

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
CAMPUS GOVERNADOR VALADARES  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS A SAÚDE**

**Bianca Rossi Botim**

**Explorando Novas Fronteiras: Uma Análise Transversal da Fase Explosiva e da  
Ativação Muscular Durante a Mordida Máxima em Mulheres com Disfunção  
Temporomandibular e Dor Orofacial**

Governador Valadares

2026

**Bianca Rossi Botim**

**Explorando Novas Fronteiras: Uma Análise Transversal da Fase Explosiva e da Ativação Muscular Durante a Mordida Máxima em Mulheres com Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Governador Valadares, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde, área de concentração Biociências.

Orientador(a): Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Coorientador(a): Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Michelle Cristina Sales Almeida Barbosa

Governador Valadares

2026

**Bianca Rossi Botim**

**Explorando Novas Fronteiras: Uma Análise Transversal da Fase Explosiva e da Ativação Muscular Durante a Mordida Máxima em Mulheres com Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde. Área de concentração: Biociências.

Aprovada em 02 de fevereiro de 2026.

BANCA EXAMINADORA

**Prof. Dr. Alexandre Wesley Carvalho Barbosa** - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

**Prof. Dr. Jean Soares Miranda**

Universidade Federal de Juiz de Fora

**Profa. Dra. William Bezerra Leite**

Universidade Federal do Recôncavo da Bahia

Juiz de Fora, 05/01/2026.



Documento assinado eletronicamente por **Jean Soares Miranda, Servidor(a)**, em 02/02/2026, às 14:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Alexandre Wesley Carvalho Barbosa, Servidor(a)**, em 02/02/2026, às 14:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **William Bezerra Leite, Usuário Externo**, em 03/02/2026, às 00:45, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf ([www2.ufjf.br/SEI](http://www2.ufjf.br/SEI)) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **2809693** e o código CRC **6A1DA63F**.

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Botim, Bianca Rossi.

Explorando Novas Fronteiras: Uma Análise Transversal da Fase Explosiva e da Ativação Muscular Durante a Mordida Máxima em Mulheres com Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial / Bianca Rossi Botim. -- 2026.

68 p. : il.

Orientador: Alexandre Wesley Carvalho Barbosa

Coorientador: Michelle Cristina Sales Almeida Barbosa

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Instituto de Ciências da Vida - ICV. Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, 2026.

1. Disfunções Temporomandibulares. 2. Eletromiografia. 3. Taxa de Desenvolvimento de Força. I. Barbosa, Alexandre Wesley Carvalho, orient. II. Barbosa, Michelle Cristina Sales Almeida, coorient. III. Título.

Dedico este trabalho aos meus pais, Maria das Graças e José Marcelino, e a todos que me ajudaram, em especial ao meu marido Yuri, meu grande amor e companheiro nesta caminhada.

## AGRADECIMENTOS

Agradecimentos..., poderia redigir uma nova dissertação apenas sobre eles, pois se hoje escrevo esta seção é porque tenho por muito e a muitos por quem agradecer. O grande cientista Isaac Newton (1675 d.C.) disse uma vez que se pôde enxergar mais longe, foi por estar apoiado sobre os ombros de gigantes. De forma atemporal, essa colocação sempre representará excepcionalmente a criação de todas as ciências. Longe de comparações, se puder chegar a este momento e lugar foi porque gigantes me apoiaram e guiaram até aqui.

Gratidão à Deus, que jamais me desamparou mesmo quando, na avidez da intensa rotina, deixei de interceder e recordar que via por mim. Agradeço imensamente aos meus pais, José Marcelino e Maria das Graças, não há atos e/ou palavras que expressem minha gratidão por todos os sacrifícios e renúncias que viveram para que eu alçasse voos, obrigada por terem criado o caminho e por me permitir segui-lo, pelos valores e por tudo que me ensinaram. Agradeço aos meus irmãos, em especial minha irmã Talita por todo apoio e inspiração. De forma muito especial, agradeço ao meu marido (e amigo), Yuri, quem me trouxe até aqui e me apoiou quando mais senti medo, sustentando-me nos dias de cansaço e incertezas, obrigada por todo carinho, amor e proteção.

Gratidão a todos os mestres e professores que contribuíram com minha trajetória acadêmica e me inspiraram a ser também como um de vocês; em particular, agradeço ao meu orientador Alexandre Barbosa, que acreditou em meu potencial e abriu as portas para que eu pudesse crescer ao contribuir com o trabalho do NIME e LANN, obrigada pela confiança e paciência ao ensinar-me todo o necessário para bem realizar este trabalho, correspondendo-lhe as expectativas iniciais. Agradeço a professora Michelle Barbosa, minha coorientadora, e a professora Gabriela Gama, por comporem este núcleo docente crucial ao nosso desenvolvimento científico e acadêmico.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a todos meus colegas de pós-graduação; é impossível descrever nestas poucas linhas finais tudo o que representaram para mim durante estes últimos dois anos. Como sou grata pela forma calorosa na qual me acolheram num ambiente e ciclo tão novo, até então desconhecido; obrigada por permitirem que meus receios e temores terminassem em parcerias e companheirismo, no trabalho e na vida. Obrigada por serem essenciais ao

tornarem este difícil processo de mudança mais leve, por cada vez que me ensinaram algo não apenas sobre ciência e pesquisa, mas também sobre a peculiar geografia e urbanismo de Governador Valadares, que agora sinto ser meu lar. Foi desafiador, mas gratificante. Gratidão eterna a todos vocês!

Agradeço imensamente ainda à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), pelo crucial apoio financeiro através da bolsa concedida ao longo destes dois anos.

"Se o cérebro humano fosse tão simples ao ponto de podermos entendê-lo, nós seríamos tão estúpidos que não conseguiríamos entendê-lo."

(O Mundo de Sofia; GAARDER, Jostein)

## RESUMO

**Introdução:** As disfunções temporomandibulares (DTMs) estão associadas à alteração da função dos músculos mastigatórios e à dor. Embora os parâmetros eletromiográficos tenham sido amplamente estudados, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) permanece um biomarcador pouco explorado nesse contexto. **Objetivo:** Analisar as diferenças na TDF em mulheres com e sem diagnóstico de DTM. Como desfecho secundário, os valores de pré-ativação dos músculos masseter e temporal foram comparados entre os grupos com base no início da força de mordida. Adicionalmente, também foi realizada uma análise da eficiência neuromuscular. **Métodos:** Foi realizada uma análise retrospectiva de 62 prontuários médicos (41 com DTM, 21 controles). A atividade eletromiográfica e a força de mordida foram medidas durante três tarefas de mordida máxima de 5 segundos, utilizando eletromiografia de superfície sincronizada (EMGs) e uma célula de carga de laboratório. A TDF foi calculada a partir das curvas força-tempo. A pré-ativação muscular foi avaliada com base na atividade da EMGs imediatamente anterior ao início da contração. **Resultados:** O grupo com DTM apresentou uma RFD significativamente menor (média = 85,5 N/s) em comparação com o grupo controle (média = 109,0 N/s;  $p = 0,03$ ;  $d$  de Cohen = 0,5). Não foram encontradas diferenças significativas na eficiência neuromuscular e nos níveis de pré-ativação ou pós-ativação dos músculos masseter e temporal entre os grupos. **Conclusões:** A RFD distingue mulheres com DTM de controles saudáveis e pode representar um marcador biomecânico sensível da adaptação neuromuscular na DTM, embora sejam necessários estudos confirmatórios. A ausência de diferenças na eficiência neuromuscular e na pré-ativação sugere mecanismos neuromusculares compensatórios.

**Palavras-chave:** Disfunções temporomandibulares; eletromiografia; pré-ativação; taxa de desenvolvimento de força.

## ABSTRACT

**Background:** Temporomandibular disorders (TMDs) are associated with altered masticatory muscle function and pain. Although electromyographic parameters have been extensively studied, the rate of force development (RFD) remains an underexplored biomarker in this context. **Objective:** Analyze the RFD differences in women diagnosed with and without TMD. As a secondary outcome, the masseter and temporalis muscle pre-activation values were compared between groups based on the biting force onset. Additionally, neuromuscular efficiency analysis was also performed. **Methods:** A retrospective analysis of 62 medical records (41 with TMD, 21 controls) was conducted. Electromyographic activity and bite force were measured during three 5-s maximal biting tasks using synchronized surface electromyography (sEMG) and a laboratory-grade load cell. RFD was computed from force–time curves. Muscle pre-activation was assessed based on sEMG activity immediately preceding contraction onset. **Results:** The TMD group showed a significantly smaller RFD (mean = 85.5 N/s) compared to controls (mean = 109.0 N/s;  $p = 0.03$ ; Cohen's  $d = 0.5$ ). No significant differences were found in neuromuscular efficiency and pre-activation or post-activation levels of the masseter and temporalis muscles between groups. **Conclusions:** RFD distinguishes women with TMD from healthy controls and may represent a sensitive biomechanical marker of neuromuscular adaptation in TMD, although confirmatory studies are needed. The absence of neuromuscular efficiency and pre-activation differences suggests compensatory neuromuscular mechanisms.

**Keywords:** temporomandibular disorders; electromyography; pre-activation; rate of force development

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM	Articulação Temporomandibular
ATMs	Articulações Temporomandibulares
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
TA	Tubérculo Articular
DTM	Disfunção Temporomandibular
DTMs	Disfunções Temporomandibulares
RDC/TMD	<i>Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
DC/TMD	<i>Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
SNM	Sistema Neuromuscular
UM	Unidade Motora
UMs	Unidades Motoras
EMG	Eletromiografia
EMGs	Eletromiografia de Superfície
AST	Area de Secção Transversa
CVM	Contração Voluntária Máxima
$\mu\text{V}$	Microvolts
Hz	Hertz
TDF	Taxa de Desenvolvimento de Força
(HDsEMG)	Eletromiogramas de Alta Densidade
ms	Milissegundos
$\text{Ca}^2$	Íons Cálcio
ENM	Eficiência Neuromuscular
IEN	Índice de Eficiência Neuromuscular
AEM	Atraso Eletromecânico

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	11
1.1 O Sistema Estomatognático .....	11
1.2 Articulação Temporomandibular (ATM) .....	11
1.2.1 Biomecânica da ATM .....	13
1.3 Disfunção Temporomandibular (DTM).....	14
1.4 Características Gerais do Sistema Neuromuscular (SNM) .....	16
1.5 Características Anatomofisiologias dos Músculos Mastigatórios .....	18
1.6 Eletromiografia de Superfície (EMGs) .....	19
1.6.1 Eletromiografia no Contexto das DTMs .....	21
1.6.2 Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF).....	22
1.6.3 Eficiência Neuromuscular (ENM) e <i>Timing Muscular</i> .....	28
<b>2. ARTIGO CIENTÍFICO</b> .....	31
<b>3. CONCLUSÃO</b> .....	48
<b>4. REFERÊNCIAS</b> .....	49
APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....	60
ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO .....	62

## **1. INTRODUÇÃO**

### **1.1 O Sistema Estomatognático**

Etimologicamente, o termo “estomatognático” deriva do grego e presume o que este vasto sistema engloba: “*stoma*” refere-se à “boca”, enquanto “*gnathos*” faz alusão à “mandíbula” ou “maxilar” [1]. No entanto, para além disso, em sua composição destacam-se uma série de estruturas presentes na região cefalocervical, as quais possibilitam funções de notável importância, como a mastigação, deglutição, fonação, e respiração [2–4]. Dentre essas estruturas e funções, os músculos mastigatórios (primários e acessórios), associados a articulação temporomandibular (ATM) estão particularmente envolvidos no processo de mastigação, caracterizado como uma atividade funcional e rítmica, coordenada com extrema precisão pelo sistema neuromuscular (SNM) [2,5–10]. Portanto, os sofisticados movimentos mandibulares, produzidos através desses componentes, são base para sua adequada funcionalidade, os quais são regulados por um intrincado controle neurológico, mediado por componentes do sistema nervoso central (SNC) e periférico (SNP) [7,8].

A razão dessa rebuscada arquitetura reside no elevadíssimo grau de precisão requisitada por estes movimentos mandibulares [7,11], os quais ocorrem de forma tridimensional e possibilitam uma dinâmica eficaz entre dentes inferiores e superiores, afim de proporcionar funcionalidade mastigatória [7,8]. Nesse sentido, é notável que a eficiência da função mastigatória, descrita como a capacidade de fragmentar alimentos dentro de um determinado intervalo de tempo [12], pode variar de acordo com a integridade de ativação e desempenho biomecânico dos músculos mastigatórios.

### **1.2 Articulação Temporomandibular (ATM)**

Designa-se como ATM o complexo articular localizado na região de contato entre o osso temporal e a mandíbula (Figura 1A) [8,13]. As superfícies que a formam são, especificamente, no osso temporal (componente fixo), a região da fossa mandibular, e, na mandíbula (componente móvel), o côndilo mandibular [6,8,11,13]. Essas estruturas se conectam, formando a base óssea da ATM [8]. Além disso, no temporal, a superfície óssea conhecida como tubérculo articular (TA) ou eminência articular [2] também compõe a ATM durante a dinâmica desta articulação (Figura 1B) [8,11,13,14].

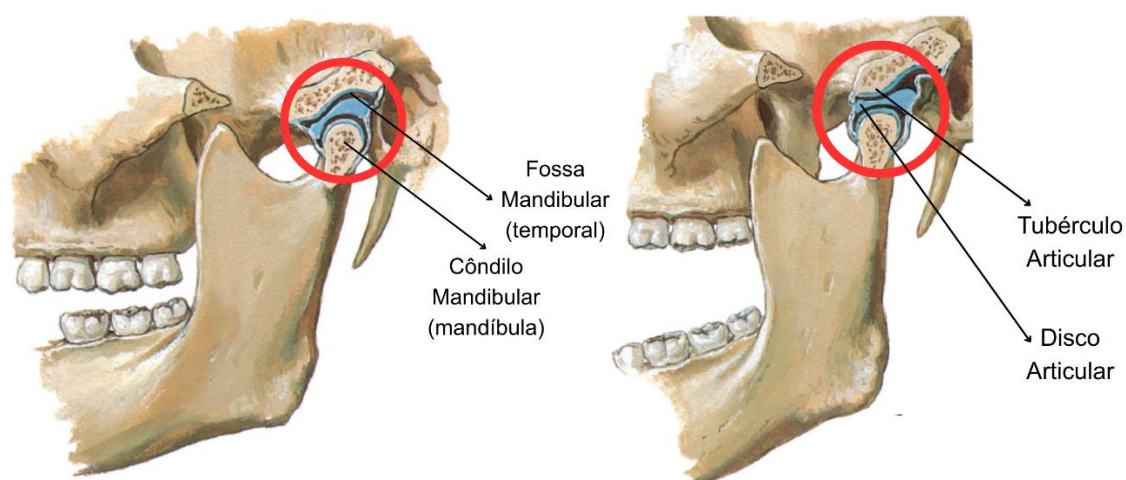
Cabe ressaltar que, essa descrição ocorre de maneira bilateral [10,15], sendo a ATM, portanto, encontrada em ambas hemiface [4,8]. Isso não é distinto de outras articulações humanas, como os ombros e joelhos, as quais também apresentam um padrão bilateral [11]. Entretanto, enquanto estas podem trabalhar de forma isolada de seus pares, as ATMs possuem uma estreita relação de interdependência [8,10], sendo esta uma de suas mais marcantes características [11]. Além disso, a ATM possui ainda outras singularidades que a tornam altamente especializada a atuar nos processos de mastigação, comunicação e interação social [2,16]. Um exemplo consta no fato de que, apesar de considerada uma articulação sinovial [17], as superfícies articulares das ATMs apresentam-se envoltas por um tecido fibroso (fibrocartilagem) e não por cartilagem hialina [13,16,18,19]. Isso a torna efetivamente mais resistente às cargas mecânicas diariamente impostas por suas funções [20].

Somado a isso, outra particularidade das ATMs constitui-se na presença do disco articular [2,11] (Figura 1B). Essa estrutura classifica a ATM como uma articulação composta [8], já que atua como um osso não calcificado, sendo sumamente importante para as ATMs ao promover melhor adaptação entre suas incongruentes superfícies articulares e auxílio à execução dos movimentos [8,18,21]. Além disso, o disco divide os espaços interarticulares da ATM em dois compartimentos ou cavidades espacialmente separadas: o compartimento superior e o compartimento inferior [2,13,18,22,23]. A porção superior do disco contribui para estabilizar sua posição, promovendo a contenção dos deslizamentos exagerados durante a abertura oral, já a porção inferior tem a função de evitar o excesso de movimentos rotacionais do disco em relação ao côndilo mandibular [2].

Analisando de uma perspectiva muscular, o sistema mastigatório possui dois importantes pares de músculos responsáveis pela elevação mandibular: os masseteres e temporais [2,7]. Além destes, os músculos pterigoideos mediais também assessoram essa função [2,6]. Os temporais possuem fibras em formato de leque e estão localizados em três porções sobre os ossos igualmente nomeados [2,6], enquanto os masseteres estão posicionados na superfície lateral do ramo mandibular [2]. De acordo com Akita et al. (2022), diversas descrições foram elaboradas acerca da arquitetura muscular do masseter, sendo reconhecido como um músculo de duas camadas por alguns autores, enquanto outras descrições relatam a existência de três camadas [2,24,25].

Contudo, estes músculos são elevadores mandibulares, portanto participam ativamente da fase de fechamento bucal, enquanto durante a abertura, encontram-se em relaxamento neuromuscular [6,13]. Logo, em conjunto com os masseteres e temporais, outros pares musculares realizam os demais movimentos desempenhados pela mandíbula, como a abertura, excursões laterais, retração e protusão, possibilitando as diversas funções da ATM [2,6,23,26]. Além disso, os músculos orofaciais não apenas executam movimentos, mas também promovem a estabilidade da ATM por meio de sua constante atividade elétrica, mesmo durante o repouso, sobretudo os elevadores, os quais exercem força de tração através da articulação [8].

**Figura 1A:** vista lateral da ATM durante leve abertura mandibular; **Figura 1B:** vista lateral da ATM durante máxima abertura mandibular.



**Fonte:** adaptado de: NETTER, Frank H. Netter Atlas de Anatomia Humana – Abordagem Topográfica Clássica. 8. ed. Rio de Janeiro: GEN Guanabara Koogan, 2024.

### 1.2.1 Biomecânica da ATM

Por meio de seus movimentos complexos [2] em variados planos ortogonais e eixos de rotação, a ATM é capaz de trabalhar de forma sinérgica com sua contraparte oposta [2,8,15,23,26]. Esse sistema é responsável por mais uma dentre as várias classificações da ATM: articulação gínglimo-artrodial [8,13,14,23], o que se refere a sua característica de realizar um movimento de dobradiça associado a um movimento de deslizamento entre suas superfícies ósseas [13]. Diante dessa perspectiva, a biomecânica da ATM denota uma natureza elaborada, pois se baseia em sua anatomia peculiar e constante demanda funcional [14].

A partir de um enfoque artrocinemático, a ATM desempenha dois importantes movimentos: a rotação e a translação [13,15]. O primeiro é definido como o movimento de giro do côndilo da mandíbula, ocorrendo no compartimento inferior da ATM [8]. A rotação promove a fase inicial da abertura oral [8]. Entretanto, para que a abertura seja funcional, sobretudo em tarefas como a alimentação, o movimento de translação deve ocorrer [23]. Este pode ser definido como a excursão do complexo côndilo–disco em direção ao TA (Figura 1B) [8,18]. Nesta etapa de abertura, os masseteres e temporais alongam-se excêntrica, enquanto músculos como os pterigoideos laterais inferiores e os supra-hioides contraem-se ativamente [8,23]. Para que a mandíbula retorne à posição original, a sequência inversa deve ocorrer, com ativação muscular realizada principalmente pelos masseteres e temporais, elevando a mandíbula e promovendo o contato dentário [8,23]. Simultaneamente a essa dinâmica, ocorrem os movimentos do disco articular, que acompanha as superfícies ósseas e contribuem para a adequada funcionalidade da ATM [23].

Observando essas características, é notável que a ATM se enquadra entre um dos conjuntos articulares mais frequentemente utilizados/requisitados e complexos de todo corpo humano [13,27]. Entretanto, essa versatilidade funcional e demanda constante pode torna-la suscetível ao desgaste e à degeneração [13,15,28]. Nesse sentido, quando as demandas sobre as ATMs e suas estruturas se sobrepõem a capacidade de recuperação, distúrbios internos podem se instalar [14], sendo detectados como sinais e sintomas de uma condição conhecida como disfunção temporomandibular (DTM) [7,8,13,29,30].

### **1.3 Disfunção Temporomandibular (DTM)**

A DTM, também denominada desordem temporomandibular, representa um amplo espectro de sinais e sintomas articulares e/ou musculares que afetam estrutural e/ou funcionalmente o sistema mastigatório [3,7,13]. Portanto, as estruturas atingidas podem ser a cápsula, cartilagem, disco articular, ou, mais prevalentemente, os músculos mastigatórios [6,29]. Esses componentes, naturalmente, possuem um determinado grau de resistência estrutural à carga, a qual também varia entre os indivíduos [29]. No entanto, se esses limites forem ultrapassados, os componentes podem ser afetados, configurando uma DTM [7,29]. Um exemplo dessa situação ocorre na fibrocartilagem do disco articular, na qual a carga mecânica faz-se necessária para que ocorra trocas metabólicas [31]. Contudo, seu excesso pode levar

a um quadro inflamatório [7,13] de estresse [32] e desarranjo tecidual, afetando o microambiente da ATM [13] e o seu poder de reparo [31].

Os primeiros estudos que mencionam a ocorrência da DTM denominaram esta disfunção como “Síndrome de Costen” [8,33,34]. Esse nome refere-se a James Bray Costen, otorrinolaringologista que reportou uma série de casos e seus sintomas [8,33–35]. Nas décadas posteriores, o tema tornou-se tópico de intensos estudos, com o número de publicações referentes a DTM e suas comorbidades associadas crescendo exponencialmente [36]. Esse cenário pode ser atribuído a diversos fatores, mas, sobretudo, aos atuais contextos sociais nos quais a inserção pode desencadear maiores níveis de ansiedade associada ao estresse crônico, além de situações capazes de modular o comportamento psicossocial e, por conseguinte, muscular, influenciando no surgimento e progressão da DTM [3,37–39]. Nesse sentido, Tosato et al. (2015) já demonstrava uma correlação positiva entre os níveis de cortisol salivar com a atividade muscular dos masseteres e temporais anteriores em indivíduos com diferentes graus de DTM, sendo que as correlações mais fortes foram entre as DTMs mais graves [40].

Dessa forma, as principais causas relacionadas ao desenvolvimento da disfunção são os fatores emocionais [13,29,37], como grau elevado de ansiedade [37], além da ocorrência de hábitos parafuncionais e comportamentais, como o bruxismo, seja ele de vigília e/ou do sono [8,37,41]. Somado a isso, situações genéticas [29,42], metabólicas [43,44], ambientais e traumáticas [38,45] também são listadas como possíveis causas do surgimento, manutenção e progressão da DTM [3,8,29,39]. Portanto, notavelmente trata de uma condição de etiologia multifacetada [3,29]. Além disso, um fator não modificável envolve o sexo feminino [38,46], o qual possui uma prevalência expressivamente maior em relação a sua contraparte [31]. Este maior acometimento nas mulheres pode estar associado a predominância de quadros de ansiedade e depressão neste público [39], além da presença de hormônios como o estrogênio, o qual parece exercer alguma influência sobre as estruturas articulares e tendinosas [13,42,47,48].

Assim como a sua etiologia, os sintomas da DTM também abrangem um amplo espectro, variando desde mais leves a graves [13,40]. Os mais comuns incluem: dor orofacial [39], fadiga muscular [49,50], ruídos articulares, limitação de movimentos e déficit funcional [51,52]. Diante disso, a DTM representa uma alta carga socioeconômica tanto a nível individual, como também para a sociedade, a qual

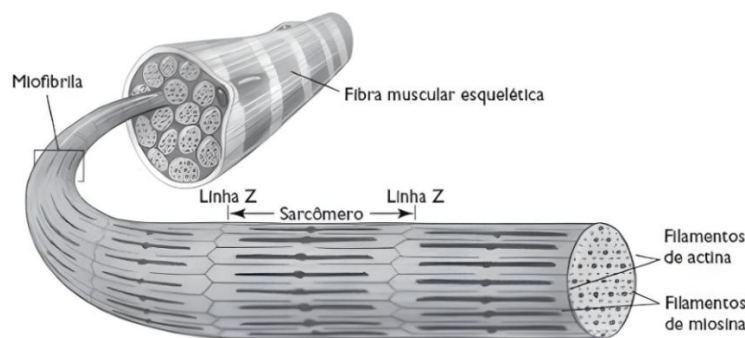
necessita lidar com encargos financeiros e sociais oriundos da queda de produtividade e absenteísmo associado, além dos custos relacionados ao seu tratamento e manejo [4,53,54].

O diagnóstico preciso da DTM deriva da avaliação detalhada de seus sintomas [55], classificados de acordo com o *Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (DC/TMD) [54–57]. Essa ferramenta representa uma progressão da sua versão anterior, o *Reserch Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders* (RDC/TMD) [57,58] publicado em 1992 e extensamente utilizado por mais de vinte anos [59]. O RDC/TMD representa uma ferramenta padronizada de avaliação para um conjunto de DTMs, oferecendo informações relevantes para condução de pesquisas [59]. Além disso, de forma complementar, diversos outros instrumentos, índices e equipamentos são continuamente explorados na avaliação clínica e científica para análises específicas [60]. Nessa vertente, a eletromiografia de superfície (EMGs) ocupa posição de destaque como uma forma de avaliação não invasiva de parâmetros neuromusculares a partir de eletrodos superficiais, que captam sinais elétricos emitidos pelos músculos sobre os quais estão posicionados [58]. Sabe-se que a musculatura mastigatória é apontada como uma das estruturas mais afetadas pela DTM [61], o que implica que o subtipo muscular seja o mais comumente encontrado [38,61,62]. Portanto, o estudo aprofundado da estrutura e função neuromuscular normal e patológica no contexto da DTM deve ser considerado.

#### **1.4 Características Gerais do Sistema Neuromuscular (SNM)**

O (SNM) é composto por estruturas musculotendíneas e pelos componentes neurais circundantes [8,63]. De forma conjunta, esses componentes garantem que os músculos exerçam sua principal função: a contração [8,63]. Esse mecanismo ocorre a partir da despolarização da membrana, cuja geração de um fluxo de íons entre seu interior e exterior produz um sinal elétrico [64], que se propaga por todo o músculo [8,63]. Por conseguinte, a contração ocorre através do movimento entre as cadeias de actina e miosina, as principais dentre as proteínas que formam os músculos esqueléticos [63]. Essas estruturas encontram-se altamente organizadas no interior da célula muscular, também chamada fibra muscular [63], onde miofibrilas dispostas paralelamente formam os sarcômeros [8,63,64] (Figura 2). Além da actina e miosina, outras proteínas reguladoras como a troponina, tropomiosina e mioglobina determinam o funcionamento dos sarcômeros [5,8]

**Figura 2:** A fibra muscular e suas estruturas internas



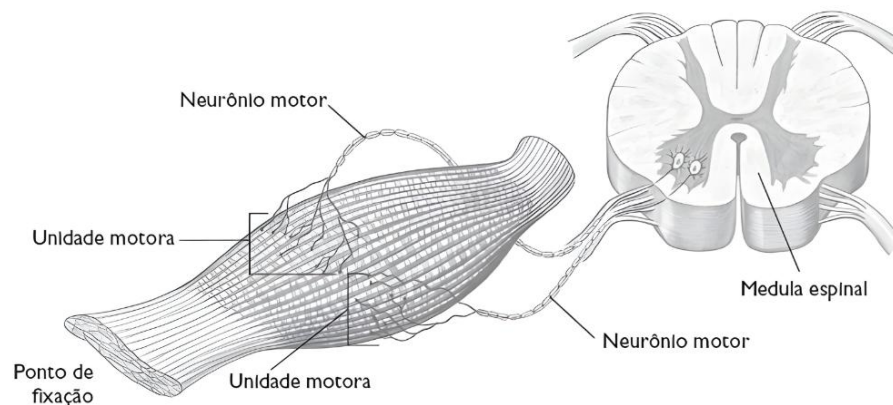
**Fonte:** reproduzida e adaptada de HALL, Susan J. Biomecânica Básica. 8. ed. Rio de Janeiro: GEN Guanabara Koogan, 2020. [63].

**Referência:** Fox, Stuart Ira. Human Physiology, 6e. New York: McGraw-Hill Education, 1999.

De forma geral, os músculos esqueléticos humanos são compostos por três tipos de fibras [fibras lentas (tipo I), fibras rápidas (tipo IIA) e fibras rápidas (tipo IIX)] com diferentes composições histoquímicas, responsáveis por suas propriedades contráteis [63,65–67]. Essas características influenciam em fatores como velocidade de encurtamento; resistência à fadiga; capacidade de geração de potência e consumo energético [63,68]. Além disso, também são encontradas fibras híbridas, contendo diferentes isoformas de cadeia pesada de miosina [7,65], as quais podem transicionar para algum tipo específico de fibra frente às demandas funcionais [5], garantindo maiores níveis de geração de força e resistência.

No entanto, um mesmo músculo pode conter diferentes fibras, embora geralmente apresente um tipo em maior proporção, uma vez que a estrutura muscular deve condizer com a demanda funcional [8,63,66]. O conjunto de fibras musculares inervadas por um único neurônio motor é conhecido como unidade motora (UM) [5,63] (Figura 3). Cada UM está diretamente relacionada à ativação muscular total, a qual expressa o nível em que o sistema nervoso é capaz de excitar as fibras musculares [5,63,69]. Nesse sentido, a ativação muscular contempla duas variáveis importantes: o número de UMs excitadas (taxa de recrutamento) e a frequência de excitação das UMs (taxa de disparo) [69].

**Figura 3:** Unidade Motora.



**Fonte:** reproduzida e adaptada de HALL, Susan J. Biomecânica Básica. 8. ed. Rio de Janeiro: GEN Guanabara Koogan, 2020. [63].

**Referência:** Fox, Stuart Ira. Human Physiology, 6e. New York: McGraw-Hill Education, 1999.

Em vista disso, Hall (2020) [63] relata que, quando a contração ocorre, considerações biomecânicas sobre sua intensidade e magnitude da ativação [70], velocidade com que a força é produzida e o intervalo de tempo em que pode ser sustentada sofrem influência das características anatomofisiológicas do tecido em questão [63], além da necessária verificação de patologias associadas [67], uma vez que esses fatores podem interferir nas características dos sinais elétricos produzidos [64] e por conseguinte, na função muscular.

### 1.5 Características Anatomofisiológicas dos Músculos Mastigatórios

Quando ocorrem adequadamente, os movimentos humanos tornam-se uma forma de interação com o ambiente [69]. O sistema estomatognático, particularmente, desempenha notável importância neste processo desde o início da vida, sobretudo por meio dos seus componentes orofaciais [71]. Dessa forma, as características anatomofisiológicas dos músculos mastigatórios são fundamentais para a compreensão de sua funcionalidade e das possíveis alterações patológicas que possam acomete-los [7,8].

As propriedades contráteis das fibras musculares são relacionadas a fatores como o seu diâmetro e composição proteica, conhecidamente responsáveis por influenciar suas características de condução do potencial de ação [5,11,72]. A velocidade de encurtamento também é um fator relacionado a produção de força [11,72]. O masseter é um músculo organizado em camadas musculoaponeuróticas, as quais apresentam ainda subcamadas dispostas em variados ângulos [5,25]. Em

geral, as fibras musculares dos elevadores da mandíbula apresentam consideráveis ângulos de penação, com capacidade de encurtamento ativo limitada devido ao seu curto tamanho [5,11]. Essa disposição das fibras está relacionada a um maior recrutamento se comparado em disposições longitudinais de mesmo espaço [63]. Além disso, com áreas de secção transversas (AST) robustas e áreas de inserção consideradas grandes, são apropriados para produzir forças de contração [5,11]. Em vista destas particularidades anatômicas, os músculos de fechamento mandibular são especializados em produção de força em detrimento de velocidade, o que contrasta com os músculos responsáveis pela abertura [5,11].

Além disso, a expressão de isoformas específicas da cadeia pesada de miosina delineiam as características das fibras musculares e, por conseguinte, sua funcionalidade [65–67]. Os elevadores mandibulares apresentam maiores concentrações de fibras do tipo I e híbridas, o que lhes confere maior capacidade de resistência ao realizar tarefas como a mastigação, enquanto os músculos de abertura como supra-hioides possuem maior proporção de fibras de contração rápida, o que condiz com sua característica fásica [5].

## **1.6 Eletromiografia de Superfície (EMGs)**

A EMGs é um método de avaliação dos músculos superficiais extensamente aplicado na clínica e na pesquisa desde o século XX devido a sua capacidade de detecção da atividade elétrica gerada por um conjunto de UMs [63,64,73,74]. O ponto de partida histórico da EMGs possui confluência com a descoberta da eletricidade e seus fenômenos associados [72], embora sejam encontrados registros milenares do uso de correntes elétricas para tratamento de enfermidades [75].

A partir da década de 1940, os primeiros trabalhos baseados em EMGs se dedicaram ao estudo dos músculos associados ao ombro e eretores espinhais [76]. Além disso, nos anos subsequentes, a EMGs passou a ser empregada como método de tratamento clínico através do *biofeedback* [76,77]. Em seguida, estudos acerca do controle motor e de patologias que afetam a integridade neuromuscular foram incentivo à continuidade da produção acadêmica referente a EMGs [76].

No tocante às avaliações, inicialmente, a modalidade utilizada foi a eletromiografia intramuscular [74]. Porém, devido ao caráter invasivo e de difícil aplicação, a modalidade superficial da técnica foi implementada [74]. Embora possua algumas desvantagens em relação a intramuscular, como maior susceptibilidade às

perturbações, se corretamente aplicada, a EMGs pode fornecer relevantes dados acerca da atividade eletrofisiológica dos músculos superficiais [78].

Nesse sentido, essa ferramenta possibilita o monitoramento e análise do SNM atuando sobre o controle dos complexos movimentos humanos [69]. Contudo, no contexto da eletromiografia superficial, deve-se considerar que múltiplos fatores exercem influência sobre o sinal biológico captado pelos eletromiógrafos [68,74,79]. Alguns destaques são os próprios fatores anatomofisiológicos intrínsecos, mas, sobretudo, os metodológicos [68,79]. Portanto, certo nível de controle é possível, principalmente a partir da correta execução das coletas e análises dos dados, o que parte do conhecimento acerca da técnica e das prováveis influências negativas sobre o sinal [68,79].

Partindo dessa premissa, a literatura compreende que o sinal captado resulta tanto da ativação muscular, quanto dos ruídos associados, nome pelo qual são conhecidas as diversas fontes que podem contaminar o sinal biológico, interferindo em sua interpretação [74,79]. Nesse sentido, a própria estadia dos eletrodos sobre a pele pode produzir o ruído de linha de base, ou ruído inerente [74], cuja origem pode estar no próprio sistema de instrumentação e no ruído eletroquímico, que por sua vez provém da impedância produzida pela interface pele-eletrodo [74,79,80]. Além disso, quando os músculos se contraem, esta interface pode ser responsável por gerar o artefato de movimento, sendo este outro exemplo comum de ruído que afeta, sobretudo, as frequências mais baixas (20 Hz) do sinal eletromiográfico [74,79].

Os artefatos podem surgir também de outras perturbações, como eletrodos indevidamente aplicados ou a corrente elétrica, as quais são utilizadas em alguns estudos que avaliam contrações a partir de movimentos por elas evocados [74]. Finalmente, podem estar presentes as interferências que se manifestam como sinais periódicos. O sinal eletrocardiográfico e a diafonia (*crosstalk*), que representa o sinal emitido por músculos vizinhos [68,74] são alguns exemplos. Além disso, o ruído ambiente ou interferência de fase retrata uma perturbação proveniente de equipamentos eletromagnéticos [74].

Para minimizar estes ruídos ou contaminantes, além da adequada aplicação, uma das alternativas mais estudadas é a utilização de filtros [79]. Isso torna-se possível devido ao conhecimento de que o sinal eletromiográfico normalmente varia entre 0 e 10 microvolts ( $\mu\text{V}$ ) e frequências de 10 a 500 Hertz (Hz) [64,74,77–79,81]. Os filtros mais comuns são os passa-banda, classificados de duas formas de acordo

com a faixa de frequência a qual limita. O filtro passa-baixa limita frequências entre 400 e 500 Hz, já o filtro passa-alta limita frequências menores [74]. Para remover a interferência de fase, após a aquisição do sinal, geralmente é utilizado um filtro de rejeição de banda, como um filtro *notch*, no intuito de remover frequências 50 Hz ou 60 Hz [74]. Além disso, questões como as distâncias entre os eletrodos também devem ser padronizadas para garantir a reprodutibilidade da técnica e obtenção de resultados confiáveis [73].

Ainda no sentido de garantir a confiabilidade da EMGs, a normalização é um procedimento implementado para conversão dos resultados em índices quocientes [73]. A partir disso, os valores de atividade elétrica muscular em  $\mu\text{V}$  podem ser entregues como uma porcentagem referente a alguma tarefa padronizada [73]. Portanto, a normalização compromete-se com a manutenção da consistência das forças geradas durante tarefas como a contração voluntária máxima (CVM), controlando o sinal registrado [73,79].

### **1.6.1 Eletromiografia no Contexto das DTMs**

A EMGs constitui-se numa das técnicas mais relevantes para análise da eficiência muscular mastigatória [58,73,82]. Além disso, por fornecer informações específicas dos diferentes músculos envolvidos na mastigação [83], a EMGs permite um amplo repertório de análises neuromusculares. Os músculos mastigatórios comumente analisados são os masseteres e temporais [84]. Isso ocorre justamente por estes serem os pares musculares mais importantes para a elevação mandibular, além de que, os demais músculos do aparelho mastigatório são estruturas profundas, de acesso restrito pela EMGs [11], embora Gaudy et al. 2000 tenham mencionado que a EMGs possui a limitação de não analisar detalhadamente cada camada muscular do masseter, as quais possuem divergências tanto anatômicas quanto funcionais [25]. No contexto das DTMs, a ativação muscular registrada comumente apresenta-se alterada em relação a sua contraparte saudável, bem como parecem se diferir também entre si de acordo com sua classificação em aguda ou crônica [51,85].

Recentemente, revisões têm-se dedicado a compreender essas alterações, na tentativa de encontrar padrões que caracterizem o registro eletromiográfico de pessoas com DTMs [58,84,86,87]. Nesse sentido, uma revisão sistemática realizada em 2023 reuniu informações acerca da atividade muscular mastigatória avaliada por EMGs em pessoas com dor relacionada a DTM [58]. Dentre os achados mais

relevantes, sete estudos avaliaram a atividade muscular de masseter e temporal anterior durante o repouso em pessoas com DTM e controles saudáveis. Seis deles encontraram aumento significativo da atividade no grupo afetado [58]. Quanto ao masseter durante a CVM, de doze estudos avaliados, oito apresentaram menor atividade deste músculo em indivíduos com DTM ao compará-los com sua contraparte saudável. A redução pode representar um mecanismo protetor diante da dor [58]. No entanto, dois estudos encontraram aumento, enquanto outros dois não encontraram diferenças significativas [58]. Um objetivo secundário desta revisão foi investigar o valor diagnóstico das EMGs no contexto da DTM relacionada à dor [58]. Os autores concluíram que este continua como um assunto em aberto, sobretudo dadas as limitações das EMGs [58].

Dinsdale et al. 2021 realizaram uma revisão sistemática e meta-análise, comparando indivíduos com DTM e controles saudáveis [84]. Os questionamentos levantados pelos autores foram em relação às diferenças na atividade muscular em tarefas específicas e se havia disparidades entre os subgrupos de DTM. Os resultados mostraram que a tarefa mais comumente avaliada foi o apertamento, enquanto o músculo mais explorado, o masseter, seguido do temporal. A atividade do músculo masseter foi analisada através do domínio do tempo em 24 estudos, dos quais 11 relataram atividade significativamente menor do masseter em indivíduos com DTM, 12 não demonstraram diferença significativa entre os grupos e 1 relatou aumento da atividade do masseter no grupo com DTM em comparação aos saudáveis [84,87].

Santana-Mora et al. (2009) comparam a amplitude eletromiográfica durante o apertamento dentário entre grupos de mulheres com DTMs unilaterais crônicas e controles saudáveis [88]. Além de demonstrarem uma menor ativação de EMG nas mulheres acometidas pela DTM, os autores também constataram, através de um índice de assimetria, que o lado preferencial era diferente daquele com a disfunção, atribuindo esses achados a uma possível adaptação funcional de proteção frente à entrada nociceptiva [88]. Notavelmente, muitos estudos se dedicaram à análise de amplitude e fadiga eletromiográfica [89,90], índices de assimetria muscular [85] e força muscular [88,91] em pessoas com DTM e controles saudáveis. No entanto, análises como a taxa de desenvolvimento de força (TDF), eficiência neuromuscular (ENM) e timing de ativação muscular ainda carecem de maiores investigações.

### **1.6.2 Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF)**

A capacidade humana de desenvolver força rapidamente é um fator de grande importância para execução de inúmeras funções e em contextos diversos, sejam nas atividades de vida diária ou esporte [92–94]. A TDF é uma variável biomecânica que reflete o quão rápida uma determinada força muscular é gerada [94]. Sendo assim, em movimentos rápidos, sobretudo nos quais a força necessita ser produzida dentro de períodos muito curtos, a TDF é crucial para sua execução [95]. Essa necessidade envolve principalmente o desempenho em esportes de velocidade, além de tarefas funcionais, sendo decisiva também em situações como prevenção de quedas, quando uma reorganização rápida e precisa do movimento deve acontecer [92,95,96].

Apesar de algumas semelhanças aparentes com a força muscular, a TDF possui determinantes específicos e sensíveis, capazes de influenciar diretamente seus valores, os quais podem ser afetados, mesmo quando a força encontra-se preservada [94,95,97]. Além disso, a presença de patologias que perturbem o controle motor ou a integridade neuromuscular pode alterar também a TDF [98,99], bem como os métodos de aquisição e análise dos dados também são relevantes para a correta interpretação da TDF [93–95,98].

Finalmente, outro fator a ser considerado envolve a compreensão acerca de sua própria denominação [95]. Em um estudo de revisão, Rodríguez-Rosell et al. (2018) descreveram que a nomenclatura da TDF parece variar amplamente na literatura, com termos como "contração muscular rápida", "capacidade de força rápida", "produção de força explosiva", entre outros, sendo utilizados para descrevê-la [95]. Isso poderia implicar não apenas numa falta de unanimidade descritiva, mas também metodológica [95]. Diante disso, diversas revisões e estudos experimentais abordaram os determinantes da TDF, dentre os quais se destacam os fisiológicos (neurais e musculares) e metodológicos [92–95,100,101].

A taxa de recrutamento das UMs é descrita como um dos principais determinantes da TDF, juntamente com a taxa de descarga dessas unidades [70,100–102]. Esses parâmetros, relacionados a ativação muscular, podem ser analisados por meio da EMGs durante contrações isométricas ou dinâmicas [94]. No entanto, o tipo de contração é um fator a ser considerado, já que em contrações lentas, a atividade eletromiográfica aumenta de forma constante e gradual, enquanto durante as contrações rápidas, ocorre uma alta ativação e aumento do sinal mesmo ainda na fase inicial da contração [94].

Estudos experimentais para compreensão dos fatores envolvidos na TDF utilizaram a EMGs e de alta densidade para avaliar o impulso neural relacionado a TDF [103]. Nesse sentido, a partir da técnica de decomposição da EMG, Del Vecchio et al. (2019) confirmaram a importância desses fatores neurais na geração de contrações rápidas na TDF máxima, assim como os estímulos recebidos pelos neurônios motores anteriormente a produção da força [102,103]. Esses fatores estão associados ainda grande a variabilidade interindividual durante a produção de força explosiva, sobretudo nas fases iniciais da contração [92,94,103]. Essa variabilidade está relacionada às diferentes capacidades de produção do impulso neural interindividuais [92,103].

Além disso, a ativação de uma UM depende que a excitação de entrada atinja ou ultrapassasse seu limiar de recrutamento [94,104]. Fundamentalmente, a partir do princípio do tamanho de Henneman [105], as UMs seguem uma ordem de recrutamento na qual as propriedades estruturais dos motoneurônios ditam que as UMs de baixo limiar são recrutadas anteriormente as de alto limiar, as quais serão progressivamente recrutadas [94]. No entanto, a velocidade da contração e o nível de força requisitado são fatores que podem modular o padrão de ativação das UMs [94,102,103]. Além disso, fatores como o impulso neural, nível de treinamento, fadiga e adaptações atribuídas a patologias associadas também podem interferir no limiar de recrutamento [94]. Ademais, vale considerar que um recrutamento mais rápido das UMs está associado a um aumento da força explosiva de um músculo [94].

Nesse sentido, um trabalho conduzido por Martinez-Valdes et al. (2020) se dispôs a investigar separadamente a resposta de UMs de baixo e alto limiar à contração nociceptiva aguda no tibial anterior [106]. Os autores observaram um aumento na taxa de disparo e uma diminuição no limiar de recrutamento em UMs de alto limiar como resposta compensatória à inibição de unidades de baixo limiar [106]. Contudo, estudos que analisaram a resposta isolada das UMs e as alterações eletromiográficas em contextos de dores crônicas são reduzidos em relação aos estudos que focaram em dor aguda clínica ou experimental. Em condições crônicas, nas quais ocorrem alterações teciduais compensatórias, é possível que outros fatores neurais e também musculares estejam relacionados com os valores de TDF encontrados [93,94,98].

Além disso, referente aos mecanismos adaptativos de controle neuromuscular, a taxa de descarga e a velocidade de condução das UMs durante contrações

dolorosas induzidas experimentalmente no tibial anterior foram analisadas em comparação com contrações não dolorosas [107]. Os autores observaram que a taxa de disparo reduziu durante a contração nociceptiva, o que se correlacionou com a intensidade da mialgia [107]. No entanto, as razões desse achado ainda não são integralmente esclarecidas, já que não houve alteração nas propriedades das membranas das UMs e a velocidade de condução não se mostrou afetada pela entrada nociceptiva [88,107]. Além disso, um estudo de revisão relatou que em contrações isométricas dolorosas, a força muscular pode estar reduzida devido a uma ativação central alterada, que reflete também em menor ativação das UMs [108]. Em um dos estudos citados, o *burst* EMG inicial (100 ms) do músculo agonista foi reduzido durante a flexão de cotovelo dolorosa, o que reflete uma reorganização da estratégia motora [108,109]. Essa redução, portanto, não parece ser atribuída a alterações nas propriedades contráteis das fibras musculares, mas sim a mecanismos centrais de adaptação [108], o que é condizente com outros estudos experimentais como o de Nunes et al. (2018) [99]

Outro determinante neural relatado pela literatura são as chamadas descargas duplas das UMs [94,110], as quais se referem a atividade dos motoneurônios ocorrendo com um intervalo consideravelmente reduzido entre os picos [110]. Devido o subsequente aumento da liberação de cálcio ( $Ca^{2+}$ ) no retículo sarcoplasmático [111], esse mecanismo pode estar relacionado a um aumento da TDF [94], apesar de menos relevante em relação aos demais [101]. Embora ainda não totalmente compreendidas, as bases que desencadeiam as descargas duplas parecem estar relacionadas com estratégias de eficiência motora em contrações rápidas ou as que requerem grande magnitude [94,95].

Além disso, a sincronização das UMs, que envolve uma entrada sináptica comum, é um fator que também exercer alguma influência sobre a TDF [94,95,112]. No entanto, esse mecanismo que diz respeito a diferentes motoneurônios dispararem conjuntamente, ainda necessita de maiores investigações [95]. Del Vecchio et al. (2020) analisaram a influência da sincronização dos motoneurônios nos movimentos rápidos produzidos pelos membros inferiores de humanos recém-nascidos [112]. Segundo os autores, essa sincronização representa um possível mecanismo para o controle motor dos neonatos quando o SNM ainda não é capaz de modular a taxa de disparo [112]

Baseado na neurofisiologia, Škarabot et al. (2022) testaram a hipótese de que a ativação de vias subcorticais, especificamente neurônios de condução rápida da formação reticular, estariam relacionadas a uma maior TDF [102,113]. Para isso, avaliaram a resposta de contração a estímulos de sobressalto (visuais e/ou auditivos) utilizando a decomposição de eletromiogramas de alta densidade (HDsEMG), uma modalidade de EMG que entrega maior nível de detalhes acerca da contração muscular [102]. O estímulo de sobressalto acústico gerou uma maior TDF e menor tempo de reação em relação aos outros estímulos [102]. Além disso, em todos eles, não houve diferença entre a força muscular, o que sugere que este parâmetro pode se manter estável, mesmo quando a velocidade de produção de força é modulada [102]. No contexto das DTMs, as conexões entre estruturas do sistema límbico, a via reticuloespinal e os músculos mastigatórios parece ser um dos fatores responsáveis pela hiperativação muscular em pacientes com a disfunção [114]. Além disso, as integrações existentes entre as funções sensoriomotoras, regiões do córtex e de áreas subcorticais compõe a complexidade encontrada no sistema mastigatório [71].

Baseado na premissa de que condições de hipóxia e fadiga podem causar um atraso no comando neural, um estudo experimental randomizado simulou estas condições para avaliar as alterações provocadas pela redução da disponibilidade de O<sub>2</sub> nas respostas metabólicas, no desenvolvimento rápido de torque e no torque máximo [97]. Para isso, uma máscara facial conectada a um gerador hipóxico fornecendo uma fração de oxigênio reduzida foi utilizada enquanto eram realizadas extensões de joelho isocinéticas. A amostra foi composta por esquiadores alpinistas, familiarizados com o equipamento [97]. Os resultados demonstram que, apesar do torque máximo e atividade eletromiográfica de pico não diferirem entre os grupos de hipóxia e normóxia, a taxa de elevação da EMG e o desenvolvimento rápido de torque foram afetados nas primeiras contrações do grupo sob hipóxia [97]. Contudo, cabe ressaltar que essa diferença foi apenas nas primeiras contrações, já que, após a instalação da fadiga ambas as condições se igualaram [97].

Além disso, de acordo com Yavuz et al. (2010) a fadiga periférica afeta a propagação do potencial de ação ao longo dos túbulos T, o que poderia retardar o desenvolvimento da força de contração muscular [48,115], condizente com o achado de que a maioria das lesões tendíneas ocorre durante este estado muscular [48]. No músculo masseter, o apertamento constante pode levar a uma menor capacidade de

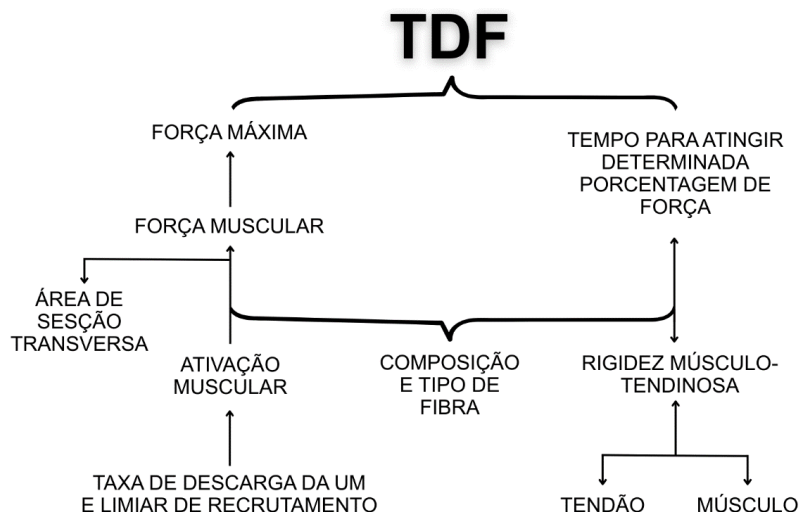
reoxigenação tecidual [7,43,62]. Essa questão, somada à fadiga muscular, outra situação comum nas DTMs, poderia representar algumas bases para explicar uma menor TDF. Nesse sentido, Okeson (2021, p.39) relata que:

Várias condições do sistema mastigatório têm grande influência no movimento e na função mandibular. Os receptores sensoriais em ligamentos periodontais, periósteo, ATMs, língua e outros tecidos moles da boca continuamente retransmitem informações, que são processadas e usadas para direcionar a atividade muscular. Estímulos nocivos são evitados de maneira reflexa, de modo que o movimento e a função possam ocorrer com o mínimo de lesão para tecidos e estruturas do sistema mastigatório [8].

Além disso, classicamente, os estudos sugerem que em diferentes momentos da curva torque-tempo a influência dos fatores neurais são mais notáveis, enquanto em outros pontos, os determinantes musculares e as propriedades contráteis intrínsecas são os mais predominantes [94,100,101]. No entanto, metodologicamente, distinguir e definir o momento de maior influência dos componentes neurais e musculares requer um trabalho complexo [100]. Além disso, esses determinantes também interagem entre si e, de uma perspectiva fisiológica, também é desafiador separar a atuação desses componentes, já que a TDF se trata de uma medida multifatorial [94,95,100]. Apesar disso, é importante definir os determinantes estruturais que podem modular a TDF e influenciar diretamente seus valores [94].

Conforme supracitado, os tipos de fibras que compõe um músculo determinam suas características de produção de força, resistência e velocidade [94]. Logo, a composição estrutural torna-se um dos determinantes musculares mais relevantes, sendo que, músculos com maiores proporções de fibras tipo IIA produzem maiores valores de TDF comparativamente aos compostos majoritariamente por fibras do tipo I [94]. Além disso, existem outras características que, embora ainda necessitem de mais estudos, podem interferir nas propriedades contráteis e produção de TDF, são exemplos: o grau de rigidez tendínea e das aponeuroses, arquitetura das fibras como ângulo de penação e hipertrofia muscular [94].

**Figura 4:** Fatores neuromusculares que podem influenciar na TDF.



**Fonte:** Elaborado pelo autor a partir de Maffieulett et al. (2016) [94]

Outros importantes fatores discutidos na literatura são os determinantes metodológicos [94,95]. Estes se referem aos mecanismos, instrumentos e procedimentos capazes de influenciar direta ou indiretamente os dados de TDF a serem obtidos [94,95]. Dada a complexidade da análise, as medidas de TDF podem tornar-se menos confiáveis do que a análise da força máxima quando não realizadas de forma padronizada e com o rigor necessário [94].

### 1.6.3 Eficiência Neuromuscular (ENM) e *Timing Muscular*

As características das contrações musculares são mediadas tanto por fatores neurais [70] quanto musculares [63]. Logo, a mensuração da eficiência neuromuscular (ENM) representa uma forma de estimar essas características da função muscular [116,117]. Explorando a literatura, nota-se que a mensuração do índice de eficiência neuromuscular (IEN) é realizada conforme o objetivo da análise a ser realizada, uma vez que este índice pode ser obtido através da relação entre força muscular e atividade eletromiográfica (Força/EMG), sendo o valor resultante interpretado como a capacidade de geração de força em relação a entrada neural ou nível de ativação [116,118].

No entanto, considerando a relação inversa, ou seja, entre a ativação das UMs pela força produzida (EMG/Força), o valor do IEN representa o quanto de impulsos neurais foram necessários para produzir determinado nível de força muscular.

Portanto, o quantitativo de UMs recrutadas reflete de forma diretamente proporcional a força muscular produzida durante a contração analisada [104,116,117]. Contudo, um músculo pode ser considerado mais eficiente ao ser capaz de gerar mais força, enquanto demanda para isso menor magnitude de ativação das UMs, bem como menor gasto energético [104,116,117]. Logo, o IEN é capaz de presumir o quão eficiente apresentam-se os músculos e seus componentes neurais durante a tarefa realizada [104,116,117].

A fim de investigar a melhoria da eficiência muscular dos masseteres e temporais, o estudo de Barbosa et al. (2019) se propôs a testar um protocolo de oito semanas de exercícios resistidos com carga progressiva de acordo com porcentagens da CVM [82]. Para isso, os autores partiram de dois grupos de mulheres com diagnóstico de DTM muscular, sendo que um deles recebeu o tratamento para melhora de resistência à fadiga e o outro fotobiomodulação placebo. A eficiência muscular foi definida como a média da força total multiplicada pelo tempo gasto para realizar a tarefa [82]. O valor obtido foi dividido por 100 para ser expresso em porcentagem [82]. Os resultados demonstraram que o grupo experimental alcançou progressivamente um maior tempo até a fadiga e maior eficiência muscular [82].

No entanto, a literatura científica atual ainda carece de trabalhos dedicados ao cálculo do IEN dos músculos mastigatórios em indivíduos com DTM em comparação aos saudáveis. Apesar disso, diversos estudos demonstraram alterações da amplitude eletromiográfica (vide tópico 1.6.1) e de força muscular [91,119] nesta disfunção. Ao analisar estes achados, a ENM também poderia estar comprometida, refletindo em um IEN reduzido em comparação com indivíduos saudáveis, já que, de acordo com trabalhos de revisão como o de Marcelino et al. (2023), os estudos base sugerem que a DTM está relacionada a múltiplas alterações que levam a déficits da função mastigatória [12].

Além disso, o momento ou *timing* de ativação também pode ser avaliado pela EMGs [69]. Essa análise torna-se relevantes no contexto da DTM ao se considerar que, durante os movimentos mandibulares ocorre a coativação de diversos músculos [6,7,11]. Tartaglia et al. 2011, relataram que em contextos agudos de dor orofacial, a musculatura mastigatória apresenta maiores chances de desenvolver, além de fadiga e menor eficiência, padrões assimétricos e incoordenados de movimentos [85]. No entanto, em situações crônicas, esses achados podem ser diferentes em razão de

adaptações funcionais do sistema estomatognático [9], que preconiza a manutenção da funcionalidade [38,85].

Contudo, o entendimento acerca de como os músculos mastigatórios se organizam durante a realização de uma determinada tarefa é desafiador, tendo em vista as características do sistema mastigatório (composto por um grande número de músculos com variadas formas e tamanhos) [11], sendo alguns deles profundos. Conforme supracitado, embora diversos estudos tenham se dedicado a avaliar a amplitude do sinal eletromiográfico, índices padronizados e simetria muscular [58,85,90,91], análises específicas da organização temporal antecipatória da ativação muscular, caracterizada pela pré-ativação, ainda não foram igualmente exploradas em pacientes com DTM.

Apesar disso, em geral observa-se que a dor se relaciona com um atraso da ativação muscular [109]. Para que os movimentos aconteçam de forma coordenada é necessário que a ativação muscular seja padronizada [63,120]. Nesse sentido, as sinergias musculares são definidas como um grupo de músculos que atuam conjuntamente [9], sendo que sua análise pode ser útil na compreensão das alterações musculares. Manickaraj et al. (2017) avaliaram os padrões de ativação em indivíduos com dor crônica no cotovelo em comparação com controles saudáveis por meio da análise de sinergias [121]. Para isso, utilizaram a EMGs associada a um dinamômetro de preensão manual. A ativação de seis músculos do antebraço foi analisada enquanto desenvolviam força isométrica submáxima a 15% e a 30% da CVM [121]. Os autores reportaram que os indivíduos com dor crônica apresentam padrões de ativação muscular menos sinérgico em comparação com sua contraparte saudável. Além disso, ao realizar uma análise do *timing* do pico de ativação das sinergias, um atraso no grupo com dor crônica foi observado [121].

Entre o momento no qual se inicia a atividade elétrica muscular e a força é desenvolvida pela contração, ocorre um curto período de tempo fisiológico, conhecido como atraso eletromecânico (AEM) [48,63,115,122]. Os componentes elásticos em série e paralelo são apontados como uma das razões deste atraso, já que é necessário que a força produzida supere a “folga” destes componentes para que o movimento ocorra [48,63]. Baseado neste conhecimento, o estudo de Yavuz et al. (2010) utilizou um método de estimulação supramáxima para causar uma contração que ativasse conjuntamente todas as fibras motoras do nervo tibial e avaliar a influência de diferentes fatores sobre o AEM, dos quais destacam-se o sexo, fadiga,

a idade e nível de contração [48]. Quanto a diferença entre homens e mulheres, esta não se mostrou estatisticamente significativa [48]. Contudo, tanto a presença de fadiga, quanto maiores idades demonstraram aumentar o AEM, enquanto o nível de contração muscular prévia em diferentes porcentagens da CVM diminuiu significativamente o AEM [48]. Nesse sentido, a presença das alterações neurais e musculares na DTM muscular, além de presença de fadiga [115] poderiam representar mecanismos de atraso na ativação muscular.

Além disso, estratégias de controle motor empregadas sob cargas assimétricas foram estudadas por Angst et al. (2024) [123]. Os autores esperavam compreender qual estratégia seria recrutada dentre as quais: a minimização da carga articular ou a redução do esforço muscular [123]. Para testá-las adotaram o método de estereometria dinâmica e a EMGs, avaliando, respectivamente, a carga imposta sobre a ATM e a ativação muscular de masseteres e temporais durante a tarefa de fechamento contra cargas assimétricas crescentes [123]. Os resultados demonstraram não apoiar especificamente apenas uma estratégia, mas sim que parece existir uma grande variabilidade nos mecanismos de proteção individual, bem como na anatomia e padrões de ativação continuamente aprendidos.

## **2. ARTIGO CIENTÍFICO**



## Article

# Exploring New Frontiers: A Cross-Sectional Analysis of Explosive Phase and Muscle Activation During Maximal Biting in Women with Temporomandibular Disorder and Orofacial Pain

Bianca Rossi Botim , Mayra Evelise Cunha dos Santos , Arthur Ferreira Esquírio ,  
Kariny Realino do Rosário Ferreira, Ana Clara Leal, Gabriel Alves Godinho , Maria de Cássia Souza Macedo,  
Thaís Carvalho Oliveira, Gabriela Lopes Gama, Michelle Cristina Sales Almeida Barbosa   
and Alexandre Wesley Carvalho Barbosa \*

Musculoskeletal Research Group—NIME, Department of Physical Therapy, Federal University of Juiz de Fora, Av. Moacir Paleta 1167, Governador Valadares 36036-900, MG, Brazil; bianca.botim@estudante.ufjf.br (B.R.B.); mayra.evelise@estudante.ufjf.br (M.E.C.d.S.); arthurferreira.esquirio@estudante.ufjf.br (A.F.E.); kariny.realino@estudante.ufjf.br (K.R.d.R.F.); anaclara.leal@estudante.ufjf.br (A.C.L.); gabriel.godinho@estudante.ufjf.br (G.A.G.); mariacassia.macedo@estudante.ufjf.br (M.d.C.S.M.); thaís.carvalho@estudante.ufjf.br (T.C.O.); gabriela.gama@ufjf.br (G.L.G.); michellecsalmeida@ufjf.br (M.C.S.A.B.)

\* Correspondence: alexwbarbosa@hotmail.com or alexandre.barbosa@ufjf.br

## Abstract

**Background:** Temporomandibular disorders (TMDs) are associated with altered masticatory muscle function and pain. Although electromyographic parameters have been extensively studied, the rate of force development (RFD) remains an underexplored biomarker in this context. **Objective:** Analyze the RFD differences in women diagnosed with and without TMD. As a secondary outcome, the masseter and temporalis muscle pre-activation values were compared between groups based on the biting force onset. Additionally, neuromuscular efficiency analysis was also performed. **Methods:** A retrospective analysis of 62 medical records (41 with TMD, 21 controls) was conducted. Electromyographic activity and bite force were measured during three 5-s maximal biting tasks using synchronized surface electromyography (sEMG) and a laboratory-grade load cell. RFD was computed from force–time curves. Muscle pre-activation was assessed based on sEMG activity immediately preceding contraction onset. **Results:** The TMD group showed a significantly smaller RFD (mean = 85.5 N/s) compared to controls (mean = 109.0 N/s;  $p = 0.03$ ; Cohen's  $d = 0.5$ ). No significant differences were found in neuromuscular efficiency and pre-activation or post-activation levels of the masseter and temporalis muscles between groups. **Conclusions:** RFD distinguishes women with TMD from healthy controls and may represent a sensitive biomechanical marker of neuromuscular adaptation in TMD, although confirmatory studies are needed. The absence of neuromuscular efficiency and pre-activation differences suggests compensatory neuromuscular mechanisms. Further prospective studies are needed to validate these findings and explore clinical applications.

**Keywords:** temporomandibular disorders; electromyography; pre-activation; rate of force development



Academic Editors: Oana Almasan and Umberto Aguglia

Received: 7 October 2025

Revised: 11 November 2025

Accepted: 3 December 2025

Published: 6 December 2025

**Citation:** Botim, B.R.; dos Santos, M.E.C.; Esquírio, A.F.; Ferreira, K.R.d.R.; Leal, A.C.; Godinho, G.A.; Macedo, M.d.C.S.; Oliveira, T.C.; Gama, G.L.; Barbosa, M.C.S.A.; et al. Exploring New Frontiers: A Cross-Sectional Analysis of Explosive Phase and Muscle Activation During Maximal Biting in Women with Temporomandibular Disorder and Orofacial Pain. *Med. Sci.* **2025**, *13*, 306. <https://doi.org/10.3390/medsci13040306>

**Copyright:** © 2025 by the authors.

Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

The temporomandibular joint (TMJ) is one of the most frequently moved joints in the human body [1,2]. The TMJ is very active during functional tasks, such as chewing and

speech [1,2], comprising a complex rotational-translational mandibular movement [1,3]. Movement at one side necessarily affects the opposite [3]. As the right and left TMJs move simultaneously, biomechanical issues may occur in both TMJs and their structures (cartilage, synovial membrane), resulting in musculoskeletal and neuromuscular disorders (temporomandibular disorders or TMDs) [4,5].

Similarly to other chronic pain conditions, TMD is more prevalent in female working-aged people [5–7]. The prevalence ranges from 5 to 12% globally, with a multifactorial etiology [1,7]. Some of the major factors contributing to TMD incidence are the bruxism occurrence and emotional factors, which may also contribute to orofacial and cervical muscle hyperactivity [7–9]. Individuals with TMD often experience reduced quality of life [3,7] and limitations in chewing and communication [3,6,7].

TMD is the leading cause of orofacial pain [4,6,10], with two subgroups according to their characteristics: those with joint-related symptoms and the muscle-related subgroup, the most frequent subtype, with symptoms on the masticatory muscles [10]. The muscular TMD has a prevalence of up to 13% in adult women [11] and is related to variations in the capacity to produce force during the processes of electrical excitation [12–14]. Furthermore, elevated and sustained muscle activity in the masseter may be related to tissue hypoxia, pain, and fatigue [15].

Fatigue is a frequently present symptom in the TMD. Masticatory muscles affected by TMD and fatigue typically exhibited increased activation amplitude, reflecting the recruitment of extra motor units, along with a shift in the mean power frequency, which is consistent with a decline in muscle fiber conduction velocity [16–18], a parameter measured through surface electromyography (sEMG) [16]. The sEMG is a non-invasive method based on recording the myoelectric signals to estimate the motor units' temporospatial summation [19,20]. In this sense, sEMG is capable of measuring the electrical potential generated by muscle fibers and is often used to assess the masticatory muscle electrophysiological behavior and function in patients with TMD [19,21,22].

Furthermore, sEMG is frequently used as a measure of response to therapeutic approaches, comparison between TMD subgroups, and a diagnostic aid [20,23,24]. In this sense, sEMG can be used as a measure of the masticatory motor adaptation [22,25]. These adaptations to a behavior or muscle state may reflect the potential for neuroplasticity of areas of the sensorimotor cortex [8,25,26]. These adaptations can be functional but also dysfunctional, which may induce or intensify clinical manifestations such as pain [8,25,26]. In this sense, the formation of action potentials in painful contractions can be altered, as well as the electromyographic record [12,19,27].

TMD has a complex diagnostic process [28] based on biopsychosocial, functional and structural characteristics [29]. However, marked biomechanical and neuromuscular changes are expected in a chronic myogenic disorder such as TMD [30]. Some variability may occur among individuals experiencing the disorder [19,30,31], although similarities are greatly expected as the physiological response is essentially the same in specific groups [19,32]. In this sense, to objectively set the diagnostic outcome, biomarkers are often the major choice. Recent studies highlighted some biochemical targets as potential biomarkers correlated to TMD symptoms [1,29,33–35]. Evidence also reports some masticatory muscle functional indexes using the sEMG as a diagnostic approach [23,36]. In this sense, Nickel et al. (2024) also reports the need to develop new biomarkers to assess TMD [37]. These same authors suggested a new biomarker based on mechanobehavioral scoring, assessed through sEMG [37].

Furthermore, the sEMG has also been used to estimate the muscle excitation onset [38]. To assist motor performance, some studies reported that anticipatory mechanisms coordinate changes in basal muscle excitation previously to any voluntary movement [39,40].

In the orofacial musculature, the effector muscles are also responsible for stabilizing and controlling movements [41,42]. Several studies have investigated the sEMG amplitude and signal variations in different tasks [19,28,43], but no studies have analyzed the muscle excitation timing in individuals with TMD compared to healthy individuals.

Furthermore, in patients with TMD, changes in the masticatory motor unit's recruitment can compromise muscle functionality, although these changes are being investigated due to the lack of consensus [12,13]. Neuromuscular efficiency (NME) is an index that represents the ability to generate force relative to the level of muscular excitation [44,45]. The NME is calculated through the ratio between the amount of neural stimulus and the force generated by a muscle [46,47]. Based on the reported neuromuscular and functional changes, it would be reasonable to assume that the NME would be altered in the TMD population compared to healthy cohorts.

In this sense, it has been proposed that functional and coordinating alterations of the masticatory muscles would underlie the symptoms of TMD [25]. Recent reviews have found several TMD masticatory muscles' functional changes compared to healthy controls [13,19,43]. Those changes appear to vary according to the task performed (rest, clenching, chewing) as well as the muscles analyzed [43]. However, the direct association between TMD and masticatory disorders is not yet a general consensus [13].

Neuromuscular excitation and the motor unit recruitment pattern are also determinants of another parameter not yet fully explored considering the masticatory muscles: the rate of force development (RFD) [48–50]. The RFD is calculated as the ratio between the variation in force and the time during the muscle contraction [51]. RFD is derived from force–time or torque–time curves recorded during explosive voluntary contractions [48,51,52]. Explosive strength is defined by Maffiuletti et al. (2016) as the ability to increase force or torque as quickly as possible during a rapid voluntary contraction, starting from a low contraction or resting level [51]. The RFD is used to characterize explosive strength [51,53]. Performance in sports and functional tasks is highly correlated to RFD [53], as it exhibits high sensitivity in detecting acute and chronic changes in neuromuscular function, eliciting distinct physiological mechanisms compared to the maximum voluntary contraction [31,49,51,54].

However, to the best of our knowledge, no studies were found verifying the masseter and temporalis muscles' RFD in TMD patients. Therefore, the present study aimed to analyze the RFD differences in women diagnosed with and without TMD. As a secondary outcome, the masseter and temporalis muscle pre-activation values were compared between groups based on the biting force onset. Additionally, neuromuscular efficiency analysis was also performed and reported. The primary hypothesis is that women diagnosed with TMD would exhibit a significantly lower RFD of the masticatory muscles during maximal biting compared with healthy controls. This reduction is expected to reflect impairments in neuromuscular performance and altered motor unit recruitment related to chronic orofacial pain. The secondary hypothesis is that the NME would be significantly lower in the TMD group, indicating decreased ability to translate neural excitation into mechanical output. Finally, the tertiary hypothesis is that the pre-activation timing of the masseter and temporalis muscles would differ between women with and without TMD. Specifically, the TMD group was expected to show delayed or less synchronized pre-activation, reflecting altered anticipatory control and motor coordination.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

This study was carried out based on a retrospective data analysis of the medical records database from the Musculoskeletal Research Group. These data came from a

previous study at the Physiotherapy School Clinic at Governador Valadares (Minas Gerais, Brazil), conducted between January 2018 and December 2018 and approved by the Federal University of Juiz de Fora (UFJF) Ethics Committee Board under the protocol number CAAE: 68457617.6.0000.5147 (Date of approval: 26 July 2024). The present retrospective study was also approved by the same Ethics Committee under the protocol number CAAE: 81392424.3.0000.5147. The total sample consisted of 102 medical records. Those with missing or inconsistent data were excluded, resulting in a total of 62 actual medical records to be analyzed.

In the 2018 study, the participants were recruited by public invitation through flyers and personal contacts. The Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD-Axis I) was used for TMD diagnoses. The RDC/TMD is the internationally accepted gold standard, and its most recent version is the DC/TMD [55]. However, the lack of a validated Portuguese version of the DC/TMD during data collection led the previous authors to use the validated Portuguese version of the RDC/TMD. Only those with chronic TMD (more than 6 months of complaints) were included. All participants had myalgia according to the RDC/TMD. Inclusion criteria for both groups were having at least 28 permanent teeth and an age range of 18 to 45 years [55]. All participants reported no periodontal problems. Exclusion criteria for both groups were as follows: history of facial and/or TMJ trauma; osteoarthritis; confirmed pain attributable to migraine, headache or neck pain; recent or chronic use (more than 6 months) of any analgesic, anti-inflammatory or psychiatric medication; acute infection or other significant disease of the teeth, ears, eyes, nose or throat; and presenting any neurological or cognitive deficit [55]. Data on age and body mass index (BMI) were available for all included participants. The groups did not differ significantly in age ( $p = 0.64$ ) or BMI ( $p = 0.57$ ). Written informed consent has been obtained from all participants to publish this paper.

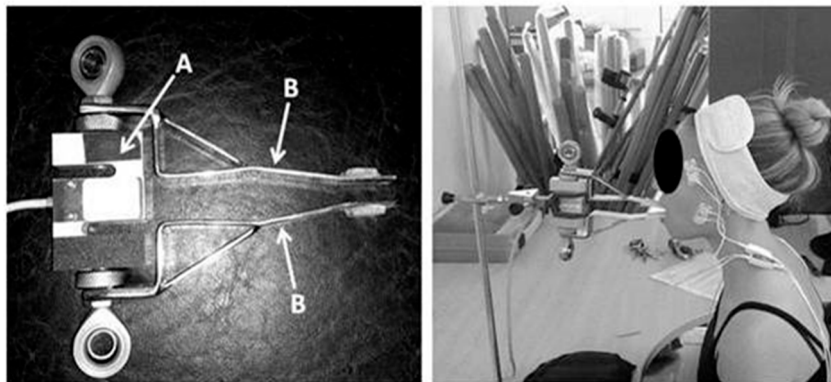
## 2.2. Equipment

The excitation of temporal and masseter muscles during maximal isometric biting was assessed using an acquisition module with eight analog channels (Miotec™, Biomedical Devices, Porto Alegre, RS, Brazil). An A/D board performed the conversion from analog to digital signals with a 16-bit resolution input range, a sampling frequency of 2 kHz, a common rejection module greater than 100 dB, a signal–noise ratio of less than 3  $\mu\text{V}$  Root Mean Square, and an impedance of 109  $\Omega$ . The collected data was windowed at 125 ms using the Miotec™ Suite Software Version 1.0. The sEMG signals were recorded in root mean square in  $\mu\text{V}$  with surface Meditrace™ (Ludlow Technical Products, Gananoque, ON, Canada) Ag/AgCl electrodes with a diameter of 1 cm and center-to-center distance of 1 cm, applied in a transverse orientation parallel to the underlying fibers on a muscle site. A reference electrode was placed on the left lateral humeral epicondyle. The sEMG signals were amplified and filtered (Butterworth fourth-order, 20–450 Hz bandpass filter, 60 Hz notch filter). All pieces of information were recorded and processed using the software Miotec Suite™ (Miotec Biomedical Devices, Porto Alegre, RS, Brazil). Before sEMG electrode placement, the skin was cleaned with 70% alcohol, followed by an exfoliation using a specific sandpaper for the skin and a second cleaning with alcohol. The electrodes were positioned on the anterior temporal muscles and the superficial masseter on both the left and right sides parallel to the muscle fibers according to a previous study [55].

## 2.3. Experimental Protocol

Three 5-s maximum isometric biting tasks (MIBTs) were performed by each participant while biting on an adapted load cell (Miotec™, Biomedical Devices, Porto Alegre, RS, Brazil; maximum tension-compression = 200 Kgf, precision of 0.1 Kgf, maximum error of

measurement = 0.33%). Five seconds were previously collected during rest to establish task onset. Each MBIT was followed by 5 min of rest. The participants were asked to sit comfortably (the volunteer remained seated with the trunk erect, feet on the floor, and hands resting on the thighs) while the load cell's arms were positioned on the incisors (Figure 1). A disposable material was used to cover the load cell's arms for each participant. The forward head posture was controlled during all procedures by positioning the load cell closer to the participants so they could bite in their natural head posture. Standardized verbal commands ("start," "keep biting," "stop") were used by the same rater for all tests' recordings. A 5-s familiarization was followed by 3 min of rest before the MBIT. The load cell was coupled and synchronized with the acquisition module [55].

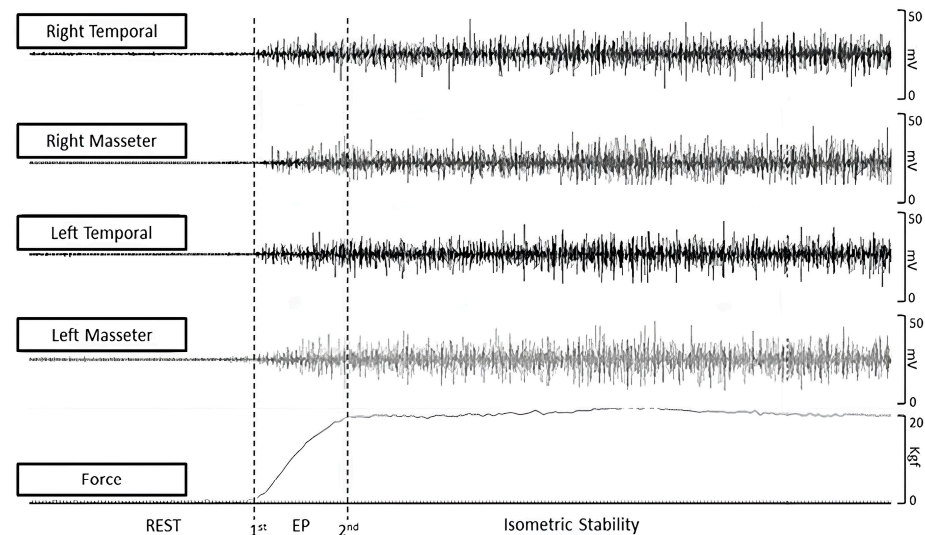


**Figure 1.** Adapted load cell. (A) laboratory-grade load cell; (B) adapted arms [56].

#### 2.4. Data Extraction

All data were extracted offline using Miotec Suite™ software (Miotec™, Biomedical Devices, Porto Alegre, RS, Brazil). Two markers were used to differentiate the explosive and isometric phase windows (Figure 2). As the load cell was synchronized with the electromyography channels, the first marker was at the onset of the force. Three 1-s windows of the rest period with 1 s of separation between them were collected, and the onset of the force was defined by three times the standard deviation of the average resting intervals plus the mean itself. Three 1-s isometric stability windows with 1 s of separation between them were collected, and the second marker was defined by three times the standard deviation of the average isometric stability interval minus the mean itself (Figure 2). The force onset was detected when the signal exceeded three standard deviations above the mean resting baseline. RFD was then computed as the first derivative of the force–time curve ( $\Delta\text{Force}/\Delta\text{Time}$ ) over the 0–1 s explosive window following onset. This 1-s interval corresponded to the “explosive phase” used consistently across all trials, while the subsequent 1-s window represented the “isometric phase.” Each participant performed three trials, and the average RFD across the three trials was used for analysis. The raw force signal was low-pass filtered (Butterworth, 10 Hz, 4th order) before differentiation to minimize noise.

Muscle activation onset was determined from the EMG signal exceeding three standard deviations above the mean baseline within a 200 ms window preceding or following the force onset. Pre-activation: EMG onset < 0 ms relative to force onset. Normal activation: EMG onset within 0–50 ms after force onset. Post-activation: EMG onset > 50 ms after force onset.



**Figure 2.** Force and sEMG data extraction. EP = explosive force.

The dependent between-group variables were as follows: (1) Peak load (the maximum force output achieved during the MIBT); (2) Mean explosive load (the mean force output during the explosive phase); (3) Mean isometric load (the mean force output during the isometric phase); (4) The sEMG (right and left masseter and temporalis muscles); (5) Right and left neuromuscular efficiency (neuromuscular efficiency was defined as the ratio of the sEMG to the mean explosive force output).

### 2.5. Raters

An independent rater (rater 1) conducted the inclusion and exclusion process for the participants as previously described. Two additional raters (2 and 3) received extensive training before the study to perform data extraction using the Miotec software, following the windowing method previously detailed above. The prior training was essential to ensure the procedure's reliability and minimize human error during data extraction. Another independent rater (rater 4) conducted the statistical analysis.

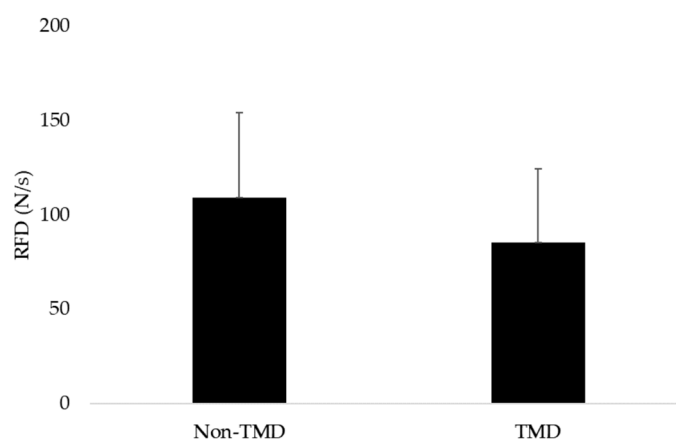
### 2.6. Statistical Analysis

Descriptive data were presented as mean and standard deviation. Normality and homogeneity were assessed separately for each group using the Shapiro–Wilk and Levene tests, respectively. Based on the results of the normality of the RFD data, between-group comparisons (with and without TMD) were performed using the Student's *t*-test for independent samples for bite force and the Mann–Whitney test for independent samples for muscle excitation. When Levene's test indicated unequal variances, Welch's *t*-test was applied. Neuromuscular efficiency (NME) was defined as the ratio between the magnitude of muscle activation and the corresponding mechanical output, expressed as normalized EMG amplitude divided by force ( $\text{EMG}_{\text{norm}}/\text{Force}$ ). The EMG amplitude was normalized to the maximal compound activity obtained during the calibration contraction and expressed as a percentage of the compound maximal voluntary contraction (% CIVM). The resulting NME values therefore represent the relative neural drive required to produce a given level of bite force, with higher values indicating lower mechanical efficiency (i.e., greater excitation per unit of force). This formulation was intentionally adopted to emphasize the neural recruitment effort associated with force generation, consistent with our study's objective to characterize neuromuscular activation strategies rather than mechanical efficiency per se. Units are expressed as % of the CIVM times the force in Newtons ( $\% \cdot \text{N}^{-1}$ ). The responsiveness of the predictive measures was assessed by the chi-square

test ( $X^2$ ) to establish the association between the pre- and post-activation assessments in individuals with and without TMD. Additionally, Cramér's V was used to measure the strength of association between categorical variables. Given the exploratory nature and limited number of comparisons, we did not apply formal multiplicity corrections. For the analysis of neuromuscular efficiency, considering the results of data normality, comparisons between the groups were conducted using the Mann–Whitney test. Statistical significance was defined as  $p < 0.05$ . Cohen's d was used to verify the effect size of the interventions between the groups, qualitatively classified as  $<0.2$ : trivial effect;  $0.2$ – $0.5$ : small effect;  $0.5$ – $0.8$ : medium effect;  $\geq 0.8$ : large effect. The analysis was performed using JAMOVI software (The JAMOVI project, version 2.3.21, retrieved from: <http://www.jamovi.org>).

### 3. Results

The RFD descriptive data are summarized as follows: The group with TMD ( $n = 41$ ) showed a mean RFD of 85.5 N/s, with a standard deviation of 38.8 N/s. In contrast, the group without TMD ( $n = 21$ ) showed a mean of 109 N/s, with a standard deviation of 45.2 N/s (Figure 3).



**Figure 3.** Mean and standard deviation values of groups with and without TMD.

Each participant performed three maximal biting trials separated by 5 min rest. For each dependent variable (RFD, EMG, NME), the mean of the three trials was used for analysis. To assess reliability, we calculated intra-class correlation coefficients (ICC [3,1]) and coefficient of variation (CV%) for RFD across the three trials: ICC = 0.91 (95% CI = 0.86–0.94), CV = 7.8%, indicating excellent within-session reliability. The  $t$ -test for independent samples revealed a significant difference in the RFD between the groups with and without TMD ( $p = 0.03$ ), with a Cohen's d of 0.5, indicating a moderate effect size, with the confidence interval excluding zero (95% CI: 0.0067 to 1.12).

In the pre-activation and NME analyses, two missing data were found in RT and one missing data in RM. In the descriptive analysis of neuromuscular efficiency, data are summarized as follows: The group without TMD showed a median of  $0.04\%.N^{-1}$ , (range:  $0.02$ – $0.26\%.N^{-1}$ ) for LM,  $0.05\%.N^{-1}$ , (range:  $0.01$ – $0.10\%.N^{-1}$ ) for RM,  $0.05\%.N^{-1}$ , (range:  $0.01$ – $0.38\%.N^{-1}$ ) for LT, and  $0.08$ , (range:  $0.02$ – $0.32\%.N^{-1}$ ) for RT. In contrast, the group with TMD showed a median  $0.04\%.N^{-1}$ , (range:  $0.01$ – $0.60\%.N^{-1}$ ) for LM,  $0.04\%.N^{-1}$ , (range:  $0.01$ – $0.33\%.N^{-1}$ ) for RM,  $0.07\%.N^{-1}$ , with a range from  $0.01$  to  $0.77\%.N^{-1}$  for LT, and  $0.08\%.N^{-1}$ , with a range from  $0.01$  to  $0.61\%.N^{-1}$  for RT. The Mann–Whitney test found no between-group NME differences for LM ( $p = 0.50$ ), RM ( $p = 0.59$ ), LT ( $p = 0.53$ ), or RT ( $p = 0.73$ ) during the explosive force period.

Finally, no between-group differences were found for electromyographic pre- and post-activation and regular activation, as shown in Table 1.

**Table 1.** Pre- and post-activation and normal activation results.

Muscle	Group	Pre-Activation n (%)	Post-Activation n (%)	Normal Activation n (%)	<i>p</i>	Cramér's V
LM	With TMD	7 (58.3%)	16 (59.3%)	18 (78.3%)	0.30	0.19
	Without TMD	5 (41.7%)	11 (40.7%)	5 (21.7%)		
RM	With TMD	8 (61.5%)	17 (65.4%)	15 (68.2%)	0.92	0.05
	Without TMD	5 (38.5%)	9 (34.6%)	7 (31.8%)		
LT	With TMD	10 (76.9%)	15 (65.2%)	16 (61.5%)	0.62	0.12
	Without TMD	3 (23.1%)	8 (34.8%)	10 (38.5%)		
RT	With TMD	8 (80.0%)	14 (58.3%)	17 (65.4%)	0.48	0.15
	Without TMD	2 (20.0%)	10 (41.7%)	9 (34.6%)		

Legend: LM = Left masseter, RM = Right masseter, LT = Left temporal, RT = Right temporal. All chi-square tests met assumptions; all expected cell frequencies were  $\geq 5$ , and no standardized residuals were  $> 2.0$ .

#### 4. Discussion

The results suggest that the RFD analysis showed a significant between-group difference, with the TMD group showing lower values, with a moderate effect size. No between-group differences were observed for pre- and post-activation for any analyzed muscle (LM, RM, LT, RT). Furthermore, contingency table analyses and chi-square tests did not reveal any significant association between the presence of TMD and muscle activation patterns. No between-group differences were observed for NME for any muscle (LM, RM, LT, RT).

Several methods have been described to diagnose TMD, but accuracy has always been an issue [19,23,57]. In this context, functional masticatory muscle indexes emerge as promising markers to support the accurate TMD characterization, although confirmatory studies are still needed [23,36]. RFD has been suggested as a marker to characterize some neuromuscular conditions, such as neuromuscular fatigue [49]. RFD is modulated by neural mechanisms, depending on the reaction of motor units at the beginning of contraction [49,50]. In this sense, the increase in muscle activation in the initial phase of contraction is notably important to provoke a rapid force production [48,50,51]. Furthermore, reviews report that RFD may represent a more efficient concept in identifying dysfunctions or functional adaptations in the neuromuscular system [31,49,51], similar to those produced by muscle damage or pain [58,59], when compared to maximum voluntary strength [49,51], supporting the current analysis in the context of TMD.

Additionally, compared to the maximum voluntary contraction force parameter, RFD was more strongly correlated to the functional tasks [51,60]. It is known that individuals with TMD may exhibit impaired masticatory neuromuscular function [13,61,62], which, based on neurophysiology, could be reflected in RFD. Therefore, assuming this parameter may also be altered in individuals with TMD would be reasonable. However, to our knowledge, this is the first study to investigate RFD in a muscular TMD sample. In this sense, reviewing the literature, Rodríguez-Rosell et al. (2018) discussed the physiological factors correlated to RFD and reported that even in homogeneous groups, rapid force production differs between individuals, suggesting that the mechanisms involved in explosive contractions may vary significantly [31]. This variability appears to occur due to variations in the speed at which the nervous system recruits motor units, a parameter known as the motor unit recruitment rate [48,50,63]. Furthermore, the firing rate of motor neurons also appears as one of the mechanisms responsible for modulating RFD [48]. However, several

methods for obtaining and analyzing RFD are also related to a notable variability in its values [31,51].

However, it is often expected that in the presence of pain, RFD will be reduced [58]. Despite the absence of studies that investigated this parameter in individuals with TMD, it is possible to infer its decrease from other contexts in which there is also the presence of pain and RFD reduction. In this sense, a study investigated the effects of acute induced pain on maximal force production and RFD of the quadriceps during isometric muscle activation [58]. The authors determined the RFD as the average slope of the curve, and its analysis was carried out in segmented time intervals. [58]. In contrast, the current study differed methodologically by analyzing RFD over only one total time interval. The authors observed both a reduction in RFD and a reduction in the rate of increase in EMG. Furthermore, the impact of pain on RFD differed between time periods, which may be attributed to the close relationship between initial force development (<75 ms) and the maximum motor unit discharge rate [48,50], which may be reduced during tasks involving acute nociceptive activation [58]. In the current study, RFD was also shown to be reduced in the symptomatic group; however, given the methodological and anatomical differences, comparisons are limited.

Another cross-sectional study compared RFD in women with patellofemoral pain and physically active healthy women. RFD was calculated as the slope of the torque-time curve, measuring the muscle mass-normalized torque variation. RFD and maximal torque were reduced in the pain group, with RFD showing greater deficits compared to strength. However, when analyzing muscle thickness of hip abductors and extensors, no significant differences were observed between the groups. The authors concluded that changes in RFD should not be explained by muscle thickness or the relative amount of non-contractile tissue, but rather by mechanisms involving neuromuscular changes [64].

In situations where time to develop strength is limited, explosive strength is essential [65]. The precise movements during chewing are related to the masseter's ability to develop force, even quickly [66,67]. Explosive force is characterized by RFD [51]. However, several factors within the neuromuscular system influence RFD [51]. In the context of TMD, pain [18,19,68] and muscle imbalance [13,62,69] are prominent characteristics, which may be associated with the RFD reduction observed in the symptomatic group. In this sense, the influence of pain on masticatory muscle activity was previously described according to different theories and models of pain explanation [70,71]. According to Peck et al. (2008), the Vicious Cycle Theory suggests that pain leads to muscle hyperactivity, which in turn causes more pain. However, this theory presents little solid evidence, giving rise to the Pain Adaptation Model, which predicts inhibition of agonist muscles and increased activity of antagonists. However, this model was also considered insufficient to elucidate the complexity of the relationship between pain and motor activity [71].

Subsequently, with the aim of proposing an alternative to theories that proposed only excitation or inhibition of muscular activity, Minami et al. (2013) investigated masseter muscle activity under induced pain conditions and observed a complex reorganization of the electromyographic activity [27], including both inhibition and recruitment of new motor units, as well as varied changes in the firing rate of active units [27]. These changes may reflect a motor control strategy so that the force produced is not significantly impacted during pain [27]. These findings are consistent with previous descriptions, which also report changes in the angle of force during pain [72]. Furthermore, Sohn et al. (2000) previously demonstrated a decrease in the firing rate of masseter motor units at low and moderate force levels, although isometric force and recruitment threshold remained constant during induced pain in the masseter [73].

However, these studies use experimental models of acute pain induction [27,74], which involve mechanisms distinct from those of chronic pain and do not take into account psychosocial factors such as stress and anxiety [74], changes in behavior or damage to musculoskeletal integrity [58], frequently present in chronic TMD [75]. Furthermore, chronic pain mechanisms can modulate pain sensitivity, contributing to bruxism and greater masticatory tension [76,77]. In this sense, the psychosocial state can affect neuromuscular function, and in the long term, induce changes in muscle morphology [76]. In this sense, using an animal model of chronic stress, Pereira et al. (2019) found histopathological changes in the masseter, including irregular changes in the diameters of muscle fibers, as well as irregularity in their contours [78]. Ispir et al. (2022) used ultrasound to verify the variation in masseter thickness and its relationship with parafunctional habits. [79]. The authors did not observe significant differences attributed to these habits, although they found great variability between individuals according to vertical facial morphology [79]. Furthermore, a recent study observed greater median stiffness in the masseter during contraction performed by individuals with myofascial pain and TMD compared to healthy controls [80]. However, the effects of muscle architecture and muscle stiffness on RFD are still unclear, although increases in area and volume may be related to a greater absolute rate of strength increase [51].

In addition to rapid muscle activation mediated by neural factors, RFD also has muscular determinants, such as muscle fiber type and composition [31,51,81]. The characteristics of motor units are manifested through a heterogeneous composition of muscle fibers and myosin proteins. These characteristics are remarkably important for the chewing process [28,66,67]. Fast fatigable fibers are activated for tasks that require high strength, accompanied by speed [66]. However, the simultaneous presence of different myosin isoforms is associated with greater variability in both contractile strength and speed [66,67]. This unique composition allows the muscle to modulate its contraction force to optimize total energy expenditure, distinguishing it from other skeletal muscles [66,67].

Furthermore, several studies demonstrate that the masticatory muscles of individuals with TMD present reduced oxygen extraction [15,82–84]. This change may be due to parafunctions such as sustained clenching or overloading during chewing, which is responsible for interrupting blood flow, contributing to a more anaerobic environment. [15,82,83]. This hypoxic condition can favor the accumulation of metabolites such as lactate and  $H^+$  [85], impacting energy production [82,83]. This situation can impair masticatory muscle control, in addition to requiring greater metabolic and energy demand for functional activities, which may be accompanied by fatigue, pain [82,83] and hyperalgesia. [85]. Furthermore, the nervous system opts for muscle recruitment strategies that provide the best mechanical advantage with the least energy expenditure [72]. However, when contractions are painful, this recruitment may become less efficient in preventing further harmful stimuli [72]. Although the present study did not measure masticatory muscle oxygenation, based on this pathophysiology, it would be rational to propose that the NME would be altered in participants with TMD. Despite this, the present study did not find significant differences in the NME of participants with chronic TMD.

Often, the NME index is obtained through the relationship between the quantity of neural stimuli and the muscular force generated [45,46], through sEMG and dynamometry [45]. In this sense, the index can assume motor functioning, from neural command to its relative force production [45,86]. In the literature related to TMD, the terminology “neuromuscular efficiency index” is not easily found, although similar variations such as “muscular efficiency” [13,55] and “functional efficiency” [12,13] are extensively described. Furthermore, several studies that investigated neuromuscular changes in TMD analyzed concepts similar to those present in the index [12,19,87]. In this sense, a study found a

positive correlation between maximum bite force and EMG activity of the masseter and temporalis in people with TMD; however, they found no significant differences in sEMG activity for any of the muscles analyzed between the TMD and control groups [12]. Furthermore, findings such as reduction in electromyographic signal during sustained maximum squeezing [19] or reduction in maximal force [86] could lead to a reduction in neuromuscular efficiency. However, based on the EMG/force relationship, it would also be reasonable to propose that an increase in electrical activity, possibly related to motor compensation strategies [12], accompanied or not by an increase in the force produced, could reflect an apparently normal index.

Furthermore, methodological variations regarding data collection and analysis are also observed in the index [44–47]. Likewise, procedures for measuring masticatory efficiency are also diverse [13], although most studies agree that individuals with TMD have impaired orofacial motor functions [13,25]. In this sense, it is also possible that the time period for extracting sEMG and strength data may have influenced the capture of metabolic and neuromuscular changes reflected in the NME, which demonstrates the need for new studies that assess the NME index in individuals with TMD compared to healthy cohorts.

The effective production of mandibular movement occurs through the coordinated activation of the masticatory muscles [41,88]. Furthermore, together with the other structures of the stomatognathic system, these muscles act on the dynamic stability of the TMJ [41,42]. In this sense, sensorimotor integration is responsible for the refined control of masticatory muscle activation [87]. However, nociceptive stimuli can modulate this function [86,88]. The literature reports that, between the moment of onset of muscle excitation and the beginning of force production, there is a physiological electromechanical delay [89]. However, in painful conditions, muscle excitation may develop late [89]. Although studies assessing muscle timing in individuals with TMD are scarce, several studies demonstrate changes in parameters such as force production and control [87], magnitude of muscle activation [19,28], and symmetry and muscle coordination indices [25,28]. Based on this, it would be reasonable that the timing of muscle activation would be altered in the presence of TMD. Although the current study did not find significant differences in this variable, other studies reinforce the hypothesis of changes in muscle timing in the presence of pain associated or not with the absence of muscle integrity [90–92].

Furthermore, despite the absence of significant differences in muscle timing between groups, RFD showed reduced values in the TMD group. Dieterich et al. (2017) analyzed the temporal relationship between estimates of the onset of muscle activation and physical movement, recorded by sEMG and ultrasound, respectively [89]. One of the findings was that a higher rate of torque development correlates with a significant reduction in regional variation in EMG onset, as well as a reduction in the time intervals between EMG onset and movement onset [89].

Some limitations must be addressed. First, as a retrospective design, it relies on pre-existing data, which precludes direct control over variables that may not have been initially recorded. Additionally, the Portuguese version of the RDC/TMD, rather than the more recent DC/TMD version, represents another limitation. While the RDC/TMD is widely recognized, the current diagnostic standard is the DC/TMD, and its use would have been preferable for consistency with contemporary diagnostic criteria. The sample consisted solely of individuals aged 18 to 45 with at least 28 permanent teeth. Unmeasured factors such as occlusion and facial morphology may impair generalization. This limitation restricts the generalization of the findings to other age groups or individuals with varying dental characteristics. As a result, it may introduce selection bias and reduce the study's external validity. Furthermore, the absence of studies that analyzed the same variables was a factor that limited the comparisons made.

The present findings provide initial evidence that the RFD may serve as a clinically relevant biomarker of masticatory neuromuscular performance in women with temporomandibular disorders. Beyond distinguishing symptomatic individuals from healthy controls, RFD can offer a dynamic measure of functional recovery throughout rehabilitation. Because RFD reflects the efficiency and speed of motor unit recruitment, it is particularly sensitive to neuromuscular adaptations that occur following therapeutic interventions such as masticatory muscle endurance training, occlusal splint therapy, or non-invasive neuromodulation approaches. In this sense, monitoring RFD before and after treatment may complement traditional clinical outcomes—such as pain intensity and EMG amplitude—by providing an objective, quantitative indicator of improvement in motor control and muscle coordination.

## 5. Conclusions

This study sought to identify RFD as a significant differentiator between women with and without TMD and to provide a novel biomechanical insight into the neuromuscular alterations associated with the disorder. Although significant differences were found, future research should validate these findings in diverse populations and explore their diagnostic applications. Furthermore, new studies conducted with different collection and analysis methodologies must be carried out in order to confirm or refute the other findings.

**Author Contributions:** Conceptualization, B.R.B., K.R.d.R.F., M.d.C.S.M., A.W.C.B. and M.C.S.A.B.; methodology, B.R.B., K.R.d.R.F., M.d.C.S.M., A.W.C.B. and M.C.S.A.B.; formal analysis, K.R.d.R.F., A.W.C.B. and G.L.G.; investigation, B.R.B., K.R.d.R.F., M.d.C.S.M., T.C.O., A.C.L., A.F.E., M.E.C.d.S., G.A.G., M.C.S.A.B. and A.W.C.B.; resources, K.R.d.R.F., B.R.B. and A.W.C.B.; data curation, K.R.d.R.F., B.R.B. and A.W.C.B.; writing—original draft preparation, A.W.C.B.; writing—review and editing, A.W.C.B. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** Throughout this study, the principal investigator received financial support from the Research Support Foundation of the State of Minas Gerais (FAPEMIG: APQ 02040-18), with a contribution from the Coordination for the Improvement of Higher Education Personnel (CAPES: code 001) and the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq code 001).

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee of the Federal University of Juiz de Fora (number 81392424.3.0000.5147, date of approval: 26 July 2024).

**Informed Consent Statement:** Written informed consent has been obtained from all participants to publish this paper.

**Data Availability Statement:** The data presented in this study are openly available in Mendeley Data at DOI: 10.17632/65cmtpd77y1.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

1. Abbass, M.M.S.; Rady, D.; El Moshy, S.; Ahmed Radwan, I.; Wadan, A.H.S.; Dörfer, C.E.; El-Sayed, K.M.F. The Temporomandibular Joint and the Human Body: A New Perspective on Cross Talk. *Dent. J.* **2024**, *12*, 357. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
2. Thirunavukarasu, A.J.; Ferro, A.; Sardesai, A.; Biyani, G.; Dubb, S.S.; Brassett, C.; Hamilton, D.L. Temporomandibular Joint Anatomy: Ultrasonographic Appearances and Sexual Dimorphism. *Clin. Anat.* **2021**, *34*, 1043–1049. [[CrossRef](#)]
3. Camacho, G.B.; Waldemarin, R.D.A.; Barbin, E.L. Temporomandibular Disorder in Adults: Retrospective Study. *Braz. J. Pain* **2021**, *4*, 310–315. [[CrossRef](#)]
4. Herrera-Valencia, A.; Ruiz-Muñoz, M.; Martin-Martin, J.; Cuesta-Vargas, A.; González-Sánchez, M. Efficacy of Manual Therapy in Temporomandibular Joint Disorders and Its Medium-and Long-Term Effects on Pain and Maximum Mouth Opening: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Clin. Med.* **2020**, *9*, 3404. [[CrossRef](#)]

5. Whyte, A.; Phoon Nguyen, A.; Boeddinghaus, R.; Balasubramaniam, R. Imaging of Temporomandibular Disorder and Its Mimics. *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.* **2021**, *65*, 70–78. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Vallin, S.; Liv, P.; Häggman-Henrikson, B.; Visscher, C.M.; Lobbezoo, F.; Lövgren, A. Temporomandibular Disorder Pain Is Associated with Increased Sick Leave and Reduced Health Related Quality of Life. *Eur. J. Pain* **2024**, *28*, 1827–1840. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. Qamar, Z.; Alghamdi, A.M.S.; Haydarah, N.K.B.; Balateef, A.A.; Alamoudi, A.A.; Abumismar, M.A.; Shivakumar, S.; Cicciù, M.; Minervini, G. Impact of Temporomandibular Disorders on Oral Health-Related Quality of Life: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Oral Rehabil.* **2023**, *50*, 706–714. [[CrossRef](#)]
8. Fassicollo, C.E.; Garcia, D.M.; Machado, B.C.Z.; De Felício, C.M. Changes in Jaw and Neck Muscle Coactivation and Coordination in Patients with Chronic Painful TMD Disk Displacement with Reduction during Chewing. *Physiol. Behav.* **2021**, *230*, 113267. [[CrossRef](#)]
9. Ferrillo, M.; Migliario, M.; Marotta, N.; Fortunato, F.; Bindi, M.; Pezzotti, F.; Ammendolia, A.; Giudice, A.; Foglio Bonda, P.L.; de Sire, A. Temporomandibular Disorders and Neck Pain in Primary Headache Patients: A Retrospective Machine Learning Study. *Acta Odontol. Scand.* **2023**, *81*, 151–157. [[CrossRef](#)]
10. Valesan, L.F.; Da-Cas, C.D.; Réus, J.C.; Denardin, A.C.S.; Garanhani, R.R.; Bonotto, D.; Januzzi, E.; de Souza, B.D.M. Prevalence of Temporomandibular Joint Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin. Oral Investig.* **2021**, *25*, 441–453. [[CrossRef](#)]
11. Bednarczyk, V.; Proulx, F.; Paez, A. The Effectiveness of Cervical Rehabilitation Interventions for Pain in Adults with Myogenic Temporomandibular Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Oral Rehabil.* **2024**, *51*, 1091–1107. [[CrossRef](#)]
12. Silva Andresen Strini, P.J.; Silva Andresen Strini, P.J.; De Souza Barbosa, T.; Duarte Gavião, M.B. Assessment of Thickness and Function of Masticatory and Cervical Muscles in Adults with and without Temporomandibular Disorders. *Arch. Oral Biol.* **2013**, *58*, 1100–1108. [[CrossRef](#)]
13. Marcelino, V.; De Rovere, S.; Paço, M.; Gonçalves, M.; Marcelino, S.; Guimarães, A.S.; Pinho, T. Masticatory Function in Individuals with Temporomandibular Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Life* **2023**, *13*, 472. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
14. Liu, Z.J.; 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*, 33–47. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Suzuki, S.; Castrillon, E.E.; Arima, T.; Kitagawa, Y.; Svensson, P. Blood Oxygenation of Masseter Muscle during Sustained Elevated Muscle Activity in Healthy Participants. *J. Oral Rehabil.* **2016**, *43*, 900–910. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. 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*, 340–346. [[CrossRef](#)]
17. Gay, T.; Maton, B.; Rendell, J.; Majourau, A. Characteristics of Muscle Fatigue in Patients with Myofascial Pain-Dysfunction Syndrome. *Arch. Oral Biol.* **1994**, *39*, 847–852. [[CrossRef](#)]
18. Machado, M.B.; Nitsch, G.S.; Pitta, N.C.; Oliveira, A.S. de Tempo de Ativação Muscular Em Portadoras de Disfunção Temporomandibular Durante a Mastigação. *Audiol.-Commun. Res.* **2014**, *19*, 202–207. [[CrossRef](#)]
19. Szyszka-Sommerfeld, L.; Sycińska-Dziarnowska, M.; Spagnuolo, G.; Woźniak, K. Surface Electromyography in the Assessment of Masticatory Muscle Activity in Patients with Pain-Related Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *Front. Neurol.* **2023**, *14*, 1184036. [[CrossRef](#)]
20. Dorosz, T.; Mańko, A.; Ginszt, M. Use of Surface Electromyography to Evaluate Effects of Therapeutic Methods on Masticatory Muscle Activity in Patients with Temporomandibular Disorders: A Narrative Review. *J. Clin. Med.* **2024**, *13*, 920. [[CrossRef](#)]
21. Shousha, T.; Alayat, M.; Moustafa, I. Effects of Low-Level Laser Therapy versus Soft Occlusive Splints on Mouth Opening and Surface Electromyography in Females with Temporomandibular Dysfunction: A Randomized-Controlled Study. *PLoS ONE* **2021**, *16*, e0258063. [[CrossRef](#)]
22. Ferreira, M.C.; Porto de Toledo, I.; Dutra, K.L.; Stefani, F.M.; Porporatti, A.L.; Flores-Mir, C.; De Luca Canto, G. Association between Chewing Dysfunctions and Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *J. Oral Rehabil.* **2018**, *45*, 819–835. [[CrossRef](#)]
23. Moxley, B.; Stevens, W.; Sneed, J.; Pearl, C. Novel Diagnostic and Therapeutic Approaches to Temporomandibular Dysfunction: A Narrative Review. *Life* **2023**, *13*, 1808. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
24. Dinsdale, A.; Liang, Z.; Thomas, L.; Treleaven, J. Are Jaw Range of Motion, Muscle Function and Proprioception Impaired in Adults with Persistent Temporomandibular Disorders? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Oral Rehabil.* **2020**, *47*, 1448–1478. [[CrossRef](#)]
25. Ferreira, C.L.P.; Machado, B.C.Z.; Borges, C.G.P.; Rodrigues Da Silva, M.A.M.; Sforza, C.; De Felício, C.M. Impaired Orofacial Motor Functions on Chronic Temporomandibular Disorders. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2014**, *24*, 565–571. [[CrossRef](#)]
26. Avivi-Arber, L.; Martin, R.; Lee, J.C.; Sessle, B.J. Face Sensorimotor Cortex and Its Neuroplasticity Related to Orofacial Sensorimotor Functions. *Arch. Oral Biol.* **2011**, *56*, 1440–1465. [[CrossRef](#)]

27. Minami, I.; Akhter, R.; Albersen, I.; Burger, C.; Whittle, T.; Lobbezoo, F.; Peck, C.C.; Murray, G.M. Masseter Motor Unit Recruitment Is Altered in Experimental Jaw Muscle Pain. *J. Dent. Res.* **2013**, *92*, 143–148. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Tartaglia, G.M.; Lodetti, G.; Paiva, G.; De Felicio, C.M.; Sforza, C. Surface Electromyographic Assessment of Patients with Long Lasting Temporomandibular Joint Disorder Pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2011**, *21*, 659–664. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Zwiri, A.; Al-Hatamleh, M.A.I.; Ahmad, W.M.A.W.; Asif, J.A.; Khoo, S.P.; Husein, A.; Ab-Ghani, Z.; Kassim, N.K. Biomarkers for Temporomandibular Disorders: Current Status and Future Directions. *Diagnostics* **2020**, *10*, 303. [[CrossRef](#)]
30. Pitta, N.C.; Nitsch, G.S.; Machado, M.B.; de Oliveira, A.S. Activation Time Analysis and Electromyographic Fatigue in Patients with Temporomandibular Disorders during Clenching. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2015**, *25*, 653–657. [[CrossRef](#)]
31. Rodríguez-Rosell, D.; Pareja-Blanco, F.; Aagaard, P.; González-Badillo, J.J. Physiological and Methodological Aspects of Rate of Force Development Assessment in Human Skeletal Muscle. *Clin. Physiol. Funct. Imaging* **2018**, *38*, 743–762. [[CrossRef](#)]
32. Khawaja, S.N.; Mccall, W.; Dunford, R.; Nickel, J.C.; Iwasaki, L.R.; Crow, H.C.; Gonzalez, Y. Infield Masticatory Muscle Activity in Subjects with Pain-Related Temporomandibular Disorders Diagnoses. *Orthod. Craniofac. Res.* **2015**, *18*, 137–145. [[CrossRef](#)]
33. Alam, M.K.; Zaman, M.U.; Alqhtani, N.R.; Alqahtani, A.S.; Alqahtani, F.; Cicciù, M.; Minervini, G. Salivary Biomarkers and Temporomandibular Disorders: A Systematic Review Conducted According to PRISMA Guidelines and the Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions. *J. Oral Rehabil.* **2024**, *51*, 416–426. [[CrossRef](#)]
34. Ernberg, M. The Role of Molecular Pain Biomarkers in Temporomandibular Joint Internal Derangement. *J. Oral Rehabil.* **2017**, *44*, 481–491. [[CrossRef](#)]
35. Soares, J.M.; Carneiro, B.D.; Pozza, D.H. The Role of Biomarkers in Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *Int. J. Mol. Sci.* **2025**, *26*, 5971. [[CrossRef](#)]
36. Ginszt, M.; Zieliński, G. Novel Functional Indices of Masticatory Muscle Activity. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 1440. [[CrossRef](#)]
37. Nickel, J.C.; Gonzalez, Y.M.; Liu, Y.; Liu, H.; Gallo, L.M.; Iwasaki, L.R. Mechanics- and Behavior-Related Temporomandibular Joint Differences. *J. Dent. Res.* **2024**, *103*, 1083–1090. [[CrossRef](#)]
38. Carvalho, C.R.; Fernández, J.M.; del-Ama, A.J.; Oliveira Barroso, F.; Moreno, J.C. Review of Electromyography Onset Detection Methods for Real-Time Control of Robotic Exoskeletons. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2023**, *20*, 141. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
39. Farinelli, V.; Bolzoni, F.; Marchese, S.M.; Esposti, R.; Cavallari, P. A Novel Viewpoint on the Anticipatory Postural Adjustments During Gait Initiation. *Front. Hum. Neurosci.* **2021**, *15*, 709780. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
40. Pereira, S.; Silva, C.C.; Ferreira, S.; Silva, C.; Oliveira, N.; Santos, R.; Vilas-Boas, J.P.; Correia, M.V. Anticipatory Postural Adjustments during Sitting Reach Movement in Post-Stroke Subjects. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2014**, *24*, 165–171. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
41. Kuntamukkula, S.; Sinha, R.; Tiwari, P.K.; Paul, D. Dynamic Stability Assessment of the Temporomandibular Joint as a Sequela of Open Reduction and Internal Fixation of Unilateral Condylar Fracture. *J. Oral Maxillofac. Surg.* **2018**, *76*, 2598–2609. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
42. Basit, H.; Eovaldi, B.J.; Siccardi, M.A. *Anatomy, Head and Neck, Mastication Muscles*; StatPearls: Treasure Island, FL, USA, 2023.
43. Dinsdale, A.; Liang, Z.; Thomas, L.; Treleaven, J. Is Jaw Muscle Activity Impaired in Adults with Persistent Temporomandibular Disorders? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Oral Rehabil.* **2021**, *48*, 487–516. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
44. Panhan, A.C.; Gonçalves, M.; Eltz, G.D.; Villalba, M.M.; Cardozo, A.C.; Bérzin, F. Neuromuscular Efficiency of the Multifidus Muscle in Pilates Practitioners and Non-Practitioners. *Complement. Ther. Med.* **2018**, *40*, 61–63. [[CrossRef](#)]
45. De Paula, J.P.; Navega, M.T.; Spinoso, D.H. Neuromuscular Efficiency of the Quadriceps in Women with and without Patellofemoral Pain. *Fisioter. Pesqui.* **2023**, *30*, e22016623en. [[CrossRef](#)]
46. Aragão, F.A.; Schäfer, G.S.; De Albuquerque, C.E.; Fonseca Vituri, R.; Mícolis De Azevedo, F.; Ricardo, G.; Bertolini, F. Neuromuscular Efficiency of the Vastus Lateralis and Biceps Femoris Muscles in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Rev. Bras. Ortop.* **2015**, *50*, 180–185. [[CrossRef](#)]
47. Tesch, P.A.; Dudley, G.A.; Duvoisin, M.R.; Hather, B.M.; Harris, R.T. Force and EMG Signal Patterns during Repeated Bouts of Concentric or Eccentric Muscle Actions. *Acta Physiol. Scand.* **1990**, *138*, 263–271. [[CrossRef](#)]
48. Del Vecchio, A. Neuromechanics of the Rate of Force Development. *Exerc. Sport Sci. Rev.* **2023**, *51*, 34–42. [[CrossRef](#)]
49. D’Emanuele, S.; Maffiuletti, N.A.; Tarperi, C.; Rainoldi, A.; Schena, F.; Boccia, G. Rate of Force Development as an Indicator of Neuromuscular Fatigue: A Scoping Review. *Front. Hum. Neurosci.* **2021**, *15*, 701916. [[CrossRef](#)]
50. Del Vecchio, A.; Negro, F.; Holobar, A.; Casolo, A.; Folland, J.P.; Felici, F.; Farina, D. You Are as Fast as Your Motor Neurons: Speed of Recruitment and Maximal Discharge of Motor Neurons Determine the Maximal Rate of Force Development in Humans. *J. Physiol.* **2019**, *597*, 2445–2456. [[CrossRef](#)]
51. Maffiuletti, N.A.; Aagaard, P.; Blazevich, A.J.; Folland, J.; Tillin, N.; Duchateau, J. Rate of Force Development: Physiological and Methodological Considerations. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2016**, *116*, 1091–1116. [[CrossRef](#)]
52. Lis, D.M.; Jordan, M.; Lipuma, T.; Smith, T.; Schaal, K.; Baar, K. Collagen and Vitamin C Supplementation Increases Lower Limb Rate of Force Development. *Int. J. Sport Nutr. Exerc. Metab.* **2022**, *32*, 65–73. [[CrossRef](#)]

53. Kozinc, Ž.; Smajla, D.; Šarabon, N. The Rate of Force Development Scaling Factor: A Review of Underlying Factors, Assessment Methods and Potential for Practical Applications. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2022**, *122*, 861–873. [[CrossRef](#)]
54. Del Vecchio, X.A.; Negro, X.F.; Falla, D.; Bazzucchi, I.; Farina, X.D.; Felici, F.; Vecchio, D.A. Higher Muscle Fiber Conduction Velocity and Early Rate of Torque Development in Chronically Strength-Trained Individuals. *J. Appl. Physiol.* **2018**, *125*, 1218–1226. [[CrossRef](#)]
55. Barbosa, M.A.; Tahara, A.K.; Ferreira, I.C.; Intelangelo, L.; Barbosa, A.C. Effects of 8 Weeks of Masticatory Muscles Focused Endurance Exercises on Women with Oro-Facial Pain and Temporomandibular Disorders: A Placebo Randomised Controlled Trial. *J. Oral Rehabil.* **2019**, *46*, 885–894. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
56. de Paiva, F.A.; Ferreira, K.R.; Barbosa, M.A.; Barbosa, A.C. Masticatory Myoelectric Side Modular Ratio Asymmetry during Maximal Biting in Women with and without Temporomandibular Disorders. *Biosensors* **2022**, *12*, 654. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. Dos Santos Berni, K.C.; Dibai-Filho, A.V.; Pires, P.F.; Rodrigues-Bigaton, D. Accuracy of the Surface Electromyography RMS Processing for the Diagnosis of Myogenous Temporomandibular Disorder. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2015**, *25*, 596–602. [[CrossRef](#)]
58. Rice, D.A.; Mannion, J.; Lewis, G.N.; McNair, P.J.; Fort, L. Experimental Knee Pain Impairs Joint Torque and Rate of Force Development in Isometric and Isokinetic Muscle Activation. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2019**, *119*, 2065–2073. [[CrossRef](#)]
59. Peñailillo, L.; Blazevich, A.; Numazawa, H.; Nosaka, K. Rate of Force Development as a Measure of Muscle Damage. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2015**, *25*, 417–427. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
60. Maffiuletti, N.A.; Bizzini, M.; Widler, K.; Munzinger, U. Asymmetry in Quadriceps Rate of Force Development as a Functional Outcome Measure in TKA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2009**, *468*, 191. [[CrossRef](#)]
61. Asquini, G.; Pisacane, G.; Maselli, F.; Galeoto, G.; Mourad, F.; Bizzarri, P.; Balli, E.; Bagnoli, C.; Manzari, A.; Pernici, M.; et al. Effectiveness of Resistance Training of Masticatory Muscles for Patients with Temporomandibular Disorders: Protocol for a Systematic Review. *BMJ Open* **2024**, *14*, e083133. [[CrossRef](#)]
62. Mapelli, A.; Zanandrea Machado, B.C.; Giglio, L.D.; Sforza, C.; De Felício, C.M. Reorganization of Muscle Activity in Patients with Chronic Temporomandibular Disorders. *Arch. Oral Biol.* **2016**, *72*, 164–171. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
63. Folland, J.P.; Buckthorpe, M.W.; Hannah, R. Human Capacity for Explosive Force Production: Neural and Contractile Determinants. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2014**, *24*, 894–906. [[CrossRef](#)]
64. Nunes, G.S.; Barton, C.J.; Serrão, F.V. Hip Rate of Force Development and Strength Are Impaired in Females with Patellofemoral Pain without Signs of Altered Gluteus Medius and Maximus Morphology. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 123–128. [[CrossRef](#)]
65. Balshaw, T.G.; Massey, G.J.; Maden-Wilkinson, T.M.; Lanza, M.B.; Folland, J.P. Effect of Long-Term Maximum Strength Training on Explosive Strength, Neural, and Contractile Properties. *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2022**, *32*, 685–697. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
66. Isola, G.; Anastasi, G.P.; Matarese, G.; Williams, R.C.; Cutroneo, G.; Bracco, P.; Piancino, M.G. Functional and Molecular Outcomes of the Human Masticatory Muscles. *Oral Dis.* **2018**, *24*, 1428–1441. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
67. Korfage, J.A.M.; Brugman, P.; Van Eijden, T.M.G.J. Intermuscular and Intramuscular Differences in Myosin Heavy Chain Composition of the Human Masticatory Muscles. *J. Neurol. Sci.* **2000**, *178*, 95–106. [[CrossRef](#)]
68. Desai, A.P.; Roy, S.K.; Semi, R.S.; Balasundaram, T. Efficacy of Low-Level Laser Therapy in Management of Temporomandibular Joint Pain: A Double Blind and Placebo Controlled Trial. *J. Maxillofac. Oral Surg.* **2022**, *21*, 948–956. [[CrossRef](#)]
69. Zieliński, G.; Byś, A.; Szkutnik, J.; Majcher, P.; Ginszt, M. Electromyographic Patterns of Masticatory Muscles in Relation to Active Myofascial Trigger Points of the Upper Trapezius and Temporomandibular Disorders. *Diagnostics* **2021**, *11*, 580. [[CrossRef](#)]
70. Lund, J.P.; Donga, R.; Widmer, C.G.; Stohler, C.S. The Pain-Adaptation Model: A Discussion of the Relationship between Chronic Musculoskeletal Pain and Motor Activity. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* **1991**, *69*, 683–694. [[CrossRef](#)]
71. Peck, C.C.; Murray, G.M.; Gerzina, T.M. How Does Pain Affect Jaw Muscle Activity? The Integrated Pain Adaptation Model. *Aust. Dent. J.* **2008**, *53*, 201–207. [[CrossRef](#)]
72. Tucker, K.J.; Hodges, P.W. Changes in Motor Unit Recruitment Strategy during Pain Alters Force Direction. *Eur. J. Pain* **2010**, *14*, 932–938. [[CrossRef](#)]
73. Sohn, M.K.; Graven-Nielsen, T.; Arendt-Nielsen, L.; Svensson, P. Inhibition of motor unit firing during experimental muscle pain in humans. *Muscle Nerve* **2000**, *23*, 1219–1226. [[CrossRef](#)]
74. Martinez-Valdes, E.; Negro, F.; Farina, D.; Falla, D. Divergent Response of Low- versus High-Threshold Motor Units to Experimental Muscle Pain. *J. Physiol.* **2020**, *598*, 2093–2108. [[CrossRef](#)]
75. Dubner, R.; Slade, G.D.; Ohrbach, R.; Greenspan, J.D.; Fillingim, R.B.; Bair, E.; Sanders, A.E.; Diatchenko, L.; Meloto, C.B.; Smith, S.; et al. Painful Temporomandibular Disorder: Decade of Discovery from OPPERA Studies. *J. Dent. Res.* **2016**, *95*, 1084–1092. [[CrossRef](#)]
76. Öçal, M.Ç.; Baybars, S.C.; Talu, M.H. The Relationship Between Anxiety and Masseter Muscle in Temporomandibular Disorders: An Ultrasonographic Assessment. *J. Clin. Ultrasound* **2025**, *53*, 1688–1698. [[CrossRef](#)]
77. Fillingim, R.B.; Slade, G.D.; Greenspan, J.D.; Dubner, R.; Maixner, W.; Bair, E.; Ohrbach, R. Long-Term Changes in Biopsychosocial Characteristics Related to Temporomandibular Disorder: Findings from the OPPERA Study. *Pain* **2018**, *159*, 2403. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

78. Pereira, Y.C.L.; Nascimento, G.C.; Iyomasa, D.M.; Fernández, R.A.R.; Calzzani, R.A.; Leite-Panissi, C.R.A.; Novaes, P.D.; Iyomasa, M.M. Exodontia-Induced Muscular Hypofunction by Itself or Associated to Chronic Stress Impairs Masseter Muscle Morphology and Its Mitochondrial Function. *Microsc. Res. Tech.* **2019**, *82*, 530–537. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
79. Ispir, N.G.; Toraman, M. The Relationship of Masseter Muscle Thickness with Face Morphology and Parafunctional Habits: An Ultrasound Study. *Dentomaxillofac. Radiol.* **2022**, *51*, 20220166. [[CrossRef](#)]
80. Akkoca, F.; Ozyurek, S.; Ilhan, G.; Koyuncu, E.; Ozdede, M. Role of the Masseter, Anterior Temporalis, and Sternocleidomastoid Muscles in Myofascial Temporomandibular Disorder Pain: Evaluation of Thickness and Stiffness by Ultrasonography. *Oral Radiol.* **2025**, *41*, 363–371. [[CrossRef](#)]
81. Andersen, L.L.; Andersen, J.L.; Zebis, M.K.; Aagaard, P. Early and Late Rate of Force Development: Differential Adaptive Responses to Resistance Training? *Scand. J. Med. Sci. Sports* **2010**, *20*, e162–e169. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
82. Ferreira, C.L.P.; Bellistri, G.; Montagna, S.; de Felício, C.M.; Sforza, C. Patients with Myogenic Temporomandibular Disorders Have Reduced Oxygen Extraction in the Masseter Muscle. *Clin. Oral Investig.* **2017**, *21*, 1509–1518. [[CrossRef](#)]
83. Niszezak, C.M.; Sonza, A.; Garrett, A.; Santos, G.M. Muscle Oxygenation and Pain in Different Types of Temporomandibular Disorders. *Clin. Oral Investig.* **2024**, *28*, 410. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
84. Puel, A.N.; da Silva Paes, A.G.; Macedo, C.; Miranda, L.S.; Graciosa, M.; Sonza, A. Peripheral Muscle Oxygenation and Symptoms of Stress in Adolescents with and without Temporomandibular Disorder. *Clin. Oral Investig.* **2023**, *27*, 1509–1517. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
85. Anthierens, A.; Thevenon, A.; Olivier, N.; Mucci, P. Paraspinal Muscle Oxygenation and Mechanical Efficiency Are Reduced in Individuals with Chronic Low Back Pain. *Sci. Rep.* **2024**, *14*, 4943. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
86. Hughes, D.C.; Ellefsen, S.; Baar, K. Adaptations to Endurance and Strength Training. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* **2018**, *8*, a029769. [[CrossRef](#)]
87. Testa, M.; Geri, T.; Pitance, L.; Lentz, P.; Gizzi, L.; Erlenwein, J.; Petzke, F.; Falla, D. Alterations in Jaw Clenching Force Control in People with Myogenic Temporomandibular Disorders. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **2018**, *43*, 111–117. [[CrossRef](#)]
88. Iturriaga, V.; Bornhardt, T.; Velasquez, N. Temporomandibular Joint: Review of Anatomy and Clinical Implications. *Dent. Clin. North. Am.* **2023**, *67*, 199–209. [[CrossRef](#)]
89. Dieterich, A.V.; Botter, A.; Vieira, T.M.; Peolsson, A.; Petzke, F.; Davey, P.; Falla, D. Spatial Variation and Inconsistency between Estimates of Onset of Muscle Activation from EMG and Ultrasound. *Sci. Rep.* **2017**, *7*, 42011. [[CrossRef](#)]
90. Frost, L.R.; Brown, S.H.M. Muscle Activation Timing and Balance Response in Chronic Lower Back Pain Patients with Associated Radiculopathy. *Clin. Biomech.* **2016**, *32*, 124–130. [[CrossRef](#)]
91. Hodges, P.W.; Moseley, G.L.; Gabrielsson, A.; Gandevia, S.C. Experimental Muscle Pain Changes Feedforward Postural Responses of the Trunk Muscles. *Exp. Brain Res.* **2003**, *151*, 262–271. [[CrossRef](#)]
92. López-González, L.; Falla, D.; Lázaro-Navas, I.; Lorenzo-Sánchez-aguilera, C.; Rodríguez-Costa, I.; Pecos-Martín, D.; Gallego-Izquierdo, T. Effects of Dry Needling on Neuromuscular Control of Ankle Stabilizer Muscles and Center of Pressure Displacement in Basketball Players with Chronic Ankle Instability: A Single-Blinded Randomized Controlled Trial. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 2092. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

**Disclaimer/Publisher’s Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

### **3. CONCLUSÃO**

Este trabalho demonstrou a ausência de diferenças significativas referentes ao *timing* de ativação muscular e ENM em indivíduos com DTM crônica em comparação aos saudáveis, embora a TDF demonstrou estar reduzida. Estes achados sugerem que alguma alteração pode ser marcante nesse público, no entanto, outros dados apontam para direções opostas, o que reflete uma possível reorganização neuromuscular ainda não extensivamente compreendida.

#### 4. REFERÊNCIAS

1. Infopedia.Pt - Dicionários Porto Editora Available online: <https://www.infopedia.pt/dicionarios/lingua-portuguesa> (accessed on 15 May 2025).
2. Bordoni, B.; Varacallo, M.A. Anatomy, Head and Neck, Temporomandibular Joint. *StatPearls* 2023.
3. Yüzbaşıoğlu, Ü.; Kaynak, B.A.; Taş, S. Assessment of Cervical Joint Position Sense and Head Posture in Individuals With Myogenic Temporomandibular Dysfunctions and Identifying Related Factors: A Case-Control Study. *J Oral Rehabil* 2024, *52*, 160, doi:10.1111/JOOR.13885.
4. Zieliński, G.; Filipiak, Z.; Ginszt, M.; Matysik-Woźniak, A.; Rejdak, R.; Gawda, P. The Organ of Vision and the Stomatognathic System—Review of Association Studies and Evidence-Based Discussion. *Brain Sci* 2021, *12*, 14, doi:10.3390/BRAINSCI12010014.
5. Isola, G.; Anastasi, G.P.; Matarese, G.; Williams, R.C.; Cutroneo, G.; Bracco, P.; Piancino, M.G. Functional and Molecular Outcomes of the Human Masticatory Muscles. *Oral Dis* 2018, *24*, 1428–1441.
6. Basit, H.; Eovaldi, B.J.; Siccardi, M.A. Anatomy, Head and Neck, Mastication Muscles. *StatPearls* 2023.
7. Buvinic, S.; Balanta-Melo, J.; Kupczik, K.; Vásquez, W.; Beato, C.; Toro-Ibacache, V. Muscle-Bone Crosstalk in the Masticatory System: From Biomechanical to Molecular Interactions. *Front Endocrinol (Lausanne)* 2021, *11*.
8. Okeson JP. *Tratamento Dos Distúrbios Temporomandibulares e Oclusão*; Grupo GEN; 2021., Ed.; (8th edição.); 2021;
9. Sanjani, M.A.; Tahami, E.; Veisi, G.; Sanjani, M.A.; Tahami, E.; Veisi, G. Synchronous Muscle Synergy Evaluation of Jaw Muscle Activities during Chewing at Different Speeds, a Preliminary Study. *Brain Sciences* 2023, *Vol. 13*, 2023, *13*, doi:10.3390/BRAINSCI13091344.
10. Yang, C.; Sun, T.; Shao, B.; Liu, Z. Investigation of the Biomechanical Effects of Severe Anterior Disc Displacement on the Temporomandibular Joint and Occlusion. *Biomech Model Mechanobiol* 2025, *24*, 1267–1277, doi:10.1007/S10237-025-01965-4.
11. Koolstra, J.H. Dynamics of the Human Masticatory System. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 2002, *13*, 366–376, doi:10.1177/154411130201300406.
12. Marcelino, V.; De Rovere, S.; Paço, M.; Gonçalves, M.; Marcelino, S.; Guimarães, A.S.; Pinho, T. Masticatory Function in Individuals with Temporomandibular Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Life* 2023, *13*.
13. Abbass, M.M.S.; Rady, D.; El Moshy, S.; Ahmed Radwan, I.; Wadan, A.H.S.; Dörfer, C.E.; El-Sayed, K.M.F. The Temporomandibular Joint and the Human Body: A New Perspective on Cross Talk. *Dent J (Basel)* 2024, *12*.

14. Ananthan, S.; Pertes, R.A.; Bender, S.D. Biomechanics and Derangements of the Temporomandibular Joint. *Dent Clin North Am* 2023, *67*, 243–257, doi:10.1016/J.CDEN.2022.11.004.
15. Camacho, G.B.; Waldemarin, R. de A.; Barbin, E.L. Temporomandibular Disorder in Adults: Retrospective Study. *Brazilian Journal Of Pain* 2021, *4*, doi:10.5935/2595-0118.20210052.
16. Roberts, W.E.; Goodacre, C.J. The Temporomandibular Joint: A Critical Review of Life-Support Functions, Development, Articular Surfaces, Biomechanics and Degeneration. *J Prosthodont* 2020, *29*, 772–779, doi:10.1111/JOPR.13203.
17. Whyte, A.; Boeddinghaus, R.; Bartley, A.; Vijeyaendra, R. Imaging of the Temporomandibular Joint. *Clin Radiol* 2021, *76*, 76.e21-76.e35, doi:10.1016/j.crad.2020.06.020.
18. Hansen JT. *Netter Anatomia Clínica*; Grupo GEN, Ed.; 4th edição.; 2019;
19. Bender, M.E.; Lipin, R.B.; Goudy, S.L. Development of the Pediatric Temporomandibular Joint. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2018, *30*, 1–9, doi:10.1016/j.coms.2017.09.002.
20. Robinson, P.D. Articular Cartilage of the Temporomandibular Joint: Can It Regenerate? *Ann R Coll Surg Engl* 1993, *75*, 231.
21. Ustunel, I.; Ozenci, A.M.; Sahin, Z.; Ozbey, O.; Acar, N.; Tanriover, G.; Celik-Ozenci, C.; Demir, R. The Immunohistochemical Localization of Notch Receptors and Ligands in Human Articular Cartilage, Chondroprogenitor Culture and Ultrastructural Characteristics of These Progenitor Cells. *Acta Histochem* 2008, *110*, 397–407, doi:10.1016/J.ACTHIS.2007.12.005.
22. Ruscitto, A.; Scarpa, V.; Morel, M.; Pylawka, S.; Shawber, C.J.; Embree, M.C. Notch Regulates Fibrocartilage Stem Cell Fate and Is Upregulated in Inflammatory TMJ Arthritis. *J Dent Res* 2020, *99*, 1174, doi:10.1177/0022034520924656.
23. Ananthan, S.; Pertes, R.A.; Bender, S.D. Biomechanics and Derangements of the Temporomandibular Joint. *Dent Clin North Am* 2023, *67*, 243–257, doi:10.1016/J.CDEN.2022.11.004.
24. Akita, K.; Fukino, K. The Significance and Classification of the Layered Structures of the Human Masseter and Temporalis. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger* 2022, *242*, 151907, doi:10.1016/J.AANAT.2022.151907.
25. Gaudy, J.F.; Zouaoui, A.; Bravetti, P.; Charrier, J.L.; Guettaf, A. Functional Organization of the Human Masseter Muscle. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2000, *22*, 181–190, doi:10.1007/S00276-000-0181-5/METRICS.
26. Wilkie, G.; Al-Ani, Z. Temporomandibular Joint Anatomy, Function and Clinical Relevance. *Br Dent J* 2022, *233*, 539–546, doi:10.1038/S41415-022-5082-0;KWRD=DENTISTRY.
27. Sambataro, S.; Cervino, G.; Bocchieri, S.; Bruna, R. La; Cicciù, M. TMJ Dysfunctions Systemic Implications and Postural Assessments: A Review of

Recent Literature. *J Funct Morphol Kinesiol* 2019, 4, doi:10.3390/JFMK4030058.

28. Whyte, A.; Phoon Nguyen, A.; Boeddinghaus, R.; Balasubramaniam, R. Imaging of Temporomandibular Disorder and Its Mimics. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2021, 65, 70–78, doi:10.1111/1754-9485.13119.
29. Gębska, M.; Dalewski, B.; Pałka, Ł.; Kiczmer, P.; Kołodziej, Ł. Effect of Physiotherapeutic Procedures on the Bioelectric Activity of the Masseter Muscle and the Range of Motion of the Temporomandibular Joints in the Female Population with Chronic Pain: A Randomized Controlled Trial. *BMC Oral Health* 2023, 23, 1–15, doi:10.1186/S12903-023-03601-Y/TABLES/4.
30. Tanaka, E.; Hirose, M.; Koolstra, J.H.; van Eijden, T.M.G.J.; Iwabuchi, Y.; Fujita, R.; Tanaka, M.; Tanne, K. Modeling of the Effect of Friction in the Temporomandibular Joint on Displacement of Its Disc During Prolonged Clenching. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2008, 66, 462–468, doi:10.1016/j.joms.2007.06.640.
31. Gallo, L.M.; Fankhauser, N.; Gonzalez, Y.M.; Liu, H.; Liu, Y.; Nickel, J.C.; Iwasaki, L.R. Jaw Closing Movement and Sex Differences in Temporomandibular Joint Energy Densities. *J Oral Rehabil* 2018, 45, 97–103, doi:10.1111/joor.12588.
32. Fernandes, G.; de Godoi Gonçalves, D.A.; de Siqueira, J.T.T.; Camparis, C.M. Disfunção Temporomandibular Dolorosa, Auto-Relato de Zumbido e Depressão Estão Fortemente Associados. *Arq Neuropsiquiatr* 2013, 71, 943–947, doi:10.1590/0004-282X20130191.
33. Laskin, D.M. Temporomandibular Disorders: The Past, Present, and Future. *Odontology* 2007 95:1 2007, 95, 10–15, doi:10.1007/S10266-007-0067-7.
34. Costen, J.B. A Syndrome of Ear and Sinus Symptoms Dependent upon Disturbed Function of the Temporomandibular Joint. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology* 1997, 106, 805–819, doi:10.1177/000348949710601002;PAGEGROUP:STRING:PUBLICATION.
35. Costen, J.B. I. A Syndrome of Ear and Sinus Symptoms Dependent upon Disturbed Function of the Temporomandibular Joint\*. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 1934, 43, 1–15, doi:10.1177/000348943404300101.
36. Al-Moraissi, E.A.; Christidis, N.; Ho, Y.S. Publication Performance and Trends in Temporomandibular Disorders Research: A Bibliometric Analysis. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 2023, 124, 101273, doi:10.1016/J.JORMAS.2022.08.016.
37. Öçal, M.Ç.; Baybars, S.C.; Talu, M.H. The Relationship Between Anxiety and Masseter Muscle in Temporomandibular Disorders: An Ultrasonographic Assessment. *Journal of Clinical Ultrasound* 2025, doi:10.1002/JCU.24021;REQUESTEDJOURNAL:JOURNAL:10970096;WGROUP:STRING:PUBLICATION.
38. Fillingim, R.B.; Slade, G.D.; Greenspan, J.D.; Dubner, R.; Maixner, W.; Bair, E.; Ohrbach, R. Long-Term Changes in Biopsychosocial Characteristics Related to Temporomandibular Disorder: Findings from the OPPERA Study. *Pain* 2018, 159, 2403, doi:10.1097/J.PAIN.0000000000001348.

39. Wieckiewicz, M.; Jenca, A.; Seweryn, P.; Orzeszek, S.; Petrasova, A.; Grychowska, N.; Winocur-Arias, O.; Emodi-Perlman, A.; Kujawa, K. Determination of Pain Intensity, Pain-Related Disability, Anxiety, Depression, and Perceived Stress in Polish Adults with Temporomandibular Disorders: A Prospective Cohort Study. *Front Integr Neurosci* 2022, *16*, doi:10.3389/FNINT.2022.1026781.
40. Tosato, J.D.P.; Caria, P.H.F.; Gomes, C.A.F.D.P.; Berzin, F.; Politti, F.; Gonzalez, T.D.O.; Biasotto-Gonzalez, D.A. Correlation of Stress and Muscle Activity of Patients with Different Degrees of Temporomandibular Disorder. *J Phys Ther Sci* 2015, *27*, 1227–1231, doi:10.1589/JPTS.27.1227.
41. Szyszka-Sommerfeld, L.; Sycińska-Dziarnowska, M.; Budzyńska, A.; Woźniak, K. Accuracy of Surface Electromyography in the Diagnosis of Pain-Related Temporomandibular Disorders in Children with Awake Bruxism. *J Clin Med* 2022, *11*, doi:10.3390/jcm11051323.
42. Leucuța, D.C.; Anton, D.; Almășan, O. Estrogen Hormones' Implications on the Physiopathology of Temporomandibular Dysfunction. *Journal of Clinical Medicine* 2024, *Vol. 13*, Page 4406 2024, *13*, 4406, doi:10.3390/JCM13154406.
43. Suzuki, S.; Castrillon, E.E.; Arima, T.; Kitagawa, Y.; Svensson, P. Blood Oxygenation of Masseter Muscle during Sustained Elevated Muscle Activity in Healthy Participants. *J Oral Rehabil* 2016, *43*, 900–910, doi:10.1111/JOOR.12450;SUBPAGE:STRING:FULL.
44. Niszezak, C.M.; Sonza, A.; Garrett, A.; Santos, G.M. Muscle Oxygenation and Pain in Different Types of Temporomandibular Disorders. *Clin Oral Investig* 2024, *28*, doi:10.1007/s00784-024-05806-z.
45. Häggman-Henrikson, B.; Lövgren, A.; Wu, W.Y.Y.; Peck, C.; Westergren, H.; List, T. Prevalence of Temporomandibular Disorder Symptoms After Whiplash Trauma-A Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur J Pain* 2025, *29*, doi:10.1002/EJP.4792.
46. Dubner, R.; Slade, G.D.; Ohrbach, R.; Greenspan, J.D.; Fillingim, R.B.; Bair, E.; Sanders, A.E.; Diatchenko, L.; Meloto, C.B.; Smith, S.; et al. Painful Temporomandibular Disorder: Decade of Discovery from OPPERA Studies. *J Dent Res* 2016, *95*, 1084–1092, doi:10.1177/0022034516653743,.
47. Thirunavukarasu, A.J.; Ferro, A.; Sardesai, A.; Biyani, G.; Dubb, S.S.; Brassett, C.; Hamilton, D.L. Temporomandibular Joint Anatomy: Ultrasonographic Appearances and Sexual Dimorphism. *Clinical Anatomy* 2021, *34*, 1043–1049, doi:10.1002/ca.23719.
48. Yavuz, Ş.U.; Şendemir-Ürkmez, A.; Türker, K.S. Effect of Gender, Age, Fatigue and Contraction Level on Electromechanical Delay. *Clinical Neurophysiology* 2010, *121*, 1700–1706, doi:10.1016/j.clinph.2009.10.039.
49. Pitta, N.C.; Nitsch, G.S.; Machado, M.B.; de Oliveira, A.S. Activation Time Analysis and Electromyographic Fatigue in Patients with Temporomandibular Disorders during Clenching. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2015, *25*, 653–657, doi:10.1016/j.jelekin.2015.04.010.

50. 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*, 340–346, doi:10.1111/JOOR.12497,.
51. Szyszka-Sommerfeld, L.; Machoy, M.; Lipski, M.; Woźniak, K.; Wieckiewicz, M. Electromyography as a Means of Assessing Masticatory Muscle Activity in Patients with Pain-Related Temporomandibular Disorders. *Pain Res Manag* 2020, *2020*, doi:10.1155/2020/9750915.
52. Asquini, G.; Rushton, A.; Pitance, L.; Heneghan, N.; Falla, D. The Effectiveness of Manual Therapy Applied to Craniomandibular Structures in the Treatment of Temporomandibular Disorders: Protocol for a Systematic Review. *Syst Rev* 2021, *10*, doi:10.1186/s13643-021-01623-7.
53. Vallin, S.; Liv, P.; Häggman-Henrikson, B.; Visscher, C.M.; Lobbezoo, F.; Lövgren, A. Temporomandibular Disorder Pain Is Associated with Increased Sick Leave and Reduced Health Related Quality of Life. *Eur J Pain* 2024, *28*, 1827–1840, doi:10.1002/EJP.2314.
54. E, S.; R, O.; E, T.; J, L.; G, A.; JP, G.; T, L.; P, S.; Y, G.; F, L.; 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*, 6–27, doi:10.11607/JOP.1151.
55. Li, D.T.S.; Leung, Y.Y. Temporomandibular Disorders: Current Concepts and Controversies in Diagnosis and Management. *Diagnostics* 2021, *11*, 459, doi:10.3390/DIAGNOSTICS11030459.
56. Minervini, G.; Marrapodi, M.M.; Siurkel, Y.; Cicciù, M.; Ronsivalle, V. Accuracy of Temporomandibular Disorders Diagnosis Evaluated through the Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorder (DC/TMD) Axis II Compared to the Axis I Evaluations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BMC Oral Health* 2024, *24*, doi:10.1186/s12903-024-03983-7.
57. Antunes da Cunha, T.; Alstergren, P.; Pereira Júnior, F.J.; Gonçalves, D.A. de G.; Chaves, T.C.; Biasotto-Gonzalez, D.A. Brazilian Portuguese Version of the Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (DC/TMD) Axis I: Cross-Cultural Adaptation, Criterion Validity, and Reliability. *Braz J Phys Ther* 2025, *29*, doi:10.1016/j.bjpt.2025.101187.
58. Szyszka-Sommerfeld, L.; Sycińska-Dziarnowska, M.; Spagnuolo, G.; Woźniak, K. Surface Electromyography in the Assessment of Masticatory Muscle Activity in Patients with Pain-Related Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *Front Neurol* 2023, *14*.
59. Peck, C.C.; Goulet, J.P.; Lobbezoo, F.; Schiffman, E.L.; Alstergren, P.; Anderson, G.C.; de Leeuw, R.; Jensen, R.; Michelotti, A.; Ohrbach, R.; et al. Expanding the Taxonomy of the Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders. *J Oral Rehabil* 2014, *41*, 2–23, doi:10.1111/JOOR.12132;PAGEGROUP:STRING:PUBLICATION.
60. Aguiar, A.D.S.; Nogueira Carrer, H.C.; de Lira, M.R.; Martins Silva, G.Z.; Chaves, T.C. Patient-Reported Outcome Measurements in Temporomandibular

Disorders and Headaches: Summary of Measurement Properties and Applicability. *J Clin Med* 2021, 10, 3823, doi:10.3390/JCM10173823/S1.

61. LA, de M.; AK, B. de M.; MFTP, C.; CM, B.M. de R.; GAS, B.; EO, de A. Manual Therapy in the Treatment of Myofascial Pain Related to Temporomandibular Disorders: A Systematic Review. *J Oral Facial Pain Headache* 2020, 34, 141–148, doi:10.11607/OFPH.2530.
62. Ferreira, C.L.P.; Bellistri, G.; Montagna, S.; de Felício, C.M.; Sforza, C. Patients with Myogenic Temporomandibular Disorders Have Reduced Oxygen Extraction in the Masseter Muscle. *Clin Oral Investig* 2017, 21, 1509–1518, doi:10.1007/s00784-016-1912-2.
63. HALL, Susan J. *Biomecânica Básica*. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2020. *E-book*. p.107. ISBN 9788527737050. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/reader/books/9788527737050/>. Acesso em: 01 jan. 2026.
64. Zieliński, G.; Gawda, P. Surface Electromyography in Dentistry—Past, Present and Future. *J Clin Med* 2024, 13, 1328, doi:10.3390/JCM13051328/S1.
65. Murgia, M.; Nogara, L.; Baraldo, M.; Reggiani, C.; Mann, M.; Schiaffino, S. Protein Profile of Fiber Types in Human Skeletal Muscle: A Single-Fiber Proteomics Study. *Skelet Muscle* 2021, 11, 24, doi:10.1186/S13395-021-00279-0.
66. Bottinelli, R.; Reggiani, C. Human Skeletal Muscle Fibres: Molecular and Functional Diversity. *Prog Biophys Mol Biol* 2000, 73, 195–262, doi:10.1016/S0079-6107(00)00006-7.
67. Talbot, J.; Maves, L. Skeletal Muscle Fiber Type: Using Insights from Muscle Developmental Biology to Dissect Targets for Susceptibility and Resistance to Muscle Disease. *Wiley Interdiscip Rev Dev Biol* 2016, 5, 518, doi:10.1002/WDEV.230.
68. De Luca, C.I. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J Appl Biomech* 1997, 13, 135–163.
69. Disselhorst-Klug, C. What Are My Muscles up to? The Contribution of Surface Electromyography to Clinical Decision-Making. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2025, 81, 102988, doi:10.1016/J.JELEKIN.2025.102988.
70. Duchateau, J.; Baudry, S. Maximal Discharge Rate of Motor Units Determines the Maximal Rate of Force Development during Ballistic Contractions in Human. *Front Hum Neurosci* 2014, 8, 234, doi:10.3389/FNHUM.2014.00234.
71. Avivi-Arber, L.; Martin, R.; Lee, J.C.; Sessle, B.J. Face Sensorimotor Cortex and Its Neuroplasticity Related to Orofacial Sensorimotor Functions. *Arch Oral Biol* 2011, 56, 1440–1465, doi:10.1016/J.ARCHORALBIO.2011.04.005.
72. Kazamel, M.; Warren, P.P. History of Electromyography and Nerve Conduction Studies: A Tribute to the Founding Fathers. *Journal of Clinical Neuroscience* 2017, 43, 54–60, doi:10.1016/j.jocn.2017.05.018.

73. WoŹniak, K.; Piątkowska, D.; Lipski, M.; Mehr, K. Surface Electromyography in Orthodontics – a Literature Review. *Med Sci Monit* 2013, *19*, 416, doi:10.12659/MSM.883927.
74. Boyer, M.; Bouyer, L.; Roy, J.S.; Campeau-Lecours, A. Reducing Noise, Artifacts and Interference in Single-Channel EMG Signals: A Review. *Sensors* 2023, *Vol. 23*, Page 2927 2023, *23*, 2927, doi:10.3390/S23062927.
75. Liebano, R.E. Eletroterapia Aplicada à Reabilitação Dos Fundamentos Às Evidências.
76. Cram, J.R. The History of Surface Electromyography. *Applied Psychophysiology Biofeedback* 2003, *28*, 81–91, doi:10.1023/A:1023802407132/METRICS.
77. Keefe, F.J.; Surwit, R.S. Electromyographic Biofeedback: Behavioral Treatment of Neuromuscular Disorders. *J Behav Med* 1978, *1*, 13–24, doi:10.1007/BF00846583.
78. Turker, K.S. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Phys Ther* 1993, *73*, 698–710, doi:10.1093/PTJ/73.10.698.
79. De Luca, C.J.; Donald Gilmore, L.; Kuznetsov, M.; Roy, S.H. Filtering the Surface EMG Signal: Movement Artifact and Baseline Noise Contamination. *J Biomech* 2010, *43*, 1573–1579, doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.027.
80. Huigen, E.; Peper, A.; Grimbergen, C.A. Investigation into the Origin of the Noise of Surface Electrodes. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2002 *40:3* 2002, *40*, 332–338, doi:10.1007/BF02344216.
81. Chowdhury, R.H.; Reaz, M.B.I.; Bin Mohd Ali, M.A.; Bakar, A.A.A.; Chellappan, K.; Chang, T.G. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors (Basel)* 2013, *13*, 12431, doi:10.3390/S130912431.
82. Barbosa, M.A.; Tahara, A.K.; Ferreira, I.C.; Intelangelo, L.; Barbosa, A.C. Effects of 8 Weeks of Masticatory Muscles Focused Endurance Exercises on Women with Oro-Facial Pain and Temporomandibular Disorders: A Placebo Randomised Controlled Trial. *J Oral Rehabil* 2019, *46*, 885–894, doi:10.1111/joor.12823.
83. Castroflorio, T.; Icardi, K.; Becchino, B.; Merlo, E.; Debernardi, C.; Bracco, P.; Farina, D. Reproducibility of Surface EMG Variables in Isometric Sub-Maximal Contractions of Jaw Elevator Muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2006, *16*, 498–505, doi:10.1016/J.JELEKIN.2005.08.007.
84. Dinsdale, A.; Liang, Z.; Thomas, L.; Treleaven, J. Are Jaw Range of Motion, Muscle Function and Proprioception Impaired in Adults with Persistent Temporomandibular Disorders? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Oral Rehabil* 2020, *47*, 1448–1478.
85. Tartaglia, G.M.; Lodetti, G.; Paiva, G.; Felicio, C.M. De; Sforza, C. Surface Electromyographic Assessment of Patients with Long Lasting Temporomandibular Joint Disorder Pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011, *21*, 659–664, doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.003.

86. Dorosz, T.; Mańko, A.; Ginszt, M. Use of Surface Electromyography to Evaluate Effects of Therapeutic Methods on Masticatory Muscle Activity in Patients with Temporomandibular Disorders: A Narrative Review. *J Clin Med* 2024, *13*.
87. Dinsdale, A.; Liang, Z.; Thomas, L.; Treleaven, J. Is Jaw Muscle Activity Impaired in Adults with Persistent Temporomandibular Disorders? A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Oral Rehabil* 2021, *48*, 487–516.
88. Santana-Mora, U.; Cudeiro, J.; Mora-Bermúdez, M.J.; Rilo-Pousa, B.; Ferreira-Pinho, J.C.; Otero-Cepeda, J.L.; Santana-Penín, U. Changes in EMG Activity during Clenching in Chronic Pain Patients with Unilateral Temporomandibular Disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009, *19*, e543–e549, doi:10.1016/J.JELEKIN.2008.10.002.
89. Gay, T.; Maton, B.; Rendell, J.; Majourau, A. Characteristics of Muscle Fatigue in Patients with Myofascial Pain-Dysfunction Syndrome. *Arch Oral Biol* 1994, *39*, 847–852, doi:10.1016/0003-9969(94)90016-7.
90. Castroflorio, T.; Falla, D.; Tartaglia, G.M.; Sforza, C.; Deregibus, A. Myoelectric Manifestations of Jaw Elevator Muscle Fatigue and Recovery in Healthy and TMD Subjects. *J Oral Rehabil* 2012, *39*, 648–658, doi:10.1111/J.1365-2842.2012.02309.X.
91. Testa, M.; Geri, T.; Pitance, L.; Lentz, P.; Gizzi, L.; Erlenwein, J.; Petkze, F.; Falla, D. Alterations in Jaw Clenching Force Control in People with Myogenic Temporomandibular Disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2018, *43*, 111–117, doi:10.1016/J.JELEKIN.2018.07.007.
92. Folland, J.P.; Buckthorpe, M.W.; Hannah, R. Human Capacity for Explosive Force Production: Neural and Contractile Determinants. *Scand J Med Sci Sports* 2014, *24*, 894–906, doi:10.1111/sms.12131.
93. D'Emanuele, S.; Maffiuletti, N.A.; Tarperi, C.; Rainoldi, A.; Schena, F.; Boccia, G. Rate of Force Development as an Indicator of Neuromuscular Fatigue: A Scoping Review. *Front Hum Neurosci* 2021, *15*.
94. Maffiuletti, N.A.; Aagaard, P.; Blazevich, A.J.; Folland, J.; Tillin, N.; Duchateau, J. Rate of Force Development: Physiological and Methodological Considerations. *Eur J Appl Physiol* 2016, *116*, 1091–1116.
95. Rodríguez-Rosell, D.; Pareja-Blanco, F.; Aagaard, P.; González-Badillo, J.J. Physiological and Methodological Aspects of Rate of Force Development Assessment in Human Skeletal Muscle. *Clin Physiol Funct Imaging* 2018, *38*, 743–762.
96. Maffiuletti, N.A.; Bizzini, M.; Widler, K.; Munzinger, U. Asymmetry in Quadriceps Rate of Force Development as a Functional Outcome Measure in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2009, *468*, 191, doi:10.1007/S11999-009-0978-4.
97. Alhammoud, M.; Morel, B.; Girard, O.; Racinais, S.; Sevrez, V.; Germain, A.; Chamu, T.; Hautier, C. Hypoxia and Fatigue Impair Rapid Torque Development of Knee Extensors in Elite Alpine Skiers. *Front Physiol* 2018, *9*, doi:10.3389/fphys.2018.00962.
98. Rice, D.A.; Mannion, J.; Lewis, G.N.; McNair, P.J.; Fort, L. Experimental Knee Pain Impairs Joint Torque and Rate of Force Development in Isometric and

- Isokinetic Muscle Activation. *Eur J Appl Physiol* 2019, 119, 2065–2073, doi:10.1007/S00421-019-04195-6/FIGURES/5.
99. Nunes, G.S.; Barton, C.J.; Serrão, F.V. Hip Rate of Force Development and Strength Are Impaired in Females with Patellofemoral Pain without Signs of Altered Gluteus Medius and Maximus Morphology. *J Sci Med Sport* 2018, 21, 123–128, doi:10.1016/J.JSAMS.2017.05.014.
  100. Del Vecchio, A. Neuromechanics of the Rate of Force Development. *Exerc Sport Sci Rev* 2023, 51, 34–42, doi:10.1249/JES.0000000000000306.
  101. Dideriksen, J.L.; Vecchio, A. Del; Farina, D. Neural and Muscular Determinants of Maximal Rate of Force Development. *J Neurophysiol* 2020, 123, 149–157, doi:10.1152/JN.00330.2019.
  102. Škarabot, J.; Folland, J.P.; Holobar, A.; Baker, S.N.; Del Vecchio, A. Startling Stimuli Increase Maximal Motor Unit Discharge Rate and Rate of Force Development in Humans. *J Neurophysiol* 2022, 128, 455, doi:10.1152/JN.00115.2022.
  103. Del Vecchio, A.; Negro, F.; Holobar, A.; Casolo, A.; Folland, J.P.; Felici, F.; Farina, D. You Are as Fast as Your Motor Neurons: Speed of Recruitment and Maximal Discharge of Motor Neurons Determine the Maximal Rate of Force Development in Humans. *Journal of Physiology* 2019, 597, 2445–2456, doi:10.1113/JP277396.
  104. De Luca, C.J.; Contessa, P. Biomechanical Benefits of the Onion-Skin Motor Unit Control Scheme. *J Biomech* 2015, 48, 195–203, doi:10.1016/j.jbiomech.2014.12.003.
  105. Henneman, E. The Size-Principle: A Deterministic Output Emerges from a Set of Probabilistic Connections. *J Exp Biol* 1985, 115, 105–112, doi:10.1242/JEB.115.1.105.
  106. Martinez-Valdes, E.; Negro, F.; Farina, D.; Falla, D. Divergent Response of Low- versus High-Threshold Motor Units to Experimental Muscle Pain. *Journal of Physiology* 2020, 598, 2093–2108, doi:10.1113/JP279225;SUBPAGE:STRING:FULL.
  107. 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, doi:10.1152/JN.00620.2003.
  108. Graven-Nielsen, T.; Arendt-Nielsen, L. Impact of Clinical and Experimental Pain on Muscle Strength and Activity. 2008.
  109. Ervilha, U.F.; Arendt-Nielsen, L.; Duarte, M.; Graven-Nielsen, T. Effect of Load Level and Muscle Pain Intensity on the Motor Control of Elbow-Flexion Movements. *Eur J Appl Physiol* 2004, 92, 168–175, doi:10.1007/S00421-004-1083-8.
  110. Kudina, L.P.; Andreeva, R.E. Motoneuron Double Discharges: Only One or Two Different Entities? *Front Cell Neurosci* 2013, 7, 75, doi:10.3389/FNCEL.2013.00075.

111. Cheng, A.J.; Place, N.; Bruton, J.D.; Holmberg, H.C.; Westerblad, H. Doublet Discharge Stimulation Increases Sarcoplasmic Reticulum Ca<sup>2+</sup> Release and Improves Performance during Fatiguing Contractions in Mouse Muscle Fibres. *J Physiol* 2013, *591*, 3739–3748, doi:10.1113/JPHYSIOL.2013.257188.
112. Del Vecchio, A.D.; Sylos-Labini, F.; Mondì, V.; Paolillo, P.; Ivanenko, Y.; Lacquaniti, F.; Farina, D. Spinal Motoneurons of the Human Newborn Are Highly Synchronized during Leg Movements. *Sci Adv* 2020, *6*, eabc3916, doi:10.1126/SCIADV.ABC3916.
113. Peterson, B.W.; Pitts, N.G.; Fukushima, K. Reticulospinal Connections with Limb and Axial Motoneurons. *Exp Brain Res* 1979, *36*, 1–20, doi:10.1007/BF00238464/METRICS.
114. Pihut, M.; Orczykowska, M.; Ceranowicz, P.; Korzonek, I.; Gala, A. The Significance of Masticatory Muscle's Relaxation in the Treatment of the Temporomandibular Disorders — Review Article. *Folia Med Cracov* 2023, *63*, 45–52, doi:10.24425/fmc.2023.145429.
115. Zhou, S.; McKenna, M.J.; Lawson, D.L.; Morrison, W.E.; Fairweather, I. Effects of Fatigue and Sprint Training on Electromechanical Delay of Knee Extensor Muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996, *72*, 410–416, doi:10.1007/BF00242269.
116. Aragão, F.A.; Schäfer, G.S.; De Albuquerque, C.E.; Fonseca Vituri, R.; Mícolis De Azevedo, F.; Ricardo, G.; Bertolini, F. Neuromuscular Efficiency of the Vastus Lateralis and Biceps Femoris Muscles in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Rev Bras Ortop (Sao Paulo)* 2015, *50*, 180–185, doi:10.1016/j.rboe.2015.03.010.
117. Campos, D.B.; Ferreira, I.C.; Souza, M.A.; Amorim, M.; Intelangelo, L.; Silveira-Nunes, G.; Barbosa, A.C. Acceleration Profiles and the Isoinertial Squatting Exercise: Is There a Direct Effect on Concentric–Eccentric Force, Power, and Neuromuscular Efficiency? *J Sport Rehabil* 2021, *30*, 646–652, doi:10.1123/JSR.2020-0198.
118. Panhan, A.C.; Gonçalves, M.; Eltz, G.D.; Villalba, M.M.; Cardozo, A.C.; Bérzin, F. Neuromuscular Efficiency of the Multifidus Muscle in Pilates Practitioners and Non-Practitioners. *Complement Ther Med* 2018, *40*, 61–63, doi:10.1016/j.ctim.2018.07.014.
119. Tortopidis, D.; Lyons, M.F.; Baxendale, R.H. Bite Force, Endurance and Masseter Muscle Fatigue in Healthy Edentulous Subjects and Those with TMD. *J Oral Rehabil* 1999, *26*, 321–328, doi:10.1046/j.1365-2842.1999.00383.x.
120. Zaaimi, B.; Dean, L.R.; Baker, S.N. Different Contributions of Primary Motor Cortex, Reticular Formation, and Spinal Cord to Fractionated Muscle Activation. *J Neurophysiol* 2018, *119*, 235–250, doi:10.1152/JN.00672.2017.
121. Manickaraj, N.; Bisset, L.M.; Devanaboyina, V.S.P.T.; Kavanagh, J.J. Chronic Pain Alters Spatiotemporal Activation Patterns of Forearm Muscle Synergies during the Development of Grip Force. *J Neurophysiol* 2017, *118*, 2132–2141, doi:10.1152/JN.00210.2017,.

122. Dieterich, A. V.; Botter, A.; Vieira, T.M.; Peolsson, A.; Petzke, F.; Davey, P.; Falla, D. Spatial Variation and Inconsistency between Estimates of Onset of Muscle Activation from EMG and Ultrasound. *Sci Rep* 2017, 7, 1–11, doi:10.1038/SREP42011;TECHMETA=120,123;SUBJMETA=308,376,443,575,631,692;KWRD=NEUROPHYSIOLOGY,TRANSLATIONAL+RESEARCH.
123. Angst, L.; Koolstra, J.H.; Wiedemeier, D.; Van Sluijs, R.M.; Pulfer, A.M.; Gallo, L.M.; Colombo, V. Masticatory Muscles Activation and TMJ Space During Asymmetrically Loaded Jaw Closing. *Ann Biomed Eng* 2024, 52, 877, doi:10.1007/S10439-023-03424-6.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidar você a participar como voluntário (a) da pesquisa “Diferença na Taxa de Desenvolvimento de Força e Pré-ativação dos Músculos Masseter e Temporal em Mulheres com e sem Desordens Temporomandibulares: uma Análise Retrospectiva”. O motivo que nos leva a realizar esta pesquisa é desenvolver um estudo retrospectivo (que é um tipo de pesquisa que utiliza dados já coletados, geralmente de prontuários preenchidos em locais de atendimento à saúde, sistemas de informação ou outras fontes de dados pré-existentes). Nesta pesquisa pretendemos analisar alguns parâmetros eletromiográficos (exame que mede a atividade elétrica dos músculos) da musculatura da face, que é responsável pela mastigação e que se apresenta dolorosa em casos como na disfunção temporomandibular (que é uma alteração da função da articulação entre a mandíbula e o crânio).

Caso você concorde em participar, vamos fazer as seguintes atividades com você: iremos analisar os seus dados registrados em prontuários, que foram coletados previamente em um estudo no qual você participou entre janeiro de 2018 e dezembro de 2018, na Clínica Escola do Curso de Fisioterapia de Governador Valadares (Minas Gerais, Brasil). Esta pesquisa tem alguns riscos, que são: os riscos envolvidos na extração e análise de dados previamente coletados e armazenados em prontuários, envolvendo a exposição e extravio desses dados. Mas, para diminuir a chance desses riscos acontecerem, as seguintes ações serão colocadas em prática: restrição do número de integrantes da equipe responsável por extrair e analisar os dados, contendo esta o mínimo de membros necessários, bem como a manutenção da identidade dos participantes como código ao analisar os seus dados em planilhas fora dos prontuários. A pesquisa pode ajudar trazendo benefícios para a comunidade científica e pacientes, uma vez que ela pretende esclarecer aspectos eletromiográficos relacionados a variáveis diretamente envolvidas na disfunção temporomandibular, os quais serão bases para futuros estudos e possíveis desenvolvimentos de métodos de tratamento da disfunção por demais pesquisadores e clínicos.

Para participar deste estudo você não vai ter nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, se você tiver algum dano por causa das atividades que fizermos com você nesta pesquisa, você tem direito a buscar indenização. Você terá todas as informações que quiser sobre esta pesquisa e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Mesmo que você queira participar

O CEP avalia protocolos de pesquisa que envolve seres humanos, realizando um trabalho cooperativo que visa, especialmente, à proteção dos participantes de pesquisa do

Brasil. **Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:**

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - UFJF

Campus Universitário da UFJF

Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa

CEP: 36036-900

Fone: (32) 2102- 3788 / E-mail: cep.propp@ufjf.br

agora, você pode voltar atrás ou parar de participar a qualquer momento. A sua participação é voluntária e o fato de não querer participar não vai trazer qualquer penalidade ou mudança na forma em que você é atendido (a). O pesquisador não vai divulgar seu nome. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado (a) em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você. Os dados coletados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos. Decorrido este tempo, o pesquisador avaliará os documentos para a sua destinação final, de acordo com a legislação vigente. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução Nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para fins acadêmicos e científicos.

Declaro que concordo em participar da pesquisa e que me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Juiz de Fora, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20 .

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do (a) Pesquisador (a)

**Bianca Rossi Botim**  
**Campus de Governador Valadares**  
**Departamento de Fisioterapia – Instituto de Ciências da Vida – Universidade**  
**Federal de Juiz de Fora / Campus Governador Valadares**  
**CEP: 36036-900**  
**Fone: (33) 3301-1019**  
**E-mail: biancarossibotim@gmail.com**

Rubrica do Participante de  
pesquisa ou  
responsável: \_\_\_\_\_  
Rubrica do  
pesquisador: \_\_\_\_\_

O CEP avalia protocolos de pesquisa que envolve seres humanos, realizando um trabalho cooperativo que visa, especialmente, à proteção dos participantes de pesquisa do

Brasil. **Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:**

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - UFJF

Campus Universitário da UFJF

Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa

CEP: 36036-900

Fone: (32) 2102- 3788 / E-mail: cep.propp@ufjf.br

## ANEXO A – PARECER CONSUBSTANCIADO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
JUIZ DE FORA - UFJF



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Diferença na Taxa de Desenvolvimento de Força e Pré-ativação dos Músculos Masseter e Temporal em Mulheres com e sem Desordens Temporomandibulares: uma Análise Retrospectiva

**Pesquisador:** BIANCA ROSSI BOTIM

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 81392424.3.0000.5147

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA UFJF

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 6.967.872

#### Apresentação do Projeto:

As informações transcritas nos campos *Apresentação do Projeto*, *Objetivo da Pesquisa* e *Avaliação dos Riscos e Benefícios* foram retiradas do arquivo Informações Básicas da Pesquisa.

"A articulação temporomandibular (ATM), a nível ósseo, é formada por dois componentes do osso temporal e por um componente mandibular, separados por um disco articular, cuja estrutura é composta por tecido conjuntivo fibroso e fibrocartilagem. A ATM e suas estruturas associadas são comumente afetadas por um amplo grupo de condições musculoesqueléticas e neuromusculares conhecido como desordens temporomandibulares (DTMs). As DTMs dividem-se em dois subgrupos de acordo com suas características: a DTM articular e a DTM muscular, sendo a dor orofacial o seu sintoma mais comum. Entretanto, ainda não estão esclarecidos os efeitos da dor nos achados da atividade de eletromiografia. Será realizado um estudo retrospectivo tendo como amostra os prontuários de 102 participantes de uma pesquisa realizada pelo Núcleo de Investigação Musculoesquelética (NIME) com objetivo analisar diferença na taxa de desenvolvimento da força muscular e a pré-ativação de masseteres e temporais em mulheres com e sem desordem temporomandibular. Todas as informações foram registradas e processadas no software Miotec Suite (Miotec Biomedical Equipments). A extração e processamento dos dados do estudo serão conduzidos através deste mesmo

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N

**Bairro:** SAO PEDRO

**CEP:** 36.036-900

**UF:** MG

**Município:** JUIZ DE FORA

**Telefone:** (32)2102-3788

**E-mail:** cep.propp@ufjf.br

Continuação do Parecer: 6.967.872

software. Serão realizados três períodos de observação em momentos distintos de repouso para estabelecer o início da tarefa (outset). Isso será feito calculando o desvio padrão dos picos dos períodos multiplicado por três, somado à média dos picos obtidos. A mesma abordagem de extração será aplicada durante a atividade, a fim de delimitar o tamanho da janela para a extração da taxa de desenvolvimento de força para o canal que contém os dados de força muscular, bem como o início da ativação muscular para os canais de eletromiografia superficial. As variáveis extraídas das janelas serão pico e média. A hipótese é que a pré-ativação muscular e a taxa de desenvolvimento de força dos músculos masseteres e temporais em pacientes diagnosticados com DTM difere daquela da população sem DTM.

**Objetivo da Pesquisa:**

"Objetivo Primário:

O presente estudo tem como objetivo analisar a diferença na taxa de desenvolvimento da força muscular e a pré-ativação de masseteres e temporais em mulheres com e sem desordem temporomandibular por meio da análise retrospectiva de prontuários pertencentes ao Núcleo de Investigação Musculoesquelética (NIME).

Objetivo Secundário:

Analisar os valores da ativação muscular dos músculos masseteres e temporais durante o período de repouso e de atividade muscular;

Comparar os valores de pré e pós-ativação dos músculos masseteres e temporais das mulheres com e sem DTM."

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

"Riscos:

Os riscos envolvidos na extração e análise de dados previamente coletados e armazenados em prontuários são mínimos, envolvendo a exposição e extravio desses dados, os quais serão minimizados com as seguintes ações: restrição do número de integrantes da equipe responsável por extrair e analisá-los, contendo esta o mínimo de membros necessários, bem como a manutenção da identidade dos participantes como código, assim como já se encontram descritos nos prontuários.

Benefícios:

Este estudo trará benefícios para a comunidade científica e pacientes, uma vez que pretende

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N

**Bairro:** SAO PEDRO

**CEP:** 36.036-900

**UF:** MG

**Município:** JUIZ DE FORA

**Telefone:** (32)2102-3788

**E-mail:** cep.propp@ufjf.br

Continuação do Parecer: 6.967.872

esclarecer aspectos eletromiográficos relacionados a variáveis diretamente envolvidas na DTM, os quais serão bases para futuros estudos e possíveis desenvolvimento de métodos e protocolos mais assertivos para o tratamento das desordens temporomandibulares por demais pesquisadores e clínicos."

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

Trata-se de um estudo retrospectivo tendo como amostra os prontuários de 102 participantes de um estudo realizado pelo Núcleo de Investigação Musculoesquelética (NIME). O projeto está bem estruturado, apresenta o tipo de estudo, critério de inclusão e exclusão, forma de seleção dos prontuários. As referências bibliográficas são atuais, sustentam os objetivos do estudo e seguem uma normatização. O cronograma mostra as diversas etapas da pesquisa, além de mostra que a coleta de dados ocorrerá após aprovação do projeto pelo CEP. O orçamento lista a relação detalhada dos custos da pesquisa que serão financiados com recursos próprios conforme consta no campo apoio financeiro. A pesquisa proposta está de acordo com as normas definidas na Resolução CNS 466 de 2012, itens IV.6, II.11 e XI.2; e e na Norma Operacional CNS 001 de 2013. Itens: 3.4.1-6, 8, 9, 10 e 11; 3.3 - f; combinadas com o Manual Operacional para CEPS Item: VI - c.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

O protocolo de pesquisa está em configuração adequada, apresenta FOLHA DE ROSTO devidamente preenchida, com o título em português, identifica o patrocinador pela pesquisa, estando de acordo com as disposições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra a; e 3.4.1 item 16. Apresenta o TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO em linguagem clara para compreensão dos participantes, apresenta justificativa e objetivo, campo para identificação do participante, descreve de forma suficiente os procedimentos, informa que uma das vias do TCLE será entregue aos participantes, assegura a liberdade do participante recusar ou retirar o consentimento sem penalidades, garante sigilo e anonimato, explicita riscos e desconfortos esperados, indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa, contato do pesquisador e do CEP e informa que os dados da pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador pelo período de cinco anos, de acordo com as normas definidas na Resolução CNS 466 de 2012, itens: IV letra b; IV.3 letras a, b, d, e, f, g e h; IV. 5 letra d e XI.2 letra f. Os Pesquisadores apresentam titulação e experiência compatível com o projeto de pesquisa, estando de acordo com o que prevê o Manual Operacional para CEPs. Apresenta DECLARAÇÃO de infraestrutura e de concordância com a realização da pesquisa de acordo com a regulamentação definida na Norma Operacional CNS 001 de 2013 item 3.3 letra h.

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N

**Bairro:** SAO PEDRO

**CEP:** 36.036-900

**UF:** MG

**Município:** JUIZ DE FORA

**Telefone:** (32)2102-3788

**E-mail:** cep.propp@ufjf.br

Continuação do Parecer: 6.967.872

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Diante do exposto, o projeto está aprovado, pois está de acordo com os princípios éticos norteadores da ética em pesquisa estabelecidos na Res. 466/12 CNS e Norma Operacional Nº 001/2013 CNS. Data prevista para o término da pesquisa: 02/04/2025.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa CEP/UFJF, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 466/12 e com a Norma Operacional Nº001/2013 CNS, manifesta-se pela APROVAÇÃO do protocolo de pesquisa proposto. Vale lembrar ao pesquisador responsável pelo projeto, o compromisso de envio ao CEP de relatórios parciais e/ou total de sua pesquisa informando o andamento da mesma, comunicando também eventos adversos e eventuais modificações no protocolo.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2361933.pdf	05/07/2024 15:20:48		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_DETALHADO__BiancaRossiBotim.pdf	05/07/2024 13:38:58	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao_de_Concordancia_e_Infraestruturaassinado.pdf	05/07/2024 10:13:02	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	05/07/2024 10:11:44	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2361933.pdf	14/06/2024 08:26:53		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_DETALHADOBiancaRossiBotim.pdf	14/06/2024 07:53:53	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Outros	PB_PARECER_CONSUBSTANCIADO_CEP_2147055.pdf	13/06/2024 20:02:45	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_BiancaRossiBotim.pdf	13/06/2024 19:39:16	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_KarinyRealinodoRosarioFerreira.pdf	13/06/2024 19:38:37	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N

**Bairro:** SAO PEDRO

**CEP:** 36.036-900

**UF:** MG

**Município:** JUIZ DE FORA

**Telefone:** (32)2102-3788

**E-mail:** cep.propp@ufjf.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE  
JUIZ DE FORA - UFJF



Continuação do Parecer: 6.967.872

Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_AlexandreWesleyCarvalhoBarbosa.pdf	12/06/2024 13:55:02	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Outros	Curriculo_do_Sistema_de_Curriculos_Lattes_MichelleCristinaSalesAlmeidaBarbosa.pdf	12/06/2024 13:54:37	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
Outros	Termo_de_sigilo.pdf	12/06/2024 13:24:57	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_BiancaRossiBotim.pdf	12/06/2024 13:11:52	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_BiancaRossiBotim.pdf	12/06/2024 13:11:52	BIANCA ROSSI BOTIM	Recusado
Folha de Rosto	folhaDeRosto.pdf	12/06/2024 13:07:38	BIANCA ROSSI BOTIM	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

JUIZ DE FORA, 26 de Julho de 2024

Assinado por:

Patrícia Aparecida Baumgratz de Paula  
(Coordenador(a))

**Endereço:** JOSE LOURENCO KELMER S/N

**Bairro:** SAO PEDRO

**CEP:** 36.036-900

**UF:** MG

**Município:** JUIZ DE FORA

**Telefone:** (32)2102-3788

**E-mail:** cep.propp@ufjf.br