluntárias foram previamente treinadas no dia da coleta para utilização do instrumento, sendo solicitado que mordessem a haste do instrumento com os dentes molares, superiores e inferiores bilateralmente. Foi realizado o incentivo verbal por parte do avaliador durante as tarefas de mordida. Cabe ressaltar que a haste de mordida foi sempre limpa com algodão embebido em solução de álcool 70% e envolvida com plástico filme de voluntária para voluntária, com intuito de promover a higienização do equipamento.

Após obtenção do valor da força na tarefa de MMBMax por meio do *software* do equipamento (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil), as voluntárias realizaram a MMBS a 50% com *feedback* visual fornecido pelo monitor do notebook que demonstrava o nível de força (50% da máxima) a ser mantido pelo tempo necessário de coleta.



Figura 2 – Dinamômetro de mordida.

4.6.4 Eletromiografia de Superfície

4.6.4.1 Registro do sinal eletromiográfico

Para a coleta dos sinais de eletromiografia de superfície (EMG) foi utilizado um módulo de aquisição de 8 canais modelo EMG 830C (EMG System do Brasil, São José dos Campos, Brasil) com *software* da EMG System do Brasil (São José dos Campos, Brasil), conversor analógico/digital com resolução de 16 *bits* e frequência de amostragem de 2000 Hz por canal (figura 3). O sistema de aquisição de sinais foi conectado a um notebook (Samsung) via USB e a uma bateria com capacidade de ± 12 volts e 2.2 ampère-hora.

Foram utilizados cinco eletrodos bipolares diferenciais de formatos circulares, de 1 cm de diâmetro, compostos de Ag/AgCl (conectados a sítios de captação descartáveis, auto-adesivos, associados a um gel condutor da marca Meditrace®, com espaçamento inter-eletrodo de 20 mm, figura 4) com pré-amplificação de 20 vezes, totalizando uma amplificação de 1000 vezes, IRMC >100 dB, impedância de entrada >10 M Ω e razão ruído/sinal ≤ 3 μ V. O eletrodo monopolar de referência, de 1 cm de diâmetro e composto de Ag/AgCl (conectado a um sítio

de captação descartável, auto-adesivo, associado a um gel condutor da marca Meditrace®) foi colocado no manúbrio do osso esterno, figuras 5 e 6.

Os eletrodos bipolares foram posicionados nos ventres dos músculos masseter e temporal anterior (direito e esquerdo) e suprahióideos (figura 6), sendo fixados à pele previamente limpa com algodão embebido em solução de álcool 70% e tricotomizada seguindo as descrições de Cram, Kassman e Holtz (1998). Para o correto posicionamento dos sensores EMG foi realizada prova de função muscular dos músculos avaliados, de acordo com Kendall et al. (2007).

A coleta dos sinais foi realizada numa sala climatizada com temperatura controlada mantida em $23^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e iluminada com lâmpadas incandescentes. Os sinais eletromiográficos coletados foram armazenados para posterior visualização e processamento.



Figura 3 – Módulo de aquisição de sinais EMG 830C (EMG System do Brasil).



Figura 4 – Distância inter-eletrodo.

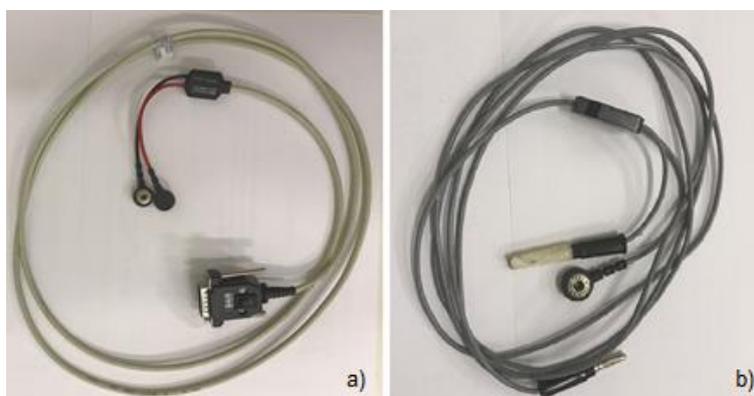


Figura 5 – a) Eletrodo bipolar diferencial, b) Eletrodo de referência.



Figura 6 – Posicionamento dos eletrodos bipolares diferenciais nos músculos masseter, temporal anterior e suprahióideos, e eletrodo monopolar de referência: a) vista anterior e b) perfil.

4.7 Procedimentos

No mesmo dia da coleta, após o recrutamento das voluntárias, foi realizada a coleta dos dados antropométricos (idade, estatura, massa corporal), lado de preferência mastigatória, no qual foi solicitado que cada voluntária pegasse e colocasse um pedaço de parafilme na boca e o mastigasse (o lado da boca que as mesmas usassem para mastigar o material foi determinado para o lado de preferência). No seguimento, as voluntárias foram triadas de acordo com o DC/TMD e nível de intensidade da dor na face em repouso. Por fim, após o preenchimento inicial dos critérios de elegibilidade desta pesquisa, foram realizadas as avaliações de eletromiográfica dos músculos mastigatórios e de força máxima de mordida molar bilateral em cada voluntária. O procedimento total de avaliação teve duração média de 60 minutos para cada voluntária.

Para o procedimento de avaliação eletromiográfica e força de mordida máxima, as voluntárias permaneceram sentadas em uma cadeira, com o dorso completamente apoiado, pés paralelos apoiados no solo sobre um tapete de borracha e braços apoiados sobre a região anterior das coxas (plano de *Frankfurt* paralelo ao solo). Essas avaliações se deram em determinadas tarefas com específicos tempos de duração, ou seja, duas repetições de MMBMax e duas repetições de MMBS a 50% que representaram o protocolo de fadiga muscular, conforme descritos na figura 7.

Assim sendo, para a tarefa de MMBMax (figura 8) foi solicitado que as voluntárias realizassem a mordida molar bilateral no dinamômetro com o máximo de força possível, mesmo que sentissem dor na ATM, a fim de obtenção do valor de força máxima de mordida (valor máximo de uma das duas repetições) e avaliação da atividade elétrica dos músculos mastigatórios. É digno de nota que as

voluntárias receberam um treino para os procedimentos de mordida antes do início do procedimento de avaliação EMG durante a MMBMax.

Para o protocolo de fadiga muscular, durante a tarefa de MMBS a 50%, foi solicitado que as voluntárias realizassem a mordida no dinamômetro mantendo a força a 50% da força máxima que cada voluntária conseguiu realizar na tarefa de MMBMax, mesmo que sentissem dor na articulação, ao qual tinham orientação via *feedback* visual fornecida pelo monitor do notebook para que soubessem se estavam mantendo o nível de força de mordida solicitado. É importante ressaltar, que imediatamente após a primeira repetição dessa tarefa, foi colhido novamente o nível de intensidade de dor na face das voluntárias diagnosticadas com DTM miogênica, com intuito de preenchimento final dos critérios de elegibilidade e alocação no grupo DTM. Ou seja, caso a voluntária já não tivesse apresentado intensidade de dor em repouso maior do que 3 cm no início dos procedimentos desta pesquisa, a mesma só seria alocada ao grupo DTM miogênica para futura utilização de seus dados se apresentasse intensidade de dor na face maior do que 3 cm após imediatamente a 1ª repetição da MMBS a 50%.

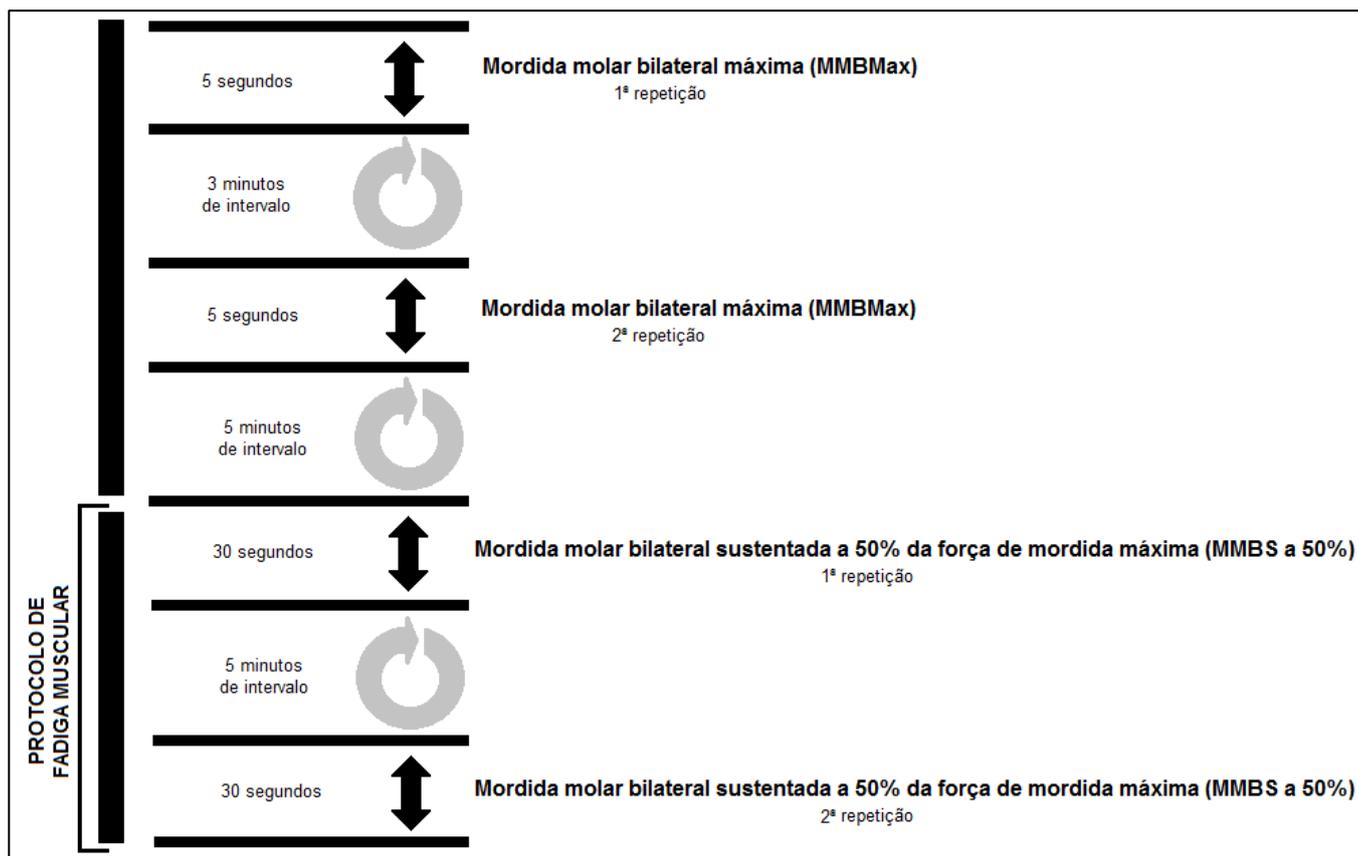


Figura 7 – Descrição do procedimento de avaliação EMG e de força máxima de mordida.

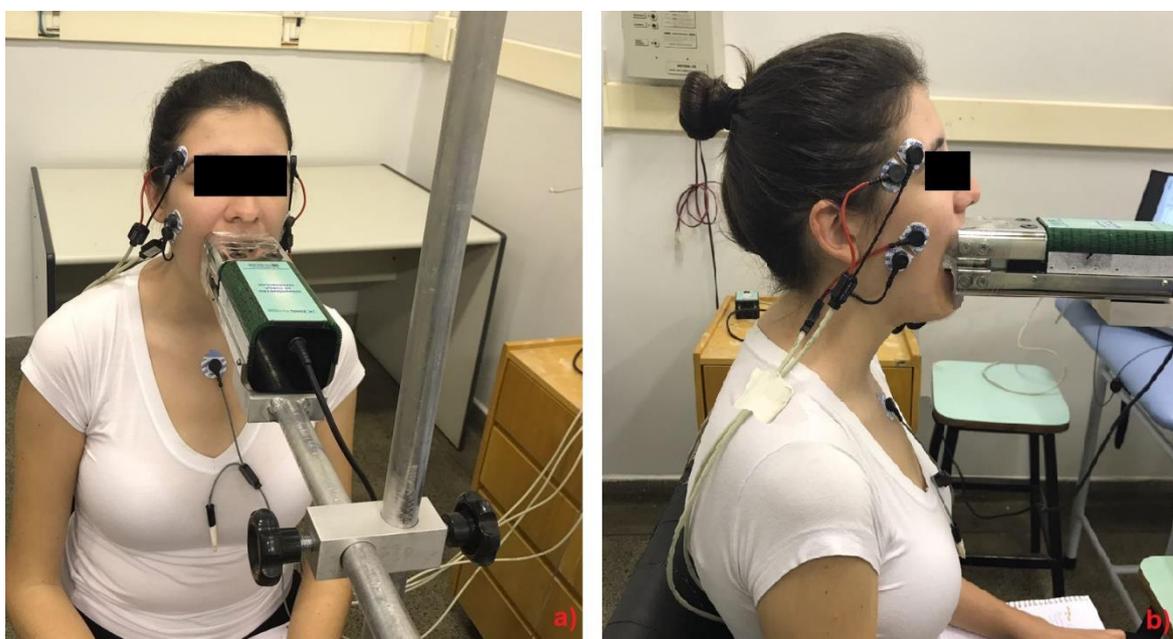


Figura 8 – Posicionamento durante a MMBMax e MMBS a 50%: a) vista anterior e b) perfil.

4.8 Processamento do Sinal EMG

Os dados de força máxima de mordida e EMG foram processados *off-line* por meio do *software Matlab*® 8.5.0.1976.13 (R2015a, MathWorks Inc., Natick, Massachusetts, USA), seguindo as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM).

Para o processamento do sinal EMG foi aplicado um filtro digital do tipo *Butterworth* de 4ª ordem, com atraso de fase zero, com passa alta de 10 Hz e passa baixa de 400 Hz. Foi eliminado sempre o primeiro e o último segundo de cada sinal EMG a fim de evitar quaisquer interferências que tivessem ocorrido no início e fim de cada coleta.

Os parâmetros EMG foram processados: 1) no domínio da frequência, para cálculo do parâmetro de FM (Hz) da densidade espectral de potência do sinal EMG obtida por meio do método de *Welch* com sobreposição de 50% (*Hamming window processing*), com intuito de posterior análise da frequência de recrutamento das unidades motoras dos músculos mastigatórios no protocolo de fadiga muscular durante a tarefa de MMBS a 50% e 2) no domínio do tempo, para determinação dos valores de RMS obtido por meio do cálculo da raiz quadrada da média dos quadrados do sinal EMG, com intuito de avaliação da magnitude da atividade elétrica dos músculos mastigatórios durante o protocolo de fadiga e também na tarefa de MMBMax.

É importante ressaltar, que considerando a eliminação do primeiro e último segundo de sinal coletado para todas as tarefas analisadas nesta pesquisa, utilizou-se três segundos de sinal na tarefa de MMBMax para processamento dos do parâmetro RMS EMG, visto originalmente apresentarem cinco segundos.

Para o protocolo de fadiga muscular, durante a tarefa de MMBS a 50%, foram utilizados vinte e oito segundos do sinal coletado, ao qual foi dividido em cinco janelas (Pitta et al., 2015), de três segundos de duração, a fim de observação dos parâmetros de FM EMG e RMS EMG:

- 1ª janela (0%) – do 1° ao 4° segundo;
- 2ª janela (25%) – do 8° ao 11° segundo;
- 3ª janela (50%) – do 15° ao 18° segundo;
- 4ª janela (75%) – do 22° ao 25° segundo;
- 5ª janela (100%) – do 26° ao 29° segundo.

No que diz respeito ao nível de confiabilidade geral dos dados entre as 2 repetições de cada tarefa analisada, considerando o coeficiente de correlação intraclasse (ICC) e erro padrão da mensuração (EPM), a força máxima de mordida apresentou excelente confiabilidade (ICC=0,97; EPM=6,67 Kgf). Para os parâmetros EMG, foram constatados excelente nível de confiabilidade geral para o RMS EMG dos músculos mastigatórios (temporais anteriores e masseteres) na tarefa de MMBmax (ICC=0,85 a 0,95; EPM: 42,27 a 101,39 μV), excelente nível de confiabilidade para o RMS EMG dos músculos suprahióideos na tarefa de MMBmax (ICC=0,83; EPM: 33,91 μV), excelente nível de confiabilidade geral para o RMS EMG dos músculos mastigatórios (temporais anteriores e masseteres) nas janelas analisadas (1ª, 2ª, 3ª, 4ª e 5ª) durante a tarefa de MMBS a 50% (ICC=0,83 a 0,98; EPM=12,21 a 48,13 μV), excelente a bom nível de confiabilidade para o RMS EMG dos músculos suprahióideos nas janelas analisadas durante a tarefa de MMBS a 50% (ICC=0,72 a 0,83; EPM=10,03 a 18,09 μV), excelente nível de confiabilidade geral para a FM EMG dos músculos mastigatórios (temporais anteriores e masseteres) nas janelas analisadas durante a tarefa de MMBS a 50% (ICC=0,85 a

0,95; EPM=16,36 a 17,28 Hz) e excelente nível de confiabilidade para a FM EMG dos músculos suprahióideos nas janelas analisadas durante a tarefa de MMBS a 50% (ICC=0,79 a 0,86; EPM=14,34 a 17,28 Hz).

A figura 9 retrata o sinal EMG do músculo masseter avaliado no domínio da amplitude de uma das voluntárias, referente ao 1ª janelamento do sinal durante o protocolo de fadiga muscular proposto. A figura 10 retrata o sinal EMG, no domínio da frequência, do mesmo músculo, janela e voluntária.

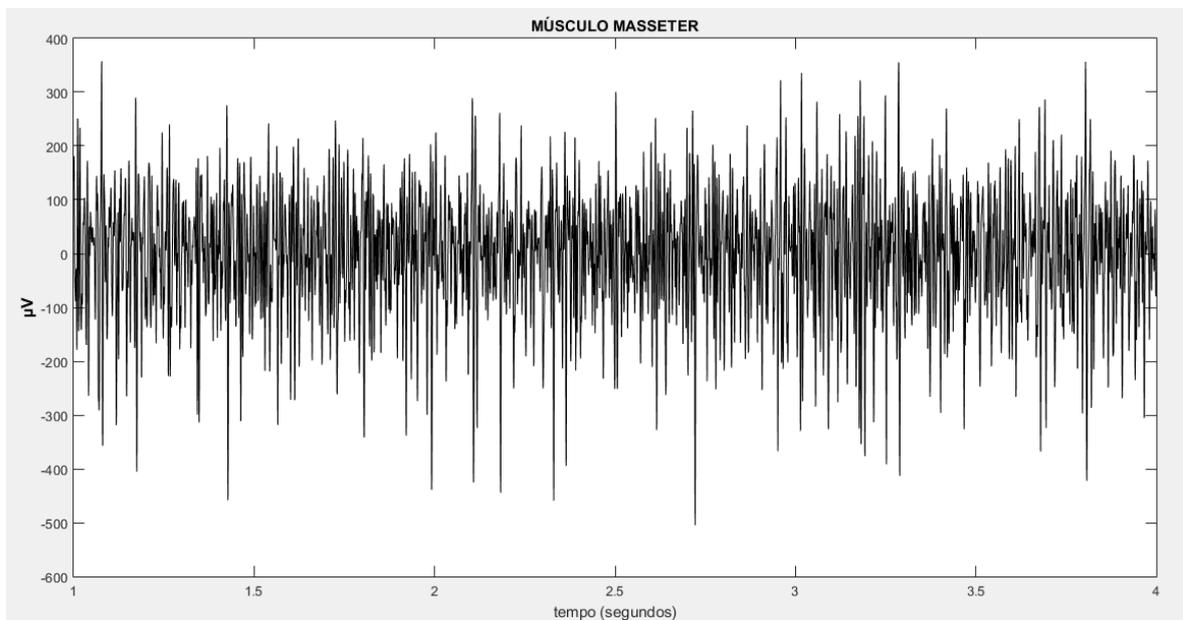


Figura 9 – Sinal EMG do músculo masseter no domínio da amplitude de umas das voluntárias do grupo DTM miogênica.

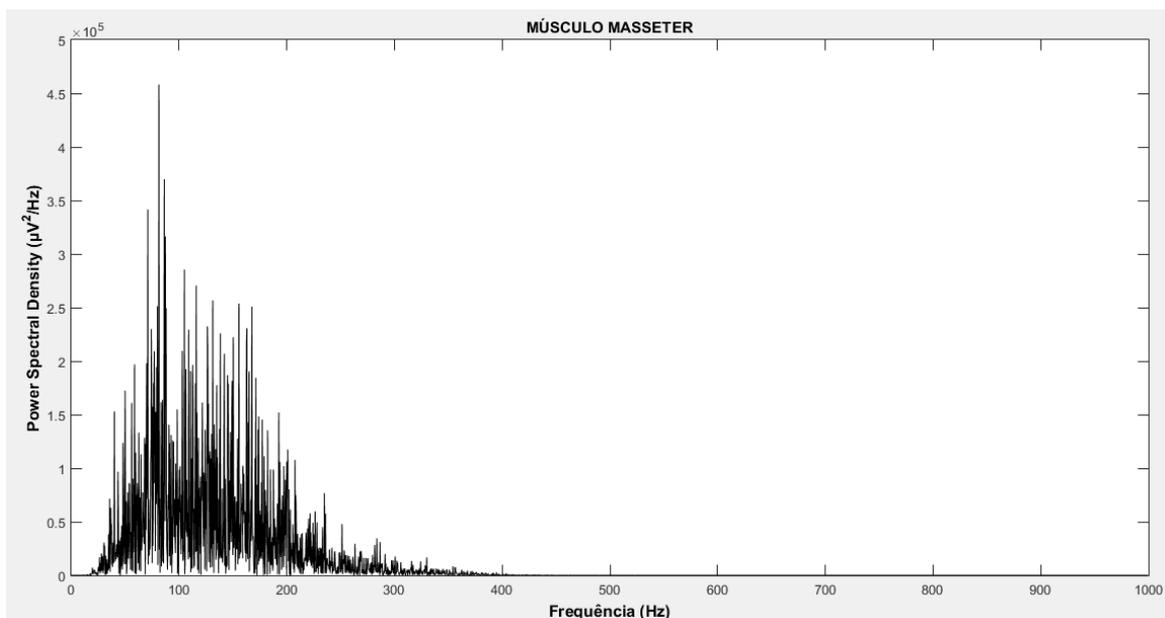


Figura 10 – Sinal EMG do músculo masseter no domínio da frequência de umas das voluntárias do grupo DTM miogênica.

4.9 Análise Estatística

Todos os dados da pesquisa foram submetidos ao teste de normalidade, teste de Kolmogorov-Smirnov (Park, 2013), e ao teste de homogeneidade das variâncias, teste de Levene. Todos os dados foram descritos em média e desvio-padrão e apresentaram normalidade e homogeneidade das variâncias.

Para esta pesquisa foi avaliado o índice de Eficiência Neuromuscular dos músculos masseteres e temporais anteriores (direitos e esquerdos) na tarefa de MMBMax, com intuito de comparar a diferença do índice entre os grupos. O cálculo é realizado pela razão da força máxima de mordida pelo valor de RMS EMG de cada músculo mastigatório, informando sobre a responsividade do músculo quanto à excitação neural (Zarrouk et al., 2012). Cabe ressaltar que o índice não foi calculado para os músculos suprahióideos, pois os músculos em questão não participam como agonistas na tarefa de MMBMax.

Para comparações intergrupo de todas as variáveis da pesquisa, foi utilizado o teste *t* de *Student*.

Para descrever também a relação entre o janelamento dos parâmetros EMG durante o protocolo de fadiga muscular na tarefa MMBS a 50%, foi realizada a análise de regressão linear simples para cada voluntária de cada grupo, considerando como variável dependente os parâmetros de RMS EMG e FM EMG de cada músculo mastigatório e, como variável independente, o tempo do janelamento (0%, 25%, 50%, 75% e 100%), sendo expressos conjuntamente os valores de coeficiente de determinação (r^2) e os valores de significância da análise (p valor). Foi também calculado o coeficiente de angulação (β) de cada reta de regressão linear para cada voluntária e para cada parâmetro EMG, que serviu como representação EMG (no domínio da frequência e da amplitude) avaliada durante o protocolo de fadiga dos músculos mastigatórios. Por fim, foi realizada a comparação intergrupo da média do coeficiente de angulação encontrado em cada grupo para os parâmetros EMG.

Para a tarefa de MMBS a 50%, foi também analisada a flutuação da força de mordida referente aos 5 janelamentos processados, com intuito de comparação entre os grupos. A flutuação da força submáxima foi expressa pelo valor de desvio-padrão (referente aos 5 janelamentos de força de mordida submáxima) e coeficiente de variação (razão do desvio-padrão pela média da força submáxima de flutuação das 5 janelas multiplicado por 100), que tem por finalidade avaliar o controle do sistema sensório-motor integrado, por meio das flutuações de força durante contrações submáximas (Bandholm et al., 2006).

A curva ROC foi analisada nesta pesquisa para determinar a acurácia de diagnóstico (AUC), ponto de corte, sensibilidade e especificidade da força de

mordida molar bilateral máxima e dos coeficientes de angulação durante o protocolo de fadiga muscular sobre os parâmetros EMG (FM EMG e RMS EMG) dos músculos mastigatórios. A interpretação do valor de AUC considerado para classificação do grau de acurácia foi: 0,5 (devido ao acaso); >0,5 a ≤0,7 (baixa acurácia), >0,7 a ≤0,9 (moderada acurácia); >0,9 a <1,0 (alta acurácia); e 1,0 (teste perfeito), segundo Akobeng (2007).

Com base no estudo de Akobeng (2007), para identificar o melhor ponto de corte, foi selecionado o ponto que apresentasse o menor valor resultante para a expressão: $(1 - \text{sensibilidade})^2 + (1 - \text{especificidade})^2$.

Cabe ressaltar que para todas as análises das comparações intergrupos e acurácia foram considerados os valores médios entre as duas repetições das tarefas realizadas nesta pesquisa e, para a análise da força máxima de mordida molar bilateral, foi considerado o valor máximo dentre as duas repetições realizadas.

A análise estatística da confiabilidade dos dados para força máxima de mordida, parâmetros EMG de cada músculo e janelamentos, considerando as duas repetições coletadas em cada tarefa analisada nesta pesquisa, foi averiguada pelo resultado do coeficiente de correlação intraclassa ($ICC_{3,1}$), modelo: *two-way mixed*; tipo: *absolute agreement*; confiabilidade calculada: *single measurement*. Para o Coeficiente de Correlação Intraclassa os valores foram interpretados segundo Weir (2005): $ICC < 0,40$ (baixa confiabilidade), $ICC \geq 0,40$ a $\leq 0,75$ (boa confiabilidade) e $ICC > 0,75$ (excelente confiabilidade). Também foi analisado o erro padrão da mensuração por meio da fórmula: $EPM = \text{Desvio} - \text{Padrão} * \sqrt{1 - ICC}$.

Para todos os testes utilizados foi adotado um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$). O processamento dos dados e gráficos confeccionados foi realizado por meio do software SPSS®, versão 17.0 (Chicago, IL, USA).

5 RESULTADOS

A análise qualitativa do nível de acurácia de força máxima de mordida molar bilateral e dos valores de coeficiente de angulação referentes aos parâmetros de FM EMG e RMS EMG durante o protocolo de fadiga são observados nas figuras 11 e 12.

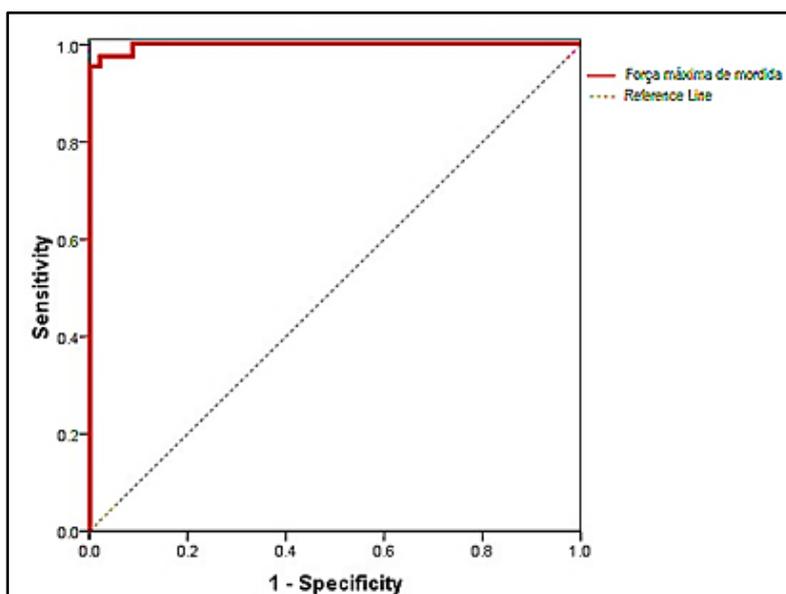


Figura 11 – Curva ROC referente à força máxima de mordida molar bilateral.

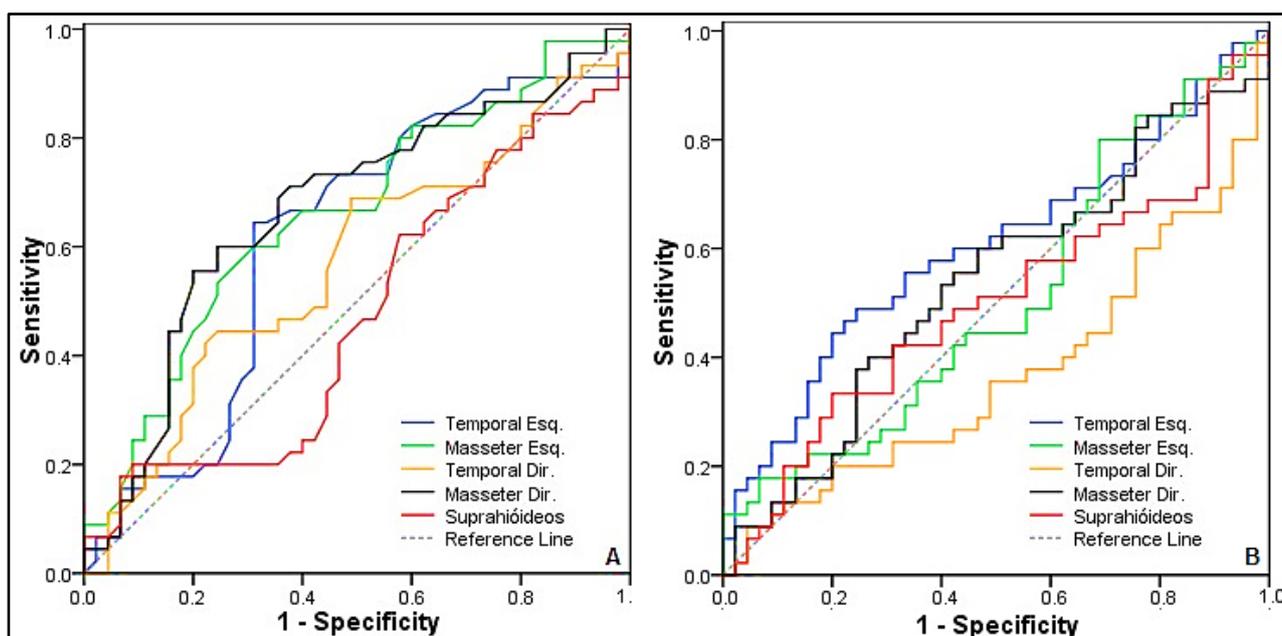


Figura 12 – Curva ROC referente ao coeficiente de angulação da reta de regressão linear referente à atividade EMG dos músculos mastigatórios durante o protocolo de fadiga muscular: A) RMS EMG e B) FM EMG.

A tabela 2 retrata de forma quantitativa os níveis de acurácia (AUC), sensibilidade, especificidade e melhor ponto de corte da força máxima de mordida molar bilateral e dos coeficientes de angulação dos músculos mastigatórios em cada parâmetro EMG. Assim sendo, a força máxima de mordida molar bilateral apresentou alto nível de acurácia. E, por conseguinte, baixos níveis de acurácia foram observados nos coeficientes de angulação de RMS EMG para os músculos masseteres, temporal anterior esquerdo e suprahióideos e nos coeficientes de angulação de FM EMG para os músculos temporais e masseteres durante o protocolo. Para o restante dos músculos mastigatórios e parâmetros avaliados durante o protocolo de fadiga muscular foram constatados níveis de acurácia devido ao acaso.

Tabela 2 – Nível de acurácia dos valores de força máxima de mordida e coeficientes de angulação de RMS e FM EMG dos músculos mastigatórios durante o protocolo de fadiga muscular.

AUC (IC 95%)	Melhor Ponto de Corte	Sensibilidade (%)	Especificidade (%)
Força Máxima de Mordida (Kgf)			
0,99 (0,00 - 1,00)	52,41	97,78	97,78
Coefficiente de angulação de RMS EMG - TEMP E durante a MMBS a 50% (β)			
0,65 (0,54 - 0,77)	0,10	66,67	62,22
Coefficiente de angulação de RMS EMG - MASS E durante a MMBS a 50% (β)			
0,54 (0,42 - 0,66)	0,09	64,44	48,89
Coefficiente de angulação de RMS EMG - TEMP D durante a MMBS a 50% (β)			
0,45 (0,33 - 0,57)	0,05	37,78	62,22
Coefficiente de angulação de RMS EMG - MASS D durante a MMBS a 50% (β)			
0,57 (0,45 - 0,69)	0,10	71,11	55,56
Coefficiente de angulação de RMS EMG - SH durante a MMBS a 50% (β)			
0,54 (0,42 - 0,66)	0,02	60	46,67
Coefficiente de angulação de FM EMG - TEMP E durante a MMBS a 50% (β)			
0,62 (0,50 - 0,74)	-0,09	64,44	68,89
Coefficiente de angulação de FM EMG - MASS E durante a MMBS a 50% (β)			
0,66 (0,55 - 0,77)	-0,12	60	68,89
Coefficiente de angulação de FM EMG - TEMP D durante a MMBS a 50% (β)			
0,57 (0,45 - 0,69)	-0,14	68,89	51,11
Coefficiente de angulação de FM EMG - MASS D durante a MMBS a 50% (β)			
0,67 (0,56 - 0,78)	-0,13	60	75,56
Coefficiente de angulação de FM EMG - SH durante a MMBS a 50% (β)			
0,47 (0,35 - 0,59)	-0,07	62,22	42,22

TEMP E: Músculo Temporal Anterior Esquerdo; MASS E: Músculo Masseter Esquerdo; TEMP D: Músculo Temporal Anterior Direito; MASS D: Músculo Masseter Direito; SH: Músculos Suprahióideos. β =valor de coeficiente de angulação da reta de regressão linear. IC 95%: intervalo de confiança a 95%.

De acordo com a tabela 3, os grupos apresentaram força máxima de mordida molar bilateral significativamente diferentes, com maior força de mordida para o grupo controle. A tabela 3 ainda retrata os valores de intensidade de dor na face em repouso e após a 1ª repetição da tarefa de MMBS a 50% de ambos os grupos.

No que diz respeito à preferência do lado de mastigação, os grupos apresentaram homogeneidade ($X_2=2,90$; $p=0,14$), visto que no grupo DTM

miogênica 15 voluntárias tinham preferência de mastigação para o lado esquerdo e 28 para o lado direito e, no grupo Controle, 8 voluntárias tinham preferência de mastigação para o lado esquerdo e 35 para o lado direito (dados não apresentados na tabela 3).

Tabela 3 – Análise intergrupo dos dados de intensidade de dor na face e força máxima de mordida molar bilateral.

	Média ± Desvio-padrão	Significância
Intensidade de dor na face em repouso - EVA (cm)		
Grupo DTM	3,13 ± 2,68	Na
Grupo Controle	0 ± 0	
Intensidade de dor na face após a 1ª- MMBS a 50% - EVA (cm)		
Grupo DTM	5,76 ± 2,34	Na
Grupo Controle	0 ± 0	
Força máxima de mordida molar bilateral (Kgf)		
Grupo DTM	30,85 ± 9,69	$t = -18,03$; $p \leq 0,01^*$
Grupo Controle	70,52 ± 11,13	

* diferença significativa intergrupo (teste *t* de Student). Na: não aplicável.

A tabela 4 expressa os valores de RMS EMG durante a tarefa de MMBMax, no qual foi constatada diferença significativa intergrupo nos valores de RMS EMG para os músculos temporais e masseteres (direitos e esquerdos), com maior atividade mioelétrica no grupo controle.

Tabela 4 – Análise intergrupo do parâmetro RMS EMG durante a MMBMax.

	Média ± Desvio-Padrão	Diferença média (IC 95%)	Significância
RMS EMG - Músculo Temporal Anterior Esquerdo (µV)			
Grupo DTM	114,90 ± 57,60	-63,46 (-100,71 \ -26,22)	t=3,40; p≤0,01*
Grupo Controle	178,36 ± 111,19		
RMS EMG - Músculo Masseter Esquerdo (µV)			
Grupo DTM	192,91 ± 148,79	-69,50 (-125,34 \ -13,66)	t=2,48; p=0,02*
Grupo Controle	262,40 ± 115,56		
RMS EMG - Músculo Temporal Anterior Direito (µV)			
Grupo DTM	125,28 ± 62,46	-78,89 (-120,41 \ -37,37)	t=3,80; p≤0,01*
Grupo Controle	204,17 ± 124,66		
RMS EMG - Músculo Masseter Direito (µV)			
Grupo DTM	192,68 ± 126,65	-89,15 (-140,18 \ -38,11)	t=3,47; p≤0,01*
Grupo Controle	281,83 ± 117,53		
RMS EMG - Músculos Suprahióideos (µV)			
Grupo DTM	39,50 ± 32,22	-13,71 (-30,82 \ 3,41)	t=1,59; p=0,11
Grupo Controle	53,21 ± 47,91		

* diferença significativa intergrupo (teste *t* de *Student*). IC 95%: intervalo de confiança a 95%.

A tabela 5 expressa o índice de eficiência neuromuscular dos músculos elevadores da mandíbula (temporais anteriores e masseteres) durante a tarefa de MMBMax, no qual foi constatada diferença significativa intergrupo no índice para os músculos temporais e masseteres (direitos e esquerdos), com maior índice de eficiência neuromuscular para o grupo controle.

Tabela 5 – Análise intergrupo do índice de Eficiência Neuromuscular.

	Média ± Desvio-Padrão	Diferença média (IC 95%)	Significância
Músculo Temporal Anterior Esquerdo (Kgf/µV)			
Grupo DTM	32,56 ± 12,33	17,93 (9,90 \ 25,97)	t=5,43; p≤0,01*
Grupo Controle	50,49 ± 24,16		
Músculo Masseter Esquerdo (Kgf/µV)			
Grupo DTM	24,99 ± 14,84	7,76 (1,68 \ 13,83)	t=3,48; p=0,01*
Grupo Controle	32,75 ± 14,15		
Músculo Temporal Anterior Direito (Kgf/µV)			
Grupo DTM	31,96 ± 14,81	14,41 (5,23 \ 23,59)	t=4,38; p≤0,01*
Grupo Controle	46,38 ± 27,23		
Músculo Masseter Direito (Kgf/µV)			
Grupo DTM	22,06 ± 11,25	7,97 (2,77 \ 13,17)	t=4,29; p≤0,01*
Grupo Controle	30,02 ± 13,48		

* diferença significativa intergrupo (teste *t* de *Student*). IC 95%: intervalo de confiança a 95%.

As Figuras 13 e 14 retratam a direção da reta de regressão linear dos músculos mastigatórios referentes, respectivamente, aos valores de RMS EMG e FM EMG, considerando o janelamento durante o protocolo de fadiga muscular. Sendo assim, a reta tem sentido ascendente para os valores de RMS EMG, com maiores valores nos músculos mastigatórios no grupo controle do que no grupo DTM miogênica. Quanto à FM EMG dos músculos mastigatórios, a reta teve sentido descendente com menores valores no grupo controle do que no grupo DTM miogênica.

Ainda é importante retratar a flutuação da força de ambos os grupos durante o processamento das 5 janelas no protocolo de fadiga muscular. Neste sentido, o grupo DTM miogênica apresentou maior flutuação de força submáxima de mordida (Média=15,94 Kgf; Desvio-padrão=0,57 Kgf; Coeficiente de variação=3,77%) do que o grupo controle (Média=35,49 Kgf; Desvio-padrão=0,78 Kgf; Coeficiente de variação=2,27%), sendo esta diferença significativa ($t=3,12$; $p=0,02$).

Todos os coeficientes de angulação referentes às análises das figuras 13 e 14 estão expressos na tabela 6, assim como os valores dos coeficientes de determinação e significância (r^2 e p valores) das retas de regressão linear.

A tabela 6 retrata a significância dos coeficientes de angulações intragrupo por meio dos coeficientes de determinação da reta (r^2 e p valores), no qual constatou-se valores significativos no grupo controle para o RMS EMG dos músculos temporais anteriores (direito e esquerdo), masseter direito e suprahióideos e, valores significativos, para o grupo DTM miogênica nos músculos temporais anteriores (direito e esquerdo). No que diz respeito à diferença intergrupo dos coeficientes de angulação, apenas o músculo temporal anterior esquerdo

mostrou significância nos valores de RMS EMG (maior angulação para o grupo controle no sentido ascendente).

Por fim, a tabela 6 também expressa a significância dos coeficientes de angulações intragrupo (r^2 e p valores), no qual constatou-se valores significativos no grupo controle e no grupo DTM miogênica para a FM EMG em todos os músculos mastigatórios. Por conseguinte, apenas os músculos masseteres (direito e esquerdo) mostraram diferenças significativas intergrupo nos valores de coeficiente de angulação referentes à FM EMG (maior angulação para o grupo controle no sentido descendente).

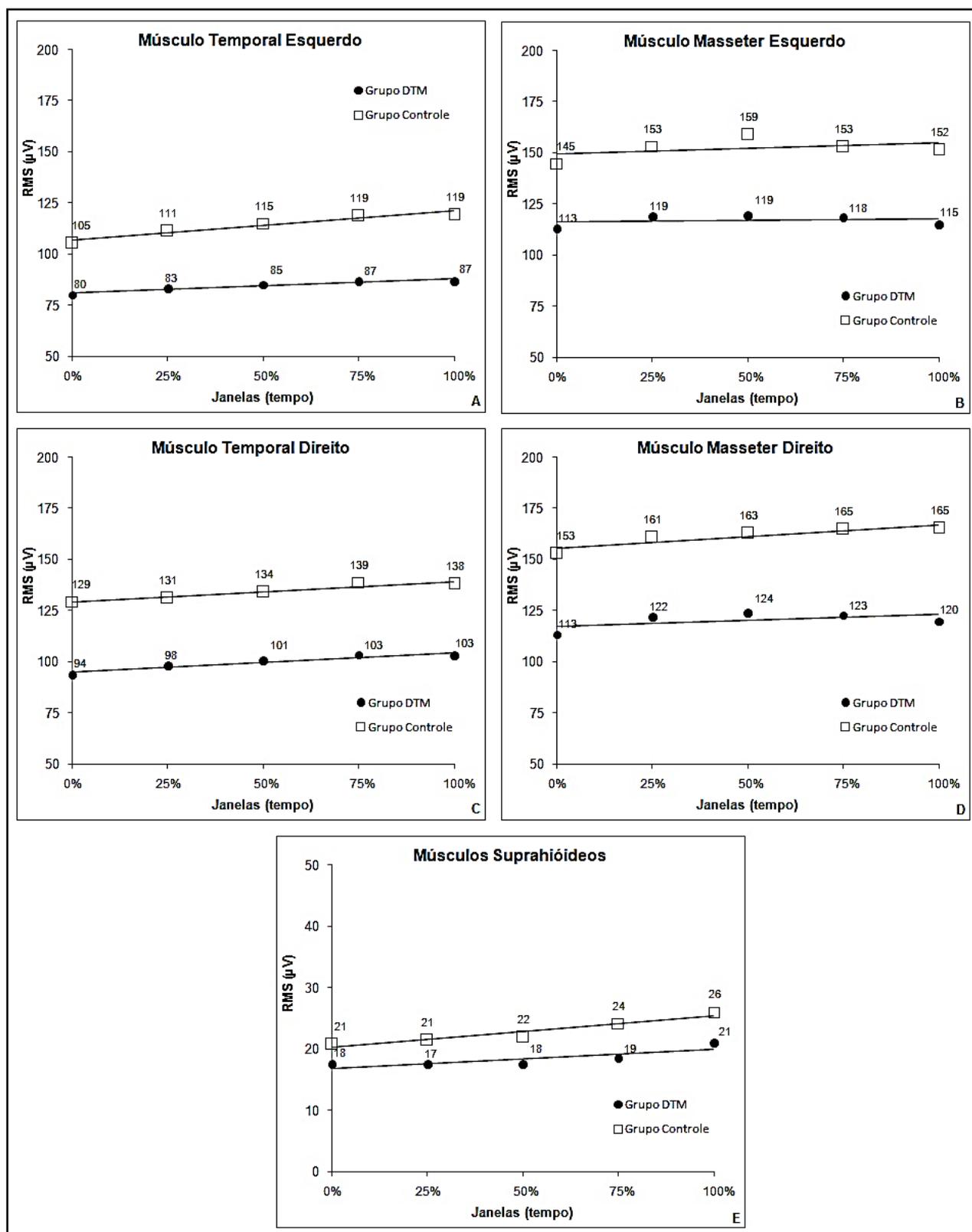


Figura 13 – Reta de regressão linear dos valores de RMS EMG referentes ao protocolo de fadiga entre os grupos, A) Músculo Temporal Anterior Esquerdo; B) Masseter Esquerdo; C) Temporal Anterior Direito; D) Masseter Direito; E) Suprahióideos.

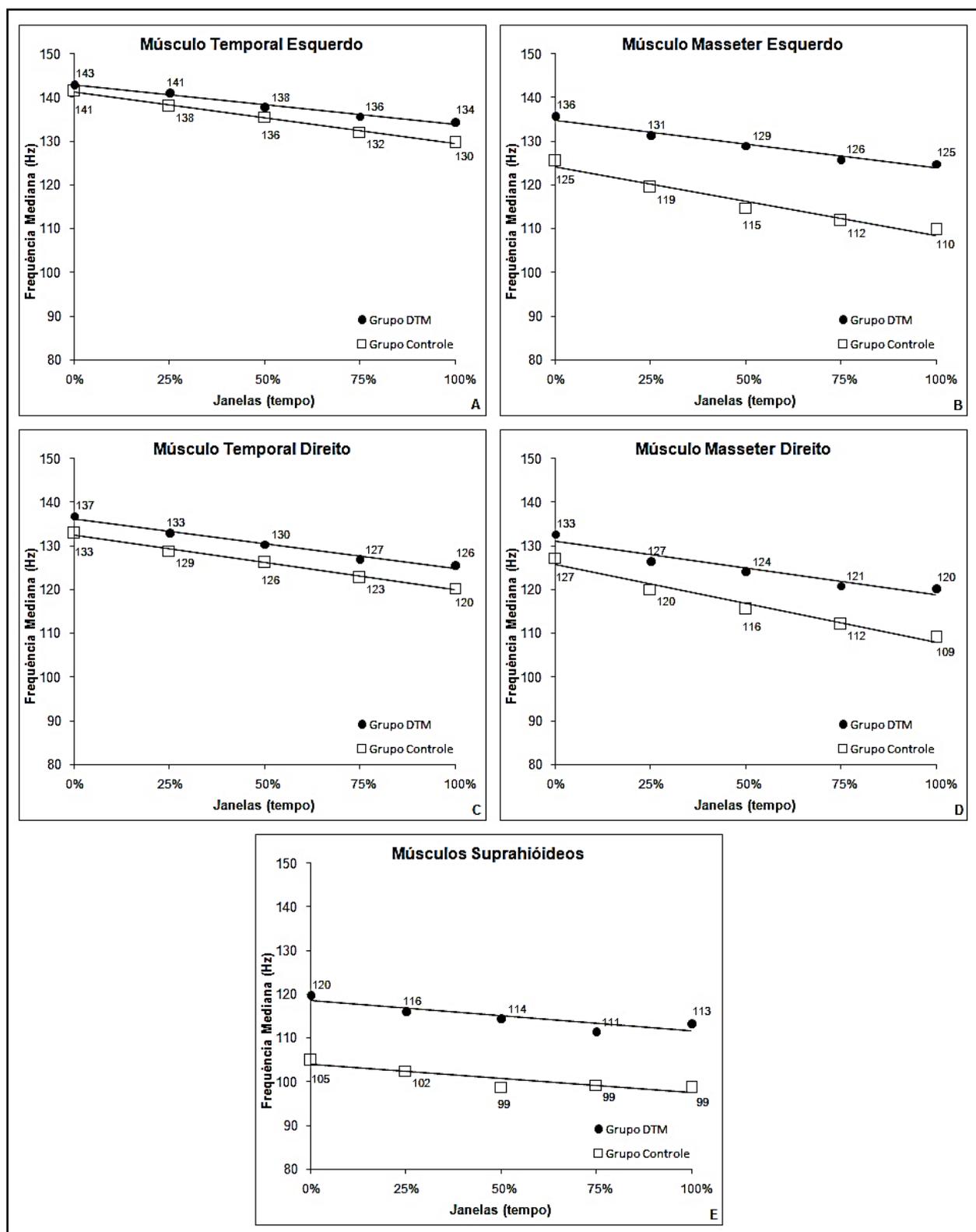


Figura 14 – Reta de regressão linear dos valores de FM EMG referentes ao protocolo de fadiga entre os grupos, A) **Músculo Temporal Anterior Esquerdo**; B) **Masseter Esquerdo**; C) **Temporal Anterior Direito**; D) **Masseter Direito**; E) **Suprahióideos**.

Tabela 6 – Análise intra e intergrupo dos coeficientes de angulação da reta de regressão linear das voluntárias, referentes aos parâmetros RMS EMG e FM EMG durante o protocolo de fadiga muscular.

	β (Média \pm Desvio-padrão)	Regressão Linear	Significância Intergrupo (β)
RMS EMG - Músculo Temporal Anterior Esquerdo			
Grupo DTM	0,07 \pm 0,11	$r^2=0,90$; $p=0,01$	$t=-2,49$; $p=0,01^*$
Grupo Controle	0,14 \pm 0,17	$r^2=0,94$; $p=0,01$	
RMS EMG - Músculo Masseter Esquerdo			
Grupo DTM	0,02 \pm 0,26	$r^2=0,04$; $p=0,73$	$t=-0,73$; $p=0,47$
Grupo Controle	0,05 \pm 0,24	$r^2=0,18$; $p=0,48$	
RMS EMG - Músculo Temporal Anterior Direito			
Grupo DTM	0,10 \pm 0,11	$r^2=0,90$; $p=0,01$	$t=-0,13$; $p=0,90$
Grupo Controle	0,10 \pm 0,30	$r^2=0,92$; $p=0,01$	
RMS EMG - Músculo Masseter Direito			
Grupo DTM	0,06 \pm 0,23	$r^2=0,27$; $p=0,37$	$t=-1,20$; $p=0,23$
Grupo Controle	0,12 \pm 0,24	$r^2=0,81$; $p=0,04$	
RMS EMG - Músculos Suprahióideos			
Grupo DTM	0,03 \pm 0,09	$r^2=0,69$; $p=0,08$	$t=-0,88$; $p=0,38$
Grupo Controle	0,05 \pm 0,13	$r^2=0,92$; $p=0,01$	
FM EMG - Músculo Masseter Esquerdo			
Grupo DTM	-0,09 \pm 0,08	$r^2=0,98$; $p\leq 0,01$	$t=-1,68$; $p=0,10$
Grupo Controle	-0,12 \pm 0,08	$r^2=1,00$; $p\leq 0,01$	
FM EMG - Músculo Masseter Esquerdo			
Grupo DTM	-0,11 \pm 0,09	$r^2=0,96$; $p\leq 0,01$	$t=-2,64$; $p=0,01^*$
Grupo Controle	-0,16 \pm 0,08	$r^2=0,96$; $p\leq 0,01$	
FM EMG - Músculo Temporal Anterior Direito			
Grupo DTM	-0,11 \pm 0,08	$r^2=0,98$; $p\leq 0,01$	$t=-0,74$; $p=0,46$
Grupo Controle	-0,13 \pm 0,07	$r^2=0,99$; $p\leq 0,01$	
FM EMG - Músculo Masseter Direito			
Grupo DTM	-0,12 \pm 0,10	$r^2=0,92$; $p=0,01$	$t=-2,68$; $p=0,01^*$
Grupo Controle	-0,18 \pm 0,10	$r^2=0,97$; $p\leq 0,01$	
FM EMG - Músculos Suprahióideos			
Grupo DTM	-0,07 \pm 0,13	$r^2=0,77$; $p=0,05$	$t=0,28$; $p=0,78$
Grupo Controle	-0,06 \pm 0,08	$r^2=0,80$; $p=0,04$	

* para diferença significativa (teste t de Student). β =valor de coeficiente de angulação da reta de regressão linear.

6 DISCUSSÃO

6.1 Dinamômetro de Mordida

A presente pesquisa retratou alto nível de acurácia na força máxima de mordida molar bilateral avaliada por meio de dinamômetro de mordida para o diagnóstico de mulheres com DTM miogênica.

É importante ressaltar, que esta pesquisa é pioneira, uma vez que define o melhor ponto de corte no uso do instrumento em questão para o diagnóstico da disfunção miogênica. Entretanto, esses achados devem ser interpretados com cautela, visto que devem ser utilizados mantendo os critérios empregados neste estudo, ou seja, em mulheres jovens, com uso de dinamômetro de mordida molar bilateral de 15 mm de espessura.

Assim sendo, considerando a metodologia utilizada nesta pesquisa, estabeleceu-se o valor de 52,41 Kgf como melhor ponto de corte para o diagnóstico da DTM miogênica, no qual casos positivos devem ser diagnosticados quando a força máxima de mordida molar bilateral for menor que o ponto de corte, e casos negativos devem ser diagnosticados quando a força máxima for igual ou superior ao ponto de corte.

De modo geral, esta pesquisa também constatou diferença significativamente maior de força máxima de mordida para o grupo controle em comparação com grupo DTM miogênica. Fato este, que está de acordo com pesquisas anteriores, como Kroon e Naeije (1992), que avaliaram a força máxima com transdutor de força para mordida incisiva; Castroflorio et al. (2012) que retrataram a força máxima da mordida molar bilateral com transdutor de força intraoral; e Xu et al. (2017) que observaram a força máxima com dinamômetro de mordida molar unilateral. Enquanto Koyano, Kim e Clark (1995), analisaram a força

máxima com dinamômetro de mordida molar bilateral e não encontraram diferença significativa entre o grupo com disfunção dos músculos mastigatórios e grupo controle (assintomáticos).

Por conseguinte, tais discordâncias devem-se à influência de fatores anatômicos e fisiológicos de cada indivíduo avaliado, que influenciam diretamente a mensuração da força de mordida. Sabe-se também, que a força máxima de mordida varia de acordo com a localização do transdutor de força ou dinamômetro de mordida na cavidade oral, no qual quanto mais posterior, maior é o registro de força máxima de mordida (Koc, Dogan e Bekb, 2010). E inclusive, para o registro mais adequado de força máxima de mordida deve-se empregar uma distância interoclusal de 9 a 20 mm (distância vertical entre as margens distais dos dentes caninos da arcada superior e inferior), com carga aplicada em vários dentes para uma área maior de suporte (Manns, Miralles e Palazzi, 1979; Ahlberg et al., 2003).

Assim sendo, na presente pesquisa, a maior magnitude de força máxima de mordida encontrada no grupo controle, talvez seja justificada, tanto pelos 15 mm de espessura do dinamômetro de mordida (totalizando uma distância interoclusal de aproximadamente 17 mm com base na distância vertical das margens distais dos dentes caninos), que por sua vez talvez tenha favorecido a otimização da relação comprimento-tensão dos músculos masseteres durante a tarefa avaliada (Miles, Nordstrom e Türker, 1986; Van Eijden, Korfage e Brugman, 1997), quanto pela ausência de dor nos músculos mastigatórios ou ATM nesse grupo. Enquanto o grupo DTM miogênica, por apresentar disfunção crônica instalada e dor durante a tarefa de mordida, pode ter apresentado mecanismos inibitórios da força máxima de mordida (Kogawa et al., 2006; Pereira et al., 2007).

6.2 Eletromiografia de Superfície

Quanto à EMG, esta pesquisa retratou níveis de acurácia inadequados com o uso do coeficiente de angulação de RMS e FM EMG (reta de regressão linear traçada do início ao fim da tarefa de mordida) dos músculos mastigatórios no protocolo de fadiga muscular durante a tarefa de MMBS a 50% para o diagnóstico de DTM miogênica em mulheres.

Entretanto, mesmo com o baixo nível de acurácia encontrado, esta pesquisa traz as primeiras informações sobre os níveis dos parâmetros EMG em um protocolo de fadiga muscular durante a MMBS a 50%. Tais achados não foram comparados com pesquisas anteriores, visto que apenas Manfredini et al., (2011) e Berni et al. (2015) avaliaram os níveis de acurácia do parâmetro de RMS EMG, porém os mesmos o fizeram em tarefa curtas de mordida (mordida isométrica máxima durante 5 segundos) e foram discordantes em seus achados.

No geral, Berni et al. (2015) demonstraram que o parâmetro de RMS EMG dos músculos mastigatórios apresentaram moderado nível de acurácia para a discriminação entre indivíduos com DTM miogênica e indivíduos assintomáticos durante o repouso da ATM e inadequados níveis de acurácia durante a mordida molar bilateral isométrica máxima. E, Contrariamente, Manfredini et al. (2011) demonstraram que o parâmetro de RMS EMG dos músculos mastigatórios têm moderado a alto nível de acurácia para o diagnóstico da DTM miogênica durante a tarefa de mordida molar bilateral isométrica máxima, mas baixos níveis de acurácia na tarefa de repouso da ATM.

Ressalta-se ainda, que a presente pesquisa constatou diferenças significativas entre os grupos avaliados, com maiores sinais de fadiga evidentes para o grupo controle. Em suma, foram observados coeficientes de angulação de

FM EMG significativos para todos os músculos avaliados em ambos os grupos (reta de regressão no sentido descendente, indicando redução significativa do parâmetro FM EMG), com diferença significativa intergrupo apenas para os músculos masseteres (maiores coeficientes de angulação para o grupo controle). Além disso, também foi constatado coeficientes de angulação de RMS EMG significativos para os músculos temporais anteriores (de ambos os grupos) e para os músculos masseter direito e suprahióideos do grupo controle (reta de regressão no sentido ascendente, indicando aumento significativo do parâmetro RMS EMG), com diferença significativa intergrupo apenas para o músculo temporal esquerdo (maiores coeficientes de angulação para o grupo controle).

De acordo com Farina et al. (2004) o processo de fadiga muscular ocorre antes da incapacidade do músculo em manter um mecanismo de performance específico, sendo este processo uma função análoga ao tempo, que começa se desenvolvendo progressivamente desde o início da contração muscular.

É conhecido, que o processo de fadiga muscular em contrações máximas e submáximas sustentadas provoca redução do fluxo sanguíneo muscular, com posterior redução do PH intracelular e acúmulo de metabólitos (íons de hidrogênio - H⁺ e potássio - K⁺), que por sua vez reduz a propagação do potencial de ação no sarcolema (De Luca, 1997; Carpentier, Duchateau e Hainaut, 2001; Kuchinad, Ivanova e Garland, 2004). Além disso, devido ao acúmulo de metabólitos, ocorre a estimulação de fibras nervosas aferentes musculares do tipo III e IV que inibem o motoneurônio que inerva o músculo via circuito reflexo (Bigland-Ritchie et al., 1986; Amann et al., 2008).

Torna-se importante também ressaltar, que vários autores explicam o mecanismo de redução da FM EMG e aumento do RMS EMG observado nos

processos de fadiga muscular, devido à fatores como: a) mudança nas estimativas de velocidade de condução global ou mudança da distribuição de velocidade global do sarcolema (De Luca, 1985; Merletti, Knaflitz e De Luca, 1990; Brody et al., 1991), b) sincronização das unidades motoras (Kleine et al., 2001), c) recrutamento de novas unidade motoras (Gazzoni, Farina e Merletti, 2001), e d) mudança na potência entre os músculos sinergistas (Duchene e Goubel, 1990).

Assim sendo, todos os sinais do processo de fadiga muscular foram melhores observados no grupo controle do que no grupo DTM miogênica na presente pesquisa. Acredita-se, que a maior redução da FM EMG ao longo do protocolo de fadiga muscular foi devido aos mecanismos de mudança na velocidade de condução no sarcolema e/ou sincronização de unidades motoras, em razão do acúmulo de metabólitos no músculo, assim como também, que o maior aumento do RMS EMG foi devido ao recrutamento de novas unidades motoras adicionais e mudança na potência entre os músculos sinergistas na tentativa de manter o nível de força solicitado durante os 30 segundos de mordida. Tais conjecturas, explicam a adaptação entre os músculos masseteres no grupo controle, que tiveram redução da FM EMG, com o músculo temporal anterior esquerdo do mesmo grupo, que apresentou aumento do RMS EMG como compensação adaptativa sinérgica na tentativa de suprir a ação dos músculos masseteres (Maton et al., 1992).

De acordo com Moller, Rasmussen e Bonde-Petersen (1979 apud Koyano, Kim e Clark, 1995), após tarefa de mordida sustentada a 50% da força máxima, o músculo temporal anterior apresenta substancial menor privação de fluxo sanguíneo e hiperemia local do que o músculo masseter. Esse fato, talvez complemente com mais detalhe a ideia do parágrafo acima, já que explica o motivo

pelo qual há redução da FM EMG no músculo masseter, visto sua maior privação de fluxo sanguíneo, com aumento conseqüente do tempo que os metabólitos produzidos pelo protocolo de fadiga muscular permanecem no músculo. Enquanto o músculo temporal anterior, por ter um maior suprimento sanguíneo, não apresenta sinais tão evidentes de redução de FM EMG, conseguindo inclusive, aumentar o RMS EMG (recrutamento de novas unidades motoras) compensando a diminuição de atividade dos músculos masseteres.

Diante desse contexto, esta pesquisa também pressupõe que o grupo controle apresentou maiores sinais de fadiga muscular por ter sido capaz de trabalhar com uma maior magnitude de força e eficiência neuromuscular que o grupo DTM miogênica. Tal ideia é justificada, pela análise de eficiência neuromuscular apresentada, no qual o grupo controle apresentou valor significativamente maior que o grupo DTM miogênica na tarefa de MMBMax para os músculos elevadores da mandíbula (masseteres e temporais anteriores).

Além disso, com intuito de evitar a dor na face e nos músculos mastigatórios, o grupo DTM miogênica talvez tenha realizado a tarefa de mordida com uma margem segura de força (Grünheid et al., 2009), que por sua vez pode ter limitado a observação de maiores sinais de fadiga em seus músculos mastigatórios. Cabe também ressaltar, que mesmo que o grupo DTM miogênica, inconscientemente, tenha realizado a mordida com magnitude de força reduzida para evitar dor, o mesmo apresentou flutuação de força significativamente maior que o grupo controle na tarefa de MMBS a 50%, o que caracteriza seu quadro disfuncional.

Mesmo com as suposições supracitadas sobre os achados desta pesquisa, foi realizada também a discussão com estudos que avaliaram um dos

parâmetros EMG ou ambos (FM e RMS EMG) em indivíduos com disfunção dos músculos mastigatórios e assintomáticos, em protocolos longos e curtos de fadiga muscular durante tarefas de mordida.

Kroon e Naeije (1992) avaliaram indivíduos com disfunção craniomandibular e assintomáticos em um protocolo de fadiga muscular durante mordida com os dentes incisivos por 30 segundos, a 50% da atividade EMG de mordida máxima, utilizando transdutor de força. Os autores observaram, no geral, valor de RMS EMG significativamente menor dos músculos elevadores da mandíbula para o grupo disfunção craniomandibular, o que corrobora com os achados da presente pesquisa. Por conseguinte, mesmo considerando a redução do parâmetro de Frequência média EMG do início ao fim da tarefa de mordida que os autores encontraram, não foi constatada diferença significativa entre os grupos, visto que ambos apresentaram redução semelhante, diferindo desta pesquisa que constatou redução mais significativa desse parâmetro EMG para o grupo controle.

Essa diferença supracitada, talvez se deva à realização do protocolo de fadiga durante a mordida incisiva realizada por Kroon e Naeije (1992). É digno de nota, que Maton et al. (1992) estabeleceram que a mordida incisiva é a maneira mais adequada para mensurar a força de mordida máxima, já que os músculos masseteres superficiais apresentam um melhor arranjo bilateral de suas fibras com a ATM mais protraída. Entretanto, os valores de força máxima de mordida incisiva relatados por Kroon e Naeije (1992) foram expressivamente menores do que os valores encontrados da presente pesquisa, possivelmente devido ao receio dos voluntários quanto ao risco da quebra dos dentes durante a realização da mordida incisiva (Braun et al., 1995), justificando o uso da mordida molar bilateral.

Pitta et al. (2015) avaliaram dois grupos, grupo com DTM e grupo assintomático, durante protocolo de fadiga em uma tarefa de mordida molar bilateral isométrica máxima no material parafilme, durante 10 segundos. Os autores retrataram significativos coeficientes de angulações, do início e fim da tarefa, nos valores de FM EMG para os músculos temporais anteriores e masseteres em ambos os grupos (redução significativa da FM EMG), mas ausência de diferenças significativas entre os grupos. E por fim, constataram que apenas o músculo temporal anterior apresentou atividade elétrica (RMS EMG) significativamente maior no grupo assintomático em comparação com o grupo DTM.

Os achados supracitados corroboram com a presente pesquisa, entretanto, também não foram encontrados coeficientes de angulação de FM EMG dos músculos mastigatórios mais significativos no grupo controle em comparação com o grupo DTM miogênica durante o protocolo de fadiga muscular. Acredita-se que a ausência dessa diferença seja devido a não utilização de transdutor de força/dinamômetro de mordida e ao curto protocolo de fadiga muscular realizado por Pitta et al. (2015), visto que esses fatores podem ter atenuado os efeitos da fadiga eletromiográfica nos músculos mastigatórios entre os grupos, diferente da presente pesquisa com a realização de um protocolo de fadiga muscular três vezes mais longo (30 segundos) com uso do dinamômetro de mordida molar bilateral.

Xu et al. (2017), avaliaram dois grupos, grupo com DTM e grupo assintomático, em um protocolo de fadiga durante mordida unilateral com os dentes molares pelo máximo de tempo tolerado, a 30% da força máxima de mordida, utilizando dinamômetro de mordida. Foi observado valores de RMS EMG normalizados significativamente mais altos em todos os músculos avaliados no grupo DTM quando comparados ao grupo assintomático (o que indica uma menor

eficiência neuromuscular desse grupo), e aumento significativo dos valores de RMS EMG normalizados do início para fim da tarefa, apenas no músculo temporal anterior do lado da mordida para o grupo assintomático, validando os achados da presente pesquisa. Foi também constatada redução significativa nos valores de FM EMG dos músculos masseter e temporal anterior do lado da mordida para ambos os grupos, mas ausência de diferença significativa intergrupo, o que se assemelha com as pesquisas anteriormente citadas (Kroon e Naeije, 1992; Pitta et al., 2015) e difere desta pesquisa.

A diferença do parâmetro de FM EMG durante o protocolo de fadiga entre os autores supracitados e a presente pesquisa, talvez seja devido à utilização de dinamômetro de mordida molar unilateral realizado por Xu et al. (2017), que possivelmente pode ter mascarado os sinais de fadiga EMG, visto que o Sistema Nervoso Central ativa os músculos mastigatórios bilateralmente durante a mordida e não unilateralmente (Pitta et al., 2015).

No seguimento, foram encontradas seis pesquisas que constataram achados discordantes dos resultados do presente estudo (Gay et al., 1994; Koyano, Kim e Clark, 1995; Liu et al., 1999; Tartaglia et al., 2011; Castroflorio et al., 2012 e Woźniak et al., 2015), ou seja, maiores sinais evidentes de fadiga eletromiográfica no grupo com disfunção dos músculos mastigatórios.

Gay et al. (1994) e Liu et al. (1999) avaliaram dois grupos, grupo com disfunção dolorosa nos músculos mastigatórios e grupo assintomático, em um protocolo de fadiga muscular durante mordida com os dentes incisivos pelo máximo de tempo tolerado com força constante de 10 N ou força submáxima a 70% da máxima, utilizando transdutor de força. Os achados foram redução significativa da Frequência Média EMG e aumento significativo da atividade elétrica dos músculos

elevadores da mandíbula, em ambos os grupos, do início ao fim da tarefa. Contudo, houve coeficiente de angulação significativamente maior para o grupo com disfunção, em ambos os parâmetros EMG avaliados, diferindo completamente da presente pesquisa, talvez devido à utilização de mordida incisiva durante o protocolo de fadiga pelos autores.

Castroflorio et al. (2012) avaliaram dois grupos de indivíduos, grupo com DTM miogênica e grupo assintomático, em um protocolo de fadiga muscular durante tarefa de mordida bilateral com os dentes molares por 30 segundos, a 20%, 40%, 60% e 80% da força máxima, utilizando um transdutor de força intraoral de 5 mm de espessura. Os autores não encontraram diferenças significativas intergrupo no coeficiente de angulação para nenhum dos músculos e tarefas de mordida, considerando os parâmetros de ARV e Frequência média EMG, diferindo também desta pesquisa.

Assim, acredita-se que a diferença entre os achados dos autores supracitados e a presente pesquisa, que encontrou tanto redução mais significativa da FM EMG nos músculos masseteres quanto aumento significativo do RMS EMG do músculo temporal anterior esquerdo no grupo controle, seja devido ao transdutor de força de mordida intraoral de pequena espessura utilizado por Castroflorio et al. (2012), que talvez tenha alterado o padrão de recrutamento das unidades motoras dos músculos mastigatórios (magnitude de atividade elétrica e taxa de disparo das fibras) pela menor amplitude de abertura da boca durante a mordida.

Esta hipótese é apresentada, pois sabe-se que a manutenção da ATM na posição cêntrica durante a mordida molar bilateral favorece uma maior atividade elétrica dos músculos elevadores da mandíbula (Forrester et al., 2010). Como a presente pesquisa realizou um protocolo de fadiga com a ATM na posição cêntrica

com distância interoclusal dos dentes de 17 mm, pensa-se que a mesma favoreceu a otimização da relação comprimento-tensão dos músculos elevadores da mandíbula (Miles, Nordstrom e Türker, 1986; Van Eijden, Korfage e Brugman, 1997), que por sua vez além de fornecer mais força gerou diferente padrão de recrutamento das unidades motoras nos músculos mastigatórios do grupo controle. Enquanto o grupo DTM miogênica, por ter uma disfunção crônica instalada, pode ter apresentado mecanismos inibitórios dos músculos agonistas da tarefa (elevadores da mandíbula) em função da dor gerada (Murray e Peck, 2007; Peck, Murray e Gerzina, 2008).

Já Tartaglia et al. (2011) e Woźniak et al. (2015) avaliaram grupos de indivíduos com DTM e assintomáticos em um protocolo de fadiga muscular durante a tarefa de mordida molar bilateral isométrica máxima diretamente na face oclusal dos dentes (5 a 10 segundos). Foi observada redução significativa da frequência média, do início ao fim da tarefa, apenas no grupo com DTM para os músculos elevadores da mandíbula. Novamente, essa diferença entre os estudos e a presente pesquisa, talvez seja devido, tanto ao curto protocolo de fadiga muscular realizado, quanto à ausência de utilização de um dinamômetro de mordida.

E, por fim, Koyano, Kim e Clark (1995), avaliaram dois grupos, grupo com dor muscular crônica e grupo assintomático em um protocolo de fadiga semelhante a presente pesquisa, com dinamômetro de mordida molar bilateral com mesma duração da tarefa e mesma força submáxima. Entretanto, os mesmos não especificaram a espessura do dinamômetro utilizado, tornando difícil a comparação dos seus achados, visto que observaram, contrariamente a esta pesquisa, valor de FM EMG significativamente mais baixo nos músculos elevadores do grupo com dor muscular crônica e coeficiente de angulação significativamente maior nos músculos

elevadores no grupo com dor muscular crônica (maior redução da FM EMG) quando comparado ao grupo assintomático.

É digno de nota ainda salientar, que considerando tanto as pesquisas que corroboram com o presente estudo quanto as que discordaram do mesmo, acredita-se que outros fatores também possam ter contribuído para as diferenças encontradas.

Dentre eles, cita-se o fato que todas as nove pesquisas mencionadas compararem grupos com “n” expressivamente menores do que este estudo. Visto que o cálculo amostral pré-estabelecido nesta pesquisa foi de 38 voluntários por grupo para adequada comparação estatística.

Seis pesquisas citadas utilizaram grupos com indivíduos de ambos os sexos, muitas vezes com proporções desiguais (Koyano, Kim e Clark, 1995; Liu et al., 1999; Tartaglia et al., 2011; Castroflorio et al., 2012; Woźniak et al., 2015 e Xu et al., 2017), que reduz ainda mais o “n” total dos seus grupos, além da mistura na interpretação final dos sinais de força e EMG entre os grupos de indivíduos de ambos os sexos, visto que pesquisas já estabeleceram que indivíduos do sexo masculino e feminino diferem no nível de força máxima de mordida e parâmetros EMG avaliados durante tarefas de mordida (Koc, Dogan e Bekb, 2010; Castroflorio et al., 2012).

E por último, apenas cinco pesquisas informaram se seus grupos tinham disfunção crônica ou aguda dos músculos mastigatórios (Kroon e Naeije, 1992; Gay et al., 1994; Liu et al., 1999; Castroflorio et al., 2012 e Woźniak et al., 2015), fato este que também pode ter contribuído para diferenças observáveis, visto que a condição crônica altera a condição neuromuscular para permitir algumas funções

do sistema estomatognático (Epker, Gatchel e Ellis, 1999; Santana-Mora et al., 2009).

Por fim, é importante destacar que apesar da homogeneidade encontrada na análise do lado de preferência mastigatória entre os grupos dessa pesquisa, observou-se um coeficiente de angulação do parâmetro RMS EMG significativamente maior no músculo temporal esquerdo do grupo controle durante o protocolo de fadiga. Talvez esse aumento do RMS EMG especificamente no lado esquerdo do músculo temporal anterior deva-se à maior preferência mastigatória do lado contrário encontrado no grupo, visto que o músculo esquerdo aumenta sua atividade elétrica ao longo do protocolo na tentativa de manter o nível de força submáxima durante os 30 segundos, enquanto o músculo direito, não apresenta sinais evidentes de fadiga por estar mais adaptado.

Nesse contexto, depois de toda a discussão sobre os parâmetros EMG durante o protocolo de fadiga proposto nesta pesquisa, finaliza-se esta sessão com a ideia geral, que apesar da EMG de superfície não ter demonstrado níveis de acurácia adequados para discriminação entre mulheres com DTM miogênica e assintomáticas, o instrumento em questão demonstrou diferenças significativas entre os grupos.

6.3 Limitações

As limitações apresentadas na presente pesquisa foram: a) ausência de avaliação da força máxima de mordida após o protocolo de fadiga proposto, já que complementaria os achados evidentes de fadiga EMG no grupo controle; b) ausência de avaliação do padrão facial das voluntárias desta pesquisa, uma vez que diferenças individuais podem contribuir para alteração da força máxima de

mordida e atividade elétrica dos músculos mastigatórios durante tarefas de mordida; c) necessidade de cautela na interpretação e uso do ponto de corte de acurácia para força máxima de mordida molar bilateral para discriminação de mulheres com DTM miogênica e assintomáticas, pois tais valores devem ser utilizados apenas para mulheres jovens e com uso de dinamômetro molar bilateral de 15 mm de espessura como utilizado nesta pesquisa.

Para futuros estudos, sugere-se a avaliação da fase do ciclo menstrual das voluntárias, dado que a literatura retrata maior capacidade de modulação da dor na fase ovulatória do ciclo (Rezaii et al., 2012), podendo complementar os achados desta pesquisa, além da utilização dos achados de força máxima de mordida molar bilateral retratados neste estudo para auxiliar no diagnóstico da DTM miogênica, já que fornecem dados quantitativos, altamente confiáveis e acurados, desde que sejam utilizados conforme as limitações apresentadas.

E, por fim, considerando a capacidade da EMG de superfície para a avaliação da DTM miogênica, de forma não-invasiva e indolor, fornecendo informações quantitativas e confiáveis tanto no ambiente clínico quanto da pesquisa (Castroflorio, Bracco e Farina, 2008), sugere-se seu uso para acompanhamento e direcionamento do tratamento da DTM miogênica, como vem sendo realizado por pesquisas ao longo dos anos (Packer et al., 2015; Bortolazzo et al., 2015; Ferreira et al., 2017), uma vez que demonstram os valores dos parâmetros EMG em um protocolo de fadiga durante mordida submáxima, que por sua vez se assemelha com as tarefas utilizadas no dia-a-dia pela articulação temporomandibular (Gibbs et al., 1981; Christensen, Tran e Mohamed, 1996).

7 CONCLUSÃO

Conclui-se, portanto, que a hipótese da pesquisa foi parcialmente confirmada, visto que a força de mordida molar bilateral máxima apresentou alta acurácia para o diagnóstico de mulheres com DTM miogênica e mulheres assintomáticas, enquanto os parâmetros EMG (FM e RMS), avaliados durante o protocolo de fadiga muscular durante a tarefa de mordida molar bilateral sustentada a 50% da força máxima, apresentaram acurácia inadequada em todos os músculos mastigatórios analisados para discriminação entre os grupos. Além disso, constatou-se maiores diferenças significativas para o grupo controle do que para o grupo DTM miogênica, sendo observado maior força máxima de mordida, maior coeficiente de angulação de RMS EMG no músculo temporal esquerdo (sentido ascendente) e maior coeficiente de angulação de FM EMG nos músculos masseteres (sentido descendente) durante o protocolo de fadiga muscular proposto.

REFERÊNCIAS*

Akobeng AK. Understanding diagnostic tests 3: receiver operating characteristic curves. *Acta Paediatr.* 2007;96 (5):644-647.

Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *Cranio.* 2003 Oct;21(4):248-52.

Ali HM. Diagnostic criteria for temporomandibular joint disorders: a physiotherapist's perspective. *Physiother.* 2002; 88:421-426.

Al-Saleh MA, Armijo-Olivo S, Flores-Mir C, Thie NM. Electromyography in diagnosing temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc.* 2012;143(4):351-62.

Amantéa DV, Novaes AP, Campolongo GD, Barros TP. A importância da avaliação postural no paciente com disfunção da articulação temporomandibular. *Acta Ortop Bras.* 2004;12(3):155-159.

Amann M, Proctor LT, Sebranek JJ, Eldridge MW, Pegelow DF, Dempsey JA. Somatosensory feedback from the limbs exerts inhibitory influences on central neural drive during whole body endurance exercise. *J Appl Physiol.* 2008; 105:1714-1724.

* Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* - Grupo de Vancouver; 2005.

Bagis B, Ayaz EA, Turgut S, Durkan R, Ozcan M. Gender difference in prevalence of signs and symptoms of temporomandibular joint disorders: a retrospective study on 243 consecutive patients. *Int J Med Sci.* 2012; 9(7):539-544.

Bandholm T, Rasmussen L, Aagaard P, Jensen BR, Diederichsen L. Force steadiness, muscle activity, and maximal muscle strength in subjects with subacromial impingement syndrome. *Muscle Nerve* 2006; 34(5):631-639.

Berni KCS, Dibai-Filho AV, Pires PF, Rodrigues-Bigaton D. Accuracy of the surface electromyography RMS processing for the diagnosis of myogenous temporomandibular disorder. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015; 25(4):596–602.

Bigland-Ritchie BR, Dawson NJ, Johansson RS, Lippold OC. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *J Physiol.* 1986;379:451-459.

Bortolazzo GL, Pires PF, Dibai-Filho AV, Berni KCS, Rodrigues BM, Rodrigues-Bigaton D. Effects of upper cervical manipulation on the electromyographic activity of the masticatory muscles and the opening range of motion of the mouth in women with temporomandibular disorder: randomized and blind clinical trial. *Fisioter Pesqui.* 2015;22(4):426-434.

Braun S, Bantleon H-P, Hnat W, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1. relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodontist.* 1995; 65:367-72.

Brody LR, Pollock MT, Roy S, CJ DL, Celli B. pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *J Appl Physiol.* 1991;71:1878-1885.

Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. Motor unit behavior and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *J Physiol.* 2001;534(3):903-912.

Castroflorio T, Bracco P, Farina D. Surface electromyography in the assessment of jaw elevator muscles. *J Oral Rehabil.* 2008;35(8):638-45.

Castroflorio T, Falla D, Tartaglia GM, Sforza C, Deregibus A. Myoelectric manifestations of jaw elevator muscle fatigue and recovery in healthy and TMD subjects. *J Oral Rehabil.* 2012; 39(9):648–58.

Ciancaglini R, Radaelli G. The relationship between headache and symptoms of temporomandibular disorder in the general population. *J Dent.* 2001; 29(2):93-8.

Cram JR, Kassman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Maryland: Aspen Publication, 1998.

Christensen LV, Tran TK, Mohamed SE. Gum chewing and jaw muscle fatigue and pains. *J Oral Rehabil.* 1996;23:424-437.

De Luca CJ. Myoelectric manifestations of localized muscle fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng.* 1985; 11:251-279.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2):135-163.

De Toledo EG Jr, Silva DP, de Toledo JA, Salgado IO. The interrelationship between dentistry and physiotherapy in the treatment of temporomandibular disorders. *J Contemp Dent Pract.* 2012; 13(5):579-83.

Douglas CR, Avoglio JL, de Oliveira H. Stomatognathic adaptive motor syndrome is the correct diagnosis for temporomandibular disorders. *Med Hypotheses.* 2010; 74(4):710-8.

Duchene J, Goubel F. EMG spectral shift as an indicator of fatigability in an heterogeneous muscle group. *Eur J Appl Physiol.* 1990;61:81-87.

Dym H, Israel H. Diagnosis and treatment of temporomandibular disorders. *Dent Clin North Am.* 2012; 56:149-61.

Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord.* 1992; 6(4):301-55.

Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J Physiol.* 2008; 586(1):11-23.

Epker J, Gatchel R, Ellis III E. A model for predicting chronic TMD. JADA. 1999;130:1470–5.

Farina D, Arendt-Nielsen L, Merletti R, Graven-Nielsen T. Effect of experimental muscle pain on motor unit firing rate and conduction velocity. J Neurophysiol. 2004;91:1250–1259.

Ferreira AP, Costa DR, Oliveira AI, Carvalho EA, Conti PC, Costa YM, Bonjardim LR. Short-term transcutaneous electrical nerve stimulation reduces pain and improves the masticatory muscle activity in temporomandibular disorder patients: a randomized controlled trial. J Appl Oral Sci. 2017;25(2):112-120.

Ferreira-Valente MA, Pais-Ribeiro JL, Jensen MP. Validity of four pain intensity rating scales. Pain, 2011;152(10):2399-404.

Forrester SE, Allen SJ, Presswood RG, Toy AC, Pain MT. Neuromuscular function in healthy occlusion. J Oral Rehabil. 2010 Sep;37(9):663-9.

Gay T, Maton B, Rendell J, Majourau A. Characteristics of muscle fatigue in patients with myofascial pain-dysfunction syndrome. Arch Oral Biol. 1994; 39(10):847-52.

Gazzoni M, Farina D, Merletti R. Motor unit recruitment during constant low force and long duration muscle contractions investigated by surface electromyography. Acta Physiol Pharmacol Bulg. 2001;26:67-71.

Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 1981;46(4):443-9.

Grünheid T, Langenbach GE, Korfage JA, Zentner A, van Eijden TM. The adaptive response of jaw muscles to varying functional demands. *Eur J Orthod.* 2009; 31:596-612.

Hugger A, Hugger HJ, Schindler HJ. Surface electromyography of the masticatory muscles for application in dental practice: current evidence and future developments. *Int J Comp Dent.* 2008; 11:81-106.

Hulley SB, Cummings SR, Browner WS, Grady D, Hearst N, Newman TB. *Delineando a pesquisa clínica: uma abordagem epidemiológica.* 3ª ed, Porto Alegre: Artmed; 2008.

Kendall FP, McCreary EZ, Provance PG, Rodgers MC, Romani WA. *Músculos, provas e funções.* 5ª ed. São Paulo: Manole, 2007.

Kleine BU, Stegeman D, Mund D, Anders C. Influence of motoneuron firing synchronization on SEMG characteristics in dependence of electrode position. *J Appl Physiol.* 2001;91:1588-1599.

Koc D, Dogan A, Bekb B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *Eur J Dent.* 2010 Apr; 4(2): 223–232.

* Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* - Grupo de Vancouver; 2005.

Kogawa EM, Calderon PS, Laurus JRP, Araujo CRP, Conti PCR. Evaluation of maximal bite force in temporomandibular disorders patients. *J Oral Rehabil* 2006;33:559-565.

Kordass B, Hugger A, Bernhardt O. Correlation between computer-assisted measurements of mandibular opening and closing movements and clinical symptoms of temporomandibular dysfunction. *Int J Comput Dent*. 2012; 15(2):93-107.

Koyano K, Kim YJ, Clark GT. Electromyographic signal changes during exercise in human chronic jaw-muscle pain. *Arch Oral Biol*. 1995; 40:221-7.

Kroon GW, Naeije M. Electromyographic evidence of local muscle fatigue in a subgroup of patients with myogenous craniomandibular disorders. *Arch Oral Biol*. 1992;37(3):215-8.

Kuchinad RA, Ivanova TD, Garland SJ. Modulation of motor unit discharge rate and H-reflex amplitude during submaximal fatigue of the human soleus muscle. *Exp Brain Res*. 2004;158:345-355.

Leeuw R. Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis, and management. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2008.

Liu ZJ, Yamagata K, Kasahara Y, Ito G. Electromyographic examination of jaw muscles in relation to symptoms and occlusion of patients with temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil.* 1999; 26(1):33-47.

Lodetti G, Marano G, Fontana G, Tartaglia GM, Maria de Felício C, Biganzoli E, Sforza C. Surface electromyography and magnetic resonance imaging of the masticatory muscles in patients with arthrogenous temporomandibular disorders. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.* 2014;118(2):248-256.

Look JO, Schiffman EL, Truelove EL, Ahmad M. Reliability and validity of Axis I of the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD) with proposed revisions. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(10):744-59.

Manfredini D, Cocilovo F, Favero L, Ferronato G, Tonello S, Guarda-Nardini L. Surface electromyography of jaw muscles and kinesiographic recordings: diagnostic accuracy for myofascial pain. *J Oral Rehabil.* 2011; 38(11):791-9.

Manns A, Miralles R, Palazzi C. EMG, bite force and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contraction and variations of vertical dimension. *Prosthet Dent* 1979; 42: 674-82.

Maton B, Rendell J, Gentil M, Gay T. Masticatory muscle fatigue: endurance times and spectral changes in the electromyogram during the production of sustained bite forces. *Arch Oral Biol.* 1992;37(7):521-9.

McNeely ML, Armijo-Olivo S, Magee DJ. A systematic review of the effectiveness of physical therapy interventions for temporomandibular disorders. *Phys Ther.* 2006; 86(5):710-25.

Merletti R, Knaflitz M, De Luca C. Myoelectric manifestation of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *J Appl Physiol.* 1990;69:1810-1819.

Merletti R, Lo Conte LR, Orizio C. Indices of muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1991;1(1):20-33.

Miles TS, Nordstrom MA, Türker KS. Length-related changes in activation threshold and wave form of motor units in human masseter muscle. *J Physiol.* 1986;370:457-65.

Moller E, Rasmussen OC, Bonde-Peterson F. Mechanism of ischemic pain in human muscles of mastication: intramuscular pressure, EMG, force and blood flow of the temporal and masseter muscles during biting. Raven Press: New York; 1979. Apud Koyano K, Kim YJ, Clark GT. Electromyographic signal changes during exercise in human chronic jaw-muscle pain. *Arch Oral Biol.* 1995; 40:221-7.

Murray GM, Peck CC. Orofacial pain and jaw muscle activity: a new model. *J Orofac Pain.* 2007;21(4):263-78.

Ohrbach R, Fillingim RB, Mulkey F, Gonzalez Y, Gordon S, Gremillion H, et al. Clinical findings and pain symptoms as potential risk factors for chronic TMD: descriptive data and empirically identified domains from the OPPERA case-control study. *J Pain*. 2011;12(11Suppl):T27-45.

Packer AC, Pires PF, Dibai-Filho AV, Rodrigues-Bigaton D. Effect of upper thoracic manipulation on mouth opening and electromyographic activity of masticatory muscles in women with temporomandibular disorder: a randomized clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther*. 2015;38(4):253-61.

Park JW, Song HH, Roh HS, Kim YK, Lee JY. Correlation between clinical diagnosis based on RDC/TMD and MRI findings of TMJ internal derangement. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 41(1):103-8.

Park YG. Comments on Statistical Issues in January 2013. *Korean J Fam Med*. 2013 Jan; 34(1): 64–65.

Peck CC, Murray GM, Gerzina TM. How does pain affect jaw muscle activity? The integrated pain adaptation model. *Aust Dent J* 2008;53(3):201-7.

Pereira LJ, Gavião MBD, Bonjardim LR, Castelo PM, Van Der Bilt A. Muscle thickness, bite force, and cranio-facial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. *Eur J Orthod* 2007;29:72-78.

Pitta NC, Nitsch GS, Machado MB, Oliveira AS. Activation time analysis and electromyographic fatigue in patients with temporomandibular disorders during clenching. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015; 25 (4), 653-657.

Rezaii T, Hirschberg AL, Carlström K, Ernberg M. The influence of menstrual phases on pain modulation in healthy women. *J Pain*. 2012;13(7):646-55.

Ruivo MA, Alves MC, Bérzin MG, Bérzin F. Prevalence of pain at the head, face and neck and its association with quality of life in general population of Piracicaba city, Sao Paulo: an epidemiological study. *Rev Dor*. 2015;16(1):15-21.

Santana-Mora U, Cudeiro J, Mora-Bermúdez MJ, Rilo-Pousa B, Ferreira-Pinho JC, Otero-Cepeda JL, et al. Changes in EMG activity during clenching in chronic pain patients with unilateral temporomandibular disorders. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009; 19(6):e543-9.

Schmitter M, Ohlmann B, John MT, Hirsch C, Rammelsberg P. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: a calibration and reliability study. *Cranio*. 2005; 23(3):212-8.

Schiffman E, Truelove E, Ohrbach R, Anderson GC, John MT, List T, et al. Diagnostic criteria for temporomandibular disorders (DC/TMD) for clinical and research applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network and Orofacial Pain Special Interest Group. *J Orofac Pain*. 2009, 24:7-24.

* Baseadas na norma do *International Committee of Medical Journal Editors* - Grupo de Vancouver; 2005.

Schiffman E, Ohrbach R, Truelove E, Look J, Anderson G, Goulet J-P, List T, et al. Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) for Clinical and Research Applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium Network and Orofacial Pain Special Interest Group. *J Oral Facial Pain Headache*. 2014; 28(1):6-27.

Sener S, Akgunlu F. Correlation between the condyle position and intra-extraarticular clinical findings of temporomandibular dysfunction. *Eur J Dent*. 2011; 5:354-360.

Sforza C, Zanotti G, Mantovani E, Ferrario VF. Fatigue in the masseter and temporalis muscles at constant load. *Cranio*. 2007; 25:30–6.

Sforza C, Rosati R, De Menezes M, Musto F, Toma M. EMG analysis of trapezius and masticatory muscles: experimental protocol and data reproducibility. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(9):648-54.

Sipilä K, Suominen AL, Alanen P, Heliövaara M, Tiittanen P, Könönen M. Association of clinical findings of temporomandibular disorders (TMD) with self-reported musculoskeletal pains. *Eur J Pain* 2011; 15:1061-7.

Slade GD, Bair E, By K, Mulkey F, Baraian C, Rothwell R, et al. Study methods, recruitment, sociodemographic findings, and demographic representativeness in the OPPERA study. *J Pain*. 2011; 12(11 Suppl):T12–26.

Slade GD. Epidemiology of temporomandibular joint disorders and related painful conditions. *Mol Pain*. 2014; 10(Suppl 1):O16.

Søgaard K, Gandevia SC, Todd G, Petersen NT, Taylor JL. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol*. 2006; 573, 511–523.

Svensson P, Burggaard A, Schlosser S. Fatigue and pain in human jaw muscles during a sustained, low-intensity clenching task. *Archs Oral Biol*. 2001; 46:773-777.

Tartaglia GM, Lodetti G, Paiva G, De Felicio CM, Sforza C. Surface electromyographic assessment of patients with long lasting temporomandibular joint disorder pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2011; 21(4):659–64.

Tvrdy P. Methods of imaging in the diagnosis of temporomandibular joint disorders. *Biomedical papers of the Medical Faculty of the University Palacký, Olomouc, Czechoslovakia* 2007;151(1):133-6.

Van Eijden TM, Korfage JA, Brugman P. Architecture of the human jaw-closing and jaw-opening muscles. *Anat Rec*. 1997 Jul;248(3):464-74.

Visscher CM, Lobbezoo F, Naeije M. Comparison of algometry and palpation in the recognition of temporomandibular disorder pain complaints. *Journal of Orofacial Pain*. 2004; 18(3):214–219.

Xu L, Fan S, Cai B, Fang Z, Jiang X. Influence of sustained submaximal clenching fatigue test on electromyographic activity and maximum voluntary bite forces in healthy subjects and patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 2017; 44(5):340-346.

Warren MP, Fried JL. Temporomandibular disorders and hormones in women. *Cells Tissues Organs.* 2001;169(3):187-92.

Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res.* 2005; 19(1):231-40.

Woźniak K, Lipski M, Lichota D, Szyszka-Sommerfeld L. Muscle fatigue in the temporal and masseter muscles in patients with temporomandibular dysfunction. *BioMed Res Int.* 2015;269734.

Zarrouk N, Chtourou H, Rebai H, Hammouda O, Souissi N, Dogui M, et al. Time of day effects on repeated sprint ability. *International Journal of Sports Medicine.* 2012; 33(12):975–980.

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado “Acurácia e confiabilidade da medida de espectro de frequência eletromiográfica de músculos mastigatórios para a avaliação de indivíduos com disfunção temporomandibular”, sob o protocolo **nº 25/2015**, da pesquisadora **Profa. Delaine Rodrigues Bigaton** esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title “Accuracy and reliability of measuring the electromyographic frequency spectrum of the masticatory muscles for the assessment of patients with temporomandibular disorder”, protocol **nº 25/2015**, by Researcher **Profa. Delaine Rodrigues Bigaton** is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.



Profa. Dra. Daniela Faleiros Bertelli Merino
Coordenadora CEP - UNIMEP

Piracicaba, 28 de abril de 2015

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE e ESCLARECIDO

Nome: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ CEP: _____ Fone: _____

Título da Pesquisa

“Acurácia e confiabilidade intra-avaliador da força máxima de mordida bilateral e do índice de frequência mediana eletromiográfica dos músculos mastigatórios durante mordida bilateral submáxima sustentada para a avaliação de indivíduos com disfunção temporomandibular”.

Objetivo

O objetivo deste estudo será avaliar sujeitos portadores ou não de Disfunção Temporomandibular para caracterização desta disfunção.

Justificativas

A realização deste trabalho justifica-se pela limitada comparação entre indivíduos portadores ou não de DTM encontrada na literatura.

Procedimentos

A voluntária será submetida:

- a avaliação fisioterapêutica para que se possa selecionar as voluntárias aptas a participar deste estudo;

- Após a seleção das voluntárias, serão realizadas avaliações que constarão da coleta de dados pessoais, anamnese, história pregressa, inspeção visual, e responderão ao questionário *Research Diagnostic Criteria (RDC)/TMD*;

- A avaliação da dor ocorrerá por meio da Escala Visual Analógica (EVA), reta de 10cm, na qual a voluntária marcará a intensidade de sua dor;

- O exame eletromiográfico será executado com eletrodos de superfície fixados sobre o músculo masseter, temporal anterior e suprahióideos, bilateralmente, visando a observação da condição dos músculos que estão envolvidos na DTM, sendo este um exame que capta a atividade elétrica muscular e é indolor e não invasivo.

- O exame para avaliação da força máxima de mordida, assim como da força submáxima de mordida será realizado por meio de um dinamômetro de mordida, sendo este também, um exame indolor e não invasivo.

Tanto o exame eletromiográfico quanto o exame de força de mordida serão realizados no laboratório de Recursos Terapêuticos do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP (bloco 2 do campus Taquaral) ou na área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP) da Unicamp.

Cabe ressaltar que todas as avaliações são indolores e não invasivas.

Desconforto ou Riscos Esperados

A pesquisa não oferece riscos previsíveis ou desconforto aos voluntários, pois tanto a avaliação de dor, força de mordida e eletromiografia não provocam dor. Entretanto, tanto o exame eletromiográfico quanto o exame de força de mordida

avaliada durante a tarefa de mordida máxima e submáxima podem causar desconforto, devido à atividade muscular solicitada durante o exame, mas esse desconforto cessa, quando o exame termina. Se no decorrer da pesquisa for percebido qualquer tipo de risco imprevisível ou dano à saúde do voluntário não previsto, o procedimento será imediatamente interrompido.

Benefícios Esperados

Com a realização deste estudo, espera-se que os resultados forneçam subsídios para o melhor diagnóstico e tratamento da DTM.

Métodos Alternativos Existentes

Não se descreve este item, pois não existem métodos alternativos até o momento.

Indicação da forma de acompanhamento e assistência e seus responsáveis

A todos os voluntários é garantida qualquer assistência e/ou acompanhamento pelo setor médico da Universidade Metodista de Piracicaba, se ocorrer eventual problema devido aos procedimentos da pesquisa.

Informações sobre a garantia de esclarecimentos

As voluntárias têm garantia de receber respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento quanto aos procedimentos, riscos ou benefícios da pesquisa, antes, durante e depois da pesquisa. O pesquisador assume o compromisso de proporcionar informações atualizadas obtidas durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do voluntário em continuar participando da pesquisa.

Retirada do consentimento

Em qualquer fase do estudo as voluntárias poderão deixar de fazer parte da pesquisa, não impedindo que a mesma venha a ser atendida na clínica de fisioterapia da UNIMEP quando for necessário.

Indicação de garantia de sigilo

Os pesquisadores asseguram a privacidade do voluntário quanto aos dados e imagens envolvidas no estudo e que os resultados obtidos serão utilizados apenas para pesquisa.

Indicação das formas de indenização

Não serão previstas formas de indenização, pois julgamos que não existe risco previsíveis aos voluntários deste projeto, no entanto, os pesquisadores se responsabilizam por qualquer dano físico ou moral que os voluntários venham a ter, garantindo assim que qualquer prejuízo será de responsabilidade dos pesquisadores e a indenização se fará de acordo com a lei.

Eu, _____ por meio deste instrumento de autorização por mim assinado, dou pleno consentimento aos pesquisadores abaixo relacionados para realizarem as análises necessárias à execução deste projeto de pesquisa.

Tenho pleno conhecimento da justificativa, objetivos, benefícios esperados e dos procedimentos a serem realizados, bem como da possibilidade de receber esclarecimentos sempre que considerar necessário. Será mantido sigilo quanto à identificação da minha pessoa e zelo a minha privacidade.

Também concordo que os dados obtidos ou quaisquer outras informações permaneçam como propriedade exclusiva dos pesquisadores. Dou pleno direito da utilização desses dados e informações para uso do ensino, pesquisa e divulgação em periódicos científicos, bem como da minha imagem, sem ônus nenhum para a instituição e nem para os pesquisadores.

Piracicaba, ___ de _____ de _____

Assinatura do Voluntário

R.G.: _____

Pesquisadores responsáveis: Prof. Dr^a. Delaine Rodrigues Bigaton
Ft. Paulo Fernandes Pires