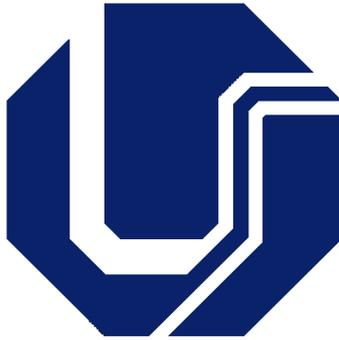


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



**CLASSIFICAÇÃO DAS DESORDENS
TEMPOROMANDIBULARES COM O USO DO ALGORITMO K-
NEAREST NEIGHBORS APLICADO À DINÂMICA MANDIBULAR**

DANILO VIEIRA DA CUNHA

Uberlândia – Minas Gerais – Brasil

Dezembro - 2019

**CLASSIFICAÇÃO DAS DESORDENS
TEMPOROMANDIBULARES COM O USO DO ALGORITMO K-
NEAREST NEIGHBORS APLICADO À DINÂMICA MANDIBULAR**

Danilo Vieira da Cunha

Tese de Doutorado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica da Universidade
Federal de Uberlândia, como parte
dos pré-requisitos para obtenção do
Título de Doutor em Ciências.
Área de concentração: Engenharia
Biomédica

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira (UFU) – Orientador

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C972 2019	<p>Cunha, Danilo Vieira da, 1988- Classificação das desordens temporomandibulares com o uso do algoritmo k- nearest neighbors aplicado à dinâmica mandibular [recurso eletrônico] / Danilo Vieira da Cunha. - 2019.</p> <p>Orientador: Adriano Alves Pereira. Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2019.2454 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia elétrica. I. Alves Pereira, Adriano, 1964-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 621.3</p>
--------------	--



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**CLASSIFICAÇÃO DAS DESORDENS
TEMPOROMANDIBULARES COM O USO DO ALGORITMO K-
NEAREST NEIGHBORS APLICADO À DINÂMICA MANDIBULAR**

Danilo Vieira da Cunha

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos pré-requisitos para obtenção do Título de Doutor em Ciências.
Área de concentração: Engenharia Biomédica

Banca examinadora:

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira – Orientador (UFU)

Prof. Dr. Márcio Antônio Duarte – UFG

Prof. Dr. Marcus Fraga Vieira – UFG

Prof(a). Dr(a). Marlete Ribeiro da Silva – UFU

Prof. Dr. Sílvio Soares dos Santos – UFU



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4707 - www.posgrad.feelt.ufu.br - copel@ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 257, COPEL.				
Data:	11 de novembro de dois mil e dezenove	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	17:00
Matrícula do Discente:	11513EEL002				
Nome do Discente:	Danilo Vieira da Cunha				
Título do Trabalho:	Classificação das desordens temporomandibulares com o uso do algoritmo K-Nearest Neighbors aplicado à dinâmica mandibular				
Área de concentração:	Processamento da informação				
Linha de pesquisa:	Engenharia Biomédica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Título: Caracterização de sinais motores da doença de Parkinson por meio de sensores capacitivos sem contato Agência Financiadora: CNPQ Início 01/03/2018 Término 28/02/2022 No. do Projeto na agência: 310911/2017-6 Professor Coordenador: Adriano Alves Pereira				

Reuniu-se no Anfiteatro 1E, Campus Santa Mônica, da Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta: Professores Doutores: Marlete Ribeiro da Silva - FO/UFU; Silvio Soares dos Santos - FAEFI/UFU; Márcio Antônio Duarte - UFG; Marcus Fraga Vieira - UFG; Adriano Alves Pereira - FEELT/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a).Adriano Alves Pereira, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de **Doutor**.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 11/11/2019, às 17:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marlete Ribeiro da Silva, Professor(a) do Magistério Superior**, em 11/11/2019, às 17:18, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Silvio Soares dos Santos, Usuário Externo**, em 11/11/2019, às 17:20, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Márcio Antonio Duarte, Usuário Externo**, em 11/11/2019, às 17:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcus Fraga Vieira, Usuário Externo**, em 11/11/2019, às 17:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1649345** e o código CRC **DBE1A286**.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Primeiramente Àquele que é digno de toda honra e toda glória, e que acima de todas as circunstâncias não me abandona, cujo amor é incondicional. Agradeço ao meu Deus, pois em todas as minhas decisões, conquistas e momentos de tribulações, está me guiando.

Aos meus amados pais Aluísio e Stela, por todo amor e carinho me dado, por todas as oportunidades a mim oferecidas, e pelo apoio em todas as minhas escolhas. Agradeço a vocês, que são verdadeiros mestres, e me ensinaram o sentido da família. Dedico esta vitória ao meu pai, por ser o meu maior mentor e mestre nesta profissão. Sem vocês eu não estaria aqui hoje.

Aos meus queridos irmãos, Ieda e Guilherme, pelo companheirismo.

À minha amada esposa, Andressa, por ter se tornado um comigo, por todo amor, carinho e apoio dado em todas as circunstâncias e decisões, e por ter me dado o maior presente que é a nossa filha Alice. Dedico esta vitória a vocês, que não só apoiam meus sonhos, mas que sonham junto comigo. Amo vocês incondicionalmente!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. e orientador, Dr. Adriano Alves Pereira, pela confiança e oportunidade que me foi concedida para dar continuidade a este trabalho. Sou eternamente grato aos ensinamentos, que levarei para a vida.

Ao Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade, pela valiosa contribuição com este trabalho.

Ao Prof. Dr. José Carlos de Oliveira, por todo apoio e amizade com minha família.

À Coordenadora do Programa de Acolhimento, tratamento e controle de pacientes com disfunção temporomandibular e dor orofacial (PRODAE) da Universidade Federal de Uberlândia, Prof(a). Dr(a). Marlete Ribeiro da Silva, pela parceria e apoio neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Douglas Bellomo, pelo companheirismo e parceria durante o desenvolvimento de todo o trabalho.

Ao grande colega Bruno Calil que muito contribuiu para com a finalização deste projeto, e pelos ensinamentos.

Ao amigo Prof. Dr. Alexandre Coelho Machado (ESTES-UFU) pela parceria e contribuição com figuras que muito enriqueceram este trabalho.

Aos professores da Fundação Hermínio Ometto (FHO/Uniararas), instituição que foi um marco em minha vida, em especial ao Prof. Dr. Mário Vedovello Filho, Prof(a). Dr(a). Silvia Amélia Scudeler Vedovello e Prof(a). Dr(a). Viviane Veroni Degan.

Aos funcionários da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), pela atenção e presteza.

Aos pacientes do PRODAE-UFU, pela confiança nos profissionais pertencentes à instituição e pela valiosa contribuição como voluntários do presente estudo.

A todos os amigos e familiares que contribuíram de alguma forma.

Meus sinceros agradecimentos!

“Nem olhos viram, nem ouvidos ouviram, nem jamais penetrou em coração humano o que Deus tem preparado para aqueles que o amam”.

(1Co 2:9)

RESUMO

Diversos estudos utilizaram a aprendizagem de máquina e reconhecimento de padrões para detectar lesões, anormalidades, tumores, dentre outros, porém há uma escassez de estudos que tenham aplicado este método para reconhecer padrões quantitativos da movimentação mandibular para pesquisa em DTM. Desta maneira, o objetivo específico deste presente estudo foi aplicar quatro algoritmos diferentes para classificar dados provenientes da cinemática mandibular, com o intuito de avaliar parâmetros de sensibilidade, especificidade, acurácia e precisão dos modelos classificadores. Uma amostragem por conveniência foi utilizada neste estudo. Quarenta participantes avaliados clinicamente e com o uso do questionário 'Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders' foram divididos em três grupos, sendo: artropatias (GART, 10 participantes, 40% homens), miopatias (GMIO, 10 participantes, 30% homens), e grupo controle (GC, 20 participantes assintomáticos, 25% homens). Os participantes foram instruídos a realizar movimentos funcionais mandibulares de abertura máxima sem auxílio e fechamento, lateralidades direita e esquerda, e protrusão em máxima extensão, e com os dentes em contato. O rastreamento mandibular foi realizado utilizando um sistema optoeletrônico composto por câmeras infravermelhas e marcadores reflexivos dispostos em pontos específicos da face. Os movimentos foram analisados nos seguintes eixos de referência (sistema cartesiano): X – médio-lateral, Y – vertical, Z – anteroposterior. Diferenças significativas foram encontradas em GCxGART – máxima abertura bucal e fechamento sem auxílio projetados no eixo Y (AFY), GCxGMIO – máxima abertura bucal e fechamento sem auxílio projetados no eixo X (AFX), e nas mensurações DLAX (desvios laterais de abertura projetados no eixo X), DLFY (desvios laterais de fechamento projetados no eixo X), e nas velocidades de execução de todos os movimentos para ambas as comparações entre os grupos. Em relação à comparação

GARTxGMIO, uma diferença significativa foi encontrada para os desvios laterais de protrusão projetados no eixo X (DLPX) utilizando 'Conover-Iman test of multiple comparisons using rank sums' com correção Bonferroni ($p < 0,05$). Em suma, os movimentos de abertura total em indivíduos com DTM tenderam a apresentar maiores desvios quando comparados com indivíduos assintomáticos, além de uma redução na velocidade de execução dos movimentos. Os algoritmos classificadores utilizados foram: k-Nearest Neighbors (k-NN), Random Forest, Naïve Bayes e Support Vector Machine, sendo que os resultados obtidos com o algoritmo k-NN foram mais satisfatórios, concluindo que o referido método consegue separar os grupos com níveis aceitáveis de sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia.

Palavras-chave: articulação temporomandibular; disfunção temporomandibular; mastigação; dispositivos ópticos; aprendizagem de máquina; mineração de dados.

ABSTRACT

A number of different studies in scientific literature use machine learning and pattern recognition for detecting lesions, abnormalities, tumors, among others. However, there exists a lack of studies that have applied this method for recognizing quantitative patterns of movement of the mandible in TMD studies. As such, the specific objective of the present study was to apply four different algorithms for the classification of data arising from mandibular kinematics, in order to evaluate the parameters of sensitivity, specificity, accuracy and precision in classifying models. A convenience sample was used in this study. Forty participants that underwent clinical assessment along with the use of the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders were divided into three groups, those being: arthropathies (GART, 10 participants, 40% men), myopathies (GMIO, 10 participants, 30% men), and control group (GC, 20 participants asymptomatic, 25% men). The participants were instructed to perform functional movements of unassisted maximal mouth opening and closing, right and left laterality, protrusion with maximum extension, as well as with contact between teeth. Mandibular motion tracking was registered using an optoelectronic system composed of infrared cameras and reflective markers placed on specific points of the face. The movements were analyzed on the following reference axes (Cartesian system): X - mid - lateral, Y - vertical, Z – anteroposterior. Significant differences were found in GCxGART – unassisted maximal mouth opening and closing projected on the Y axis (AFY), GCxGMIO – unassisted maximal mouth opening and closing on the X axis (AFX), and in the measurements DLAX (lateral deviations with mouth open projected on the X axis), DLFX (lateral deviations with mouth closed projected on the X axis), and in the execution speeds for all movements for both comparisons between the groups. In regards to the comparison GARTxGMIO, a significant difference was found for the lateral deviations of protrusion projected on the X axis (DLPX) using the 'Conover-Iman test of multiple comparisons using rank sums' with Bonferroni

correction ($p < 0.05$). In conclusion, the movements for maximal mouth opening in individuals with TMD tend to present greater deviation when compared to asymptomatic individuals, in addition to the reduction in the speed for executing the movement. The classifying algorithms used were: k-Nearest Neighbors (k-NN), Random Forest, Naïve Bayes and Support Vector Machine, where the results obtained using the k-NN algorithm were the most satisfactory, thus concluding that this methodology is able to separate the groups with acceptable levels of sensitivity, specificity, precision and accuracy.

Keywords: temporomandibular joint; temporomandibular joint disorders; mastication; optical devices; machine learning; data mining.

SUMÁRIO

Capítulo 1	1
INTRODUÇÃO	1
1.1 – Motivação	3
1.2 – Objetivo Geral	4
1.2 – Objetivos específicos	4
1.2 – Contribuições desta Tese	5
Capítulo 2	6
FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	6
2.1 – Cinesiologia e Biomecânica do movimento	6
2.2 – A Articulação Temporomandibular e seu funcionamento	8
2.3 – As desordens temporomandibulares	14
2.4 – Registro/captura dos movimentos Mocap	16
2.5 – Classificação de dados	17
Capítulo 3	20
MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1 – Sujeitos da pesquisa	20
3.2 – Captura/Registro dos dados cinemáticos	22
3.3 – Tratamento de dados	30
Capítulo 4	33
RESULTADOS	33
Capítulo 5	39
DISCUSSÃO	39
Capítulo 6	44
CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	46

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.2.1 – Elementos estruturais locais e adjacentes da ATM, sendo: (a) disco articular, (b) cabeça da mandíbula, (c) fossa articular, e (d) zona retrodiscal.....	10
Figura 2.2.2 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula (posição centralizada) com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula e dentes em repouso.....	11
Figura 2.2.3 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula durante o início do movimento de abertura bucal, em que ocorre apenas a rotação condilar.....	11
Figura 2.2.4 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula durante o movimento de abertura bucal em máxima extensão, em que ocorre rotação e translação condilar.....	12
Figura 3.2.1 – Câmeras infravermelhas OptiTrack Flex V100, NaturalPoint, Corvallis, OR, USA.....	23
Figura 3.2.2 – Figura esquemática adaptada de publicação própria para demonstrar o fluxo de aquisição do registro dos movimentos mandibulares....	24
Figura 3.2.3 – Representação dos eixos de coordenadas espaciais considerados nesta pesquisa.	25
Figura 3.2.4 – Conformação espacial horizontal das câmeras.....	26
Figura 3.2.5 – Parâmetros mensurados dos movimentos de abertura e fechamento.....	27
Figura 4.1.1 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano frontal e sagital (a, b); lateralidade direita e esquerda no	

plano frontal (c); e protrusão no plano sagital (d) em um indivíduo assintomático..	33
Figura 4.1.2 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano frontal em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).....	34
Figura 4.1.3 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano sagital em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).	34
Figura 4.1.4 – Representação dos traçados dos movimentos de lateralidade no plano frontal em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).....	35
Figura 4.1.5 – Representação dos traçados dos movimentos de protrusão no plano sagital em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1. Características gerais dos grupos Controle (GC), Artropatia (GART) e Miopatia (GMIO).....	22
Tabela 3.2.1. Dados dos movimentos exportados pelo software Jaw Capture.	28
Tabela 3.2.2. Médias e desvios padrões (DP) para cada parâmetro dos grupos.	29
Tabela 4.1. Diferenças entre os grupos para os parâmetros dos movimentos mandibulares, segundo o teste 'Conover-Iman Test of Multiple Comparisons Using Rank Sums' e correção de Bonferroni ($p < 0,05$).	37
Tabela 4.2. Variação de sensibilidade (SENSIB), especificidade (ESPEC), precisão (PREC) e acurácia (ACUR) - Valores com intervalo de confiança de 95%.....	38

LISTA DE ACRÔNIMOS

ACUR – Acurácia/Validade/Exatidão

ADA – Associação Dental Americana

AFMP – Ângulo Funcional Mastigatório de Planas

AFX – Abertura e fechamento projetados no eixo X

AFY – Abertura e fechamento projetados no eixo Y

ATM – Articulação Temporomandibular

DC/TMD – Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

DLAX – Desvios laterais de abertura projetados no eixo X

DLFX – Desvios laterais de fechamento projetados no eixo X

DLPX – Desvios laterais de protrusão projetados no eixo X

DP – Desvio padrão

DTM – Desordem/Disfunção temporomandibular

ECG – Eletrocardiograma

ESPEC – Especificidade

GART – Grupo artropata

GC – Grupo Controle

GMIO – Grupo miopata

IA – Inteligência artificial

IHS – Sociedade Internacional de Cefaléias

k-NN – K-nearest neighbors

LDX – Lateralidade direita projetada no eixo X

LEX – Lateralidade esquerda projetada no eixo X

MOCAP – Sistema de captura de movimentos

PREC – Precisão/Reprodutibilidade/Repetibilidade

PRODAE-UFU – Programa de Acolhimento, Tratamento e Controle de Pacientes com Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial da Universidade Federal de Uberlândia

PZ – Protrusão e retrusão projetados no eixo Z

RDC/TMD – Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

SENSIB – Sensibilidade

SVM – Support Vector Machine

TMD – Temporomandibular Disorders

VA – Velocidade do movimento de abertura

VF – Velocidade do movimento de fechamento

VPZ – Velocidade do movimento de protrusão

CAPÍTULO 1

1. INTRODUÇÃO

A dor quando presente na região orofacial, possui como uma de suas maiores causas a Disfunção ou Desordem Temporomandibular (DTM), pois as articulações temporomandibulares (ATM) e suas associações com os músculos mastigatórios são responsáveis pela performance de diversas funções complexas como a fala e a mastigação. Como sinais e sintomas principais da DTM, podemos incluir estalidos na região da ATM, fadiga muscular, desvios e deflexões dos movimentos mandibulares. A quantidade e qualidade dos movimentos mandibulares podem ser afetadas pelo surgimento de desordens musculares e desarranjos internos das ATMs (GIRO *et al.*, 2018).

A etiologia da DTM ainda é objeto de discussão, porém é de conhecimento geral sua complexidade e multifatorialidade, envolvendo características anatômicas, oclusais, musculares e psicológicas (CIOFFI *et al.*, 2017; KIM, DAE SEUNG *et al.*, 2008; KIM, YOUNG-KYUN; KIM; IM; *et al.*, 2012; KIM, YOUNG-KYUN; KIM; KIM; *et al.*, 2012). Os fatores etiológicos endógenos compreendem os idiopáticos, sistêmicos, psicossomáticos, e psicossociais que podem influenciar no surgimento de DTM, além de fatores exógenos como trauma e desordens oclusais (KATYAYAN; KATYAYAN; PATEL, 2016).

As desordens dos músculos mastigatórios foram classificadas pelo Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders (RDC/TMD) como: dor miofascial ou dor miofascial com abertura de boca limitada; já as desordens da articulação temporomandibular são subdivididas em: deslocamento discal com redução, deslocamento discal sem redução com abertura bucal limitada, deslocamento discal sem redução e sem abertura bucal limitada, artralgia, osteoartrite, e osteoartrose da ATM. O RDC/TMD (substituído recentemente pela versão mais atual que é o Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders

– DC/TMD, ainda sem versão traduzida válida para o Português do Brasil) é a ferramenta de critério diagnóstico com mais aceitação mundial, possuindo validação e aplicabilidade para clínica e pesquisas em DTM (DWORKIN; LERESCHE, 1992; SCHIFFMAN *et al.*, 2014).

O critério diagnóstico atual é geralmente qualitativo, incluindo análise de questionários, avaliação clínica e de exames de imagem, como radiografias, tomografia computadorizada e ressonância magnética, dependendo finalmente da experiência do profissional que avalia para que as conclusões corretas sejam alcançadas. Desta forma, como o diagnóstico definitivo ainda depende do profissional, o mesmo continua sendo subjetivo.

A presença de desvios nos movimentos funcionais mandibulares pode ser um indicativo de patologia na região orofacial. Porém, simples mensurações desses movimentos não são o bastante para classificar e diferenciar as desordens temporomandibulares artropatas de miopatas (MULLER *et al.*, 2013). Isso, somado ao fato da complexidade e variação dos sinais e sintomas das DTMs, e o fato de que em alguns casos o diagnóstico ainda precisa ser complementado com manobras de palpação muscular para indicar pontos gatilhos, induzindo dor, torna a pesquisa por um meio diagnóstico não-invasivo um tópico de estudo (ROMERO-REYES; UYANIK, 2014).

A utilização de diversos métodos e dispositivos para a mensuração do movimento mandibular aumentou gradativamente no âmbito clínico e de pesquisa, com o propósito de promover bases auxiliares que componham o diagnóstico das desordens musculoesqueléticas e articulares do sistema estomatognático e para o monitoramento do progresso de tratamentos (SOBOLEVA; LAURIÑA; SLAIDIÑA, 2005). Neste sentido, uma grande quantidade de métodos, técnicas e dispositivos de registro e análise da cinemática/dinâmica mandibular foram propostos, como o ultrassônico, por ressonância magnética, dispositivos eletromagnéticos e dispositivos optoeletrônicos. (PETSCAVAGE-THOMAS; WALKER, 2014; PINHEIRO, ALAN PETRÔNIO *et al.*, 2008; TRAVERS *et al.*, 2000).

Atualmente, os sistemas optoeletrônicos são os mais utilizados para a captação de movimentos corporais e/ou mandibulares, devido ao fato de não

serem invasivos e fornecerem informações precisas e confiáveis, com margem de erro linear girando em torno de 0,1 a 1,0 mm (FURTADO *et al.*, 2013; PINHEIRO, A. P. *et al.*, 2011; PINHEIRO, ALAN PETRÔNIO *et al.*, 2008). A vantagem do sistema optoeletrônico reside no fato de que os marcadores podem ser posicionados facilmente sem fios em regiões específicas ou não da face e mandíbula, proporcionando o registro tridimensional das trajetórias, bem como a exportação de dados de deslocamento, velocidade e aceleração de cada movimento.

1.1 MOTIVAÇÃO

A Inteligência Artificial (IA) tem ganhado espaço em todas as áreas do conhecimento. Especificadamente na área da saúde, a aprendizagem de máquina (ramo da IA) visa elaborar métodos capazes de adquirir conhecimento automaticamente, usando um banco de dados modelo ('data set') existente, para otimizar a performance na classificação do problema (PEGORINI *et al.*, 2015).

Alguns estudos utilizaram a aprendizagem de máquina para reconhecimento de padrões ao detectar lesões, anormalidades e tumores, dentre outros. Os métodos utilizados geralmente abrangem a mineração de dados e algoritmos de classificação, viabilizando desta forma recursos automatizados que possam auxiliar profissionais a realizar decisões diagnósticas (ASHINSKY *et al.*, 2017; LI, RUI, 2018).

O diagnóstico da DTM considerado 'padrão ouro' leva em consideração diversos critérios clínicos, e por isso ainda é complexo e pode ser subjetivo, pois depende da experiência do examinador em diferenciar patologias (CHISNOIU *et al.*, 2015; GRAFF-RADFORD, 2000; LADEIRA; DA CRUZ; DE ALMEIDA, 2015; LIST; JENSEN, 2017).

A complexidade dos fatores etiológicos da DTM e grande variação sintomatológica suportam este estudo, que objetiva contribuir para a criação de recursos diagnósticos auxiliares. Mensurações convencionais dos movimentos

mandibulares podem não ser o suficiente para diferenciar indivíduos miopatas de artropatas, porém, diferenças estratégicas adotadas para compensar limitações nos movimentos mandibulares e dor de origem muscular e/ou articular são previsíveis (DA CUNHA *et al.*, 2017). Desta forma, objetivando auxiliar o diagnóstico diferencial das DTMs, e pela escassez de estudos que tenham aplicado a aprendizagem de máquina, principalmente no que tange ao reconhecimento de padrões quantitativos da dinâmica mandibular em indivíduos portadores ou não de desordens mastigatórias que se realizou esse estudo.

1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste estudo foi aplicar um método computacional de classificação de dados para identificar automaticamente e classificar indivíduos através de parâmetros biomecânicos da mandíbula. A hipótese principal deste estudo é que existem diferenças entre os grupos avaliados quanto aos parâmetros biomecânicos da mandíbula, e que a separação automática desses grupos pode ser realizada.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar extensões, desvios e deflexões nos movimentos funcionais mandibulares entre indivíduos assintomáticos e portadores de DTM muscular ou articular com o uso de testes estatísticos;
- Hipótese: diferenças nas estratégias (desvios e deflexões) adotadas para compensação sintomatológica e/ou biomecânica podem diferenciar indivíduos artropatas de miopatas;
- Utilização de quatro algoritmos classificadores: k-Nearest Neighbors (k-NN), Random Forest, Naïve Bayes e Support Vector Machine, para classificar os dados quantitativos provenientes da movimentação

mandibular, ajudando desta forma o profissional no diagnóstico e tomada de decisões;

- Avaliação dos parâmetros sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia dos modelos classificadores.

1.4 CONTRIBUIÇÕES DESTA TESE

O uso da IA no âmbito da saúde pode trazer grandes avanços no diagnóstico e subsequentemente na tomada de decisões (planejamento de tratamentos), não excluindo a necessidade indispensável do recurso humano final, que é a decisão do profissional que avalia. Os recursos computacionais podem e devem ser utilizados para potencializar o diagnóstico, juntamente com as demais ferramentas, e otimizar o tempo do profissional. Ressalta-se que o diagnóstico diferencial apenas é alcançado quando se soma todos os recursos viáveis e disponíveis que auxiliem para a descoberta do problema. O uso de algoritmos para reconhecer padrões, sejam quantitativos e/ou qualitativos, objetiva exatamente criar um modelo que sirva como acessório para identificar automaticamente parâmetros, que no caso deste trabalho foram utilizados dados quantitativos dos movimentos mandibulares, para separar em grupos indivíduos com artropatias e miopatias do sistema estomatognático, bem como para preservação (acompanhamento) das mesmas.

CAPÍTULO 2

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Cinesiologia e Biomecânica do movimento

O estudo do movimento humano tem sido utilizado, particularmente nas ciências da saúde, para a compreensão do funcionamento muscular e articular, bem como para o estudo de patologias (KNUDSON, 2003). Desta forma, faz-se necessário a apresentação de alguns conceitos importantes que englobam o estudo do movimento humano, e especificadamente o movimento mandibular.

A palavra cinesiologia é originária do grego *kinesis*, movimento, e *lógos*, estudo. Se baseia basicamente em três áreas do conhecimento: anatomia (ciência da forma e da estrutura do corpo humano e seus constituintes), biomecânica (disciplina que usa os princípios da física para estudar, quantitativamente, como as forças interagem em um organismo vivo), e a fisiologia (estudo biológico dos organismos vivos) (NEUMANN, 2011). A cinesiologia seria o termo que compreende toda a área acadêmico-científica de estudo do movimento humano, enquanto a biomecânica compreende o estudo do movimento e suas causas em seres vivos (KNUDSON, 2003).

A biomecânica é uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa de análises físicas de sistemas biológicos, conseqüentemente, de análises físicas de movimentos do corpo humano (ZERNICKE, 1981). A mecânica por sua vez se subdivide em: estática (estudo dos sistemas que não estão se movendo ou estão em estado de equilíbrio/movimento constante) e dinâmica (estudo dos sistemas em movimento, nos quais a aceleração está presente). A cinemática faz a descrição espacial e/ou temporal do movimento sem referência às forças, e a cinética examina as forças que agem sobre um sistema (HATZE, 1974).

A análise do movimento corporal consiste em reconhecer padrões em diferentes atividades como o caminhar, correr, pular, dançar, dentre várias, sendo que a maioria foca no estudo de atributos quantitativos como velocidade, distância, amplitudes, angulações, etc. Por outro lado, é de conhecimento científico que mesmo existindo padrões estabelecidos em diversos atributos, os mesmos estão ligados a características que variam individualmente (ARISTIDOU *et al.*, 2017).

Para o estudo do movimento corporal, é importante considerarmos os planos anatômicos, que são planos imaginários que passam através do corpo. Esses planos de secção se dividem em: plano sagital mediano, atravessando o corpo de frente para trás, dividindo-o em metades iguais, direita e esquerda; plano frontal, conhecido também como plano coronal que atravessa o corpo de um lado para o outro, em um trajeto paralelo à sutura coronal do crânio, fazendo a divisão do corpo em metades anterior e posterior; e plano transversal, também conhecido como plano horizontal, tendo seu corte acontecendo na horizontal e atravessa o corpo ao meio dividindo-o em partes superior e inferior (MOORE; DALLEY; AGUR, 2014).

Vários termos são utilizados para descrever os três planos de intersecção mutuamente perpendiculares, nos quais muitos movimentos articulares ocorrem, embora não todos. O ponto comum de intersecção desses três planos geralmente é definido como sendo o centro da articulação objeto de estudo, ou o centro de massa de todo o corpo. Neste último caso, os planos são conhecidos como planos cardinais (planos sagital, frontal e horizontal). (BARTLETT, 2007; ENOKA, 2000; RASCH; BURK, 2003).

Os movimentos nas articulações do sistema músculo-esquelético humano são principalmente rotacionais, e seguem o sentido de uma linha perpendicular ao plano em que ocorrem. Esta linha é conhecida como sendo o “eixo de rotação”. O eixo látero-lateral estende-se de um lado ao outro, tanto da direita para esquerda quanto o inverso, perpendicular ao plano sagital. Esse eixo também é conhecido como transversal ou horizontal, e possibilita movimentos de flexão e extensão (ex.: articulação do ombro, cotovelo, etc). O eixo ântero-posterior estende-se em sentido anterior para posterior, perpendicular ao plano frontal. Esse eixo também é chamado de sagital, e possibilita movimentos de

abdução e adução (ex.: articulação do ombro, quadril, etc). Por fim, o eixo longitudinal estende-se de cima para baixo (ou vice-versa), perpendicular ao plano transversal, e possibilita movimentos de rotação lateral e rotação medial (ex.: articulação do ombro, cotovelo, etc) (BARTLETT, 2007).

Os movimentos corporais acontecem graças à presença das articulações, que são uniões entre dois ossos. Do ponto de vista prático, existem articulações móveis e fixas. As articulações fixas (ex.: ossos do crânio) não deixam mover os ossos que se unem, e as articulações móveis (ex.: joelho) permitem o movimento relativo (BARTEL; DAVY; KEAVENY, 2006). A maioria dos seres vivos vertebrados dispõem de 3 tipos principais de articulações: sinartroses (articulações fixas), anfiartroses (articulações de reduzida mobilidade), e diartroses ou sinoviais (articulações de grande mobilidade). As sinartroses são articulações desprovidas ou com muito pouco movimento, constituídas por tecido fibroso, cuja função é unir dois ou mais ossos. Sua principal função é dar estabilidade estrutural, criando capacidade de absorver choques e vibrações, dissipando desta forma uma potencial energia. As sinartroses dividem-se em: suturas, sindesmoses, gonfoses. Nas anfiartroses, os ossos estão unidos entre si por uma fibrocartilagem resistente à deformação e existe um grau específico de movimento (normalmente flexão) entre os segmentos ósseos. Têm como função dar estabilidade estrutural, tendo a capacidade também de absorver impactos, dissipando alguma energia. Já as diartroses, ou articulações sinoviais, são articulações que permitem uma ampla gama de movimentos (desde pequenas translações até grandes rotações), e nas quais os ossos estão interligados por meio de ligamentos (SANTOS, 2008).

2.2 A Articulação Temporomandibular e seu funcionamento

A articulação temporomandibular (ATM) é a articulação da mandíbula com o a base do crânio, especificadamente do processo condilar da mandíbula com o osso temporal. A ATM é uma articulação dupla bilateral, que se movimenta sinergicamente, e é capaz de realizar movimentos complexos (são relatados 6

graus de liberdade), possibilitando a realização de diversas funções estomatognáticas (DE SOUZA SILVA; AMAR DE AGUIAR; MENESES COSTA, 2006; TAUCCI; BIANCHINI, 2007; VILLAMIL *et al.*, 2005). É classificada como uma “diartrose sinovial bicondilar complexa” (DOUGLAS, 1994). Esta articulação é constituída por um tecido fibrocartilaginoso denso denominado disco articular, que se situa entre a cabeça da mandíbula e o osso temporal (fossa articular).

O disco articular divide a articulação em parte superior e inferior, cada qual guarnecida com uma membrana sinovial. Sua face superior é côncavo-convexa para se ajustar ao tubérculo e à fossa mandibular e sua inferior é côncava para se ajustar à cabeça da mandíbula.

A superfície articular temporal é uma estrutura ampla, e consiste em fossa e tubérculo articular, bilateralmente. Através desta superfície, cada cabeça de mandíbula realiza movimentos amplos de rotação e translação.

O disco fibrocartilaginoso suporta os estresses mecânicos que existem entre o osso temporal e mandibular graças à sua constituição com alta concentração de colágeno, possibilitando rigidez e durabilidade estrutural. O disco articular não possui vascularização e/ou inervação direta, sendo este papel desempenhado pelo ligamento retrodiscal.

A cápsula articular é um fino envoltório frouxo que está inserido anteriormente no tubérculo articular, posteriormente na fissura escamotimpânica, acima na fossa mandibular e abaixo no colo da mandíbula.

O ligamento temporomandibular lateral consiste em dois curtos e estreitos fascículos. Está inserido acima no arco zigomático e abaixo na face lateral do colo da mandíbula. O ligamento esfenomandibular é uma faixa fina e achatada que se localiza medial à cápsula. Está inserido na espinha do esfenoide e abaixo da lígula do forame mandibular. O ligamento estilomandibular localiza-se posteriormente à cápsula, e insere-se no processo estiloide e na margem posterior do ângulo da mandíbula. Separa a glândula parótida da submandibular (NETTER, 2000; VAN BELLINGHEN *et al.*, 2018). Figuras 2.2.1, e 2.2.2-4 representam respectivamente os elementos estruturais e adjacentes da ATM e o relacionamento condilar com a fossa articular durante o estado de repouso (máxima intercuspidação habitual/dentes em contato) e de abertura bucal.

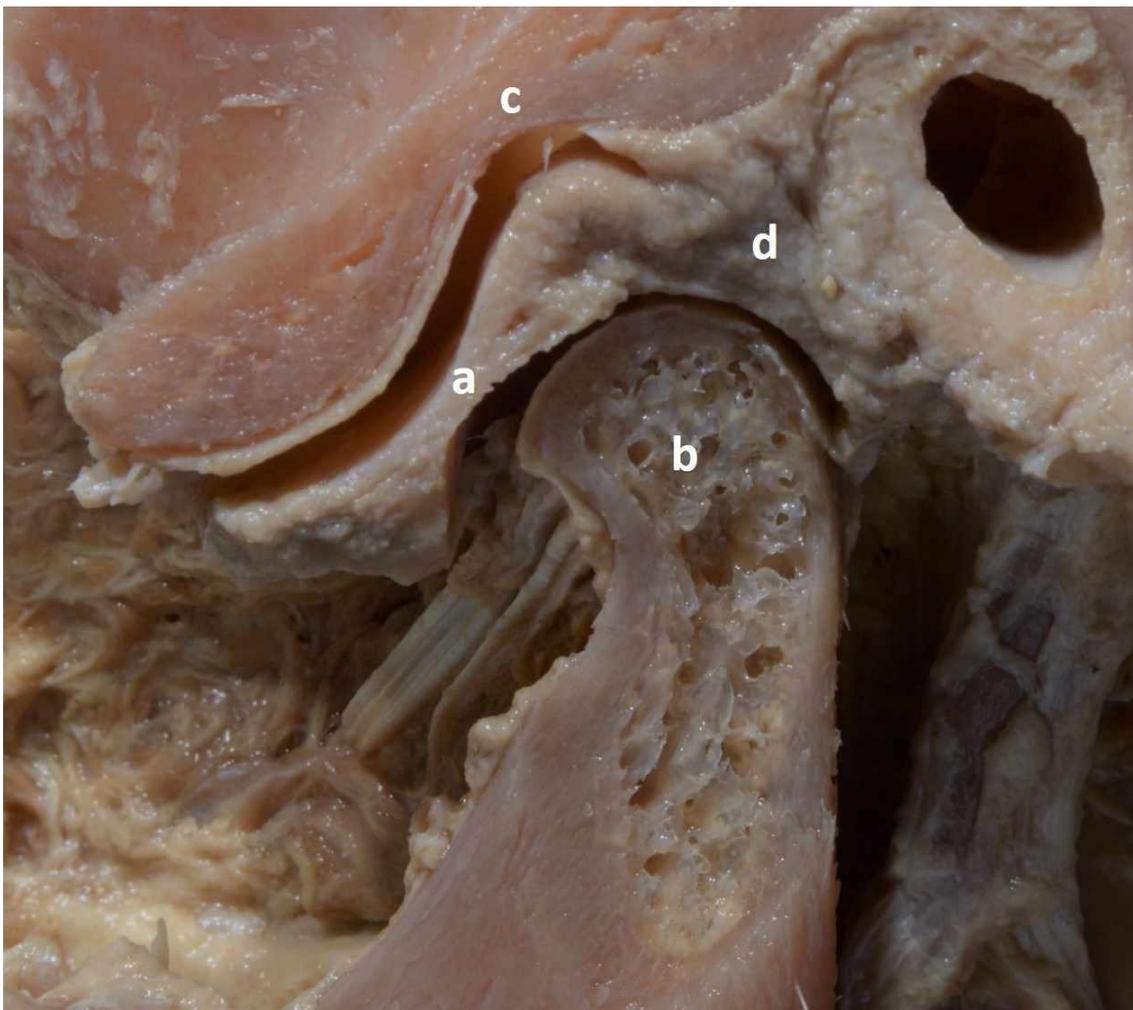


Figura 2.2.1 – Elementos estruturais locais e adjacentes da ATM, sendo: (a) disco articular, (b) cabeça da mandíbula, (c) fossa articular, e (d) zona retrodiscal.

Fonte: imagem autoral adquirida através de peça anatômica real do Setor de Anatomia da Universidade Federal de Uberlândia.

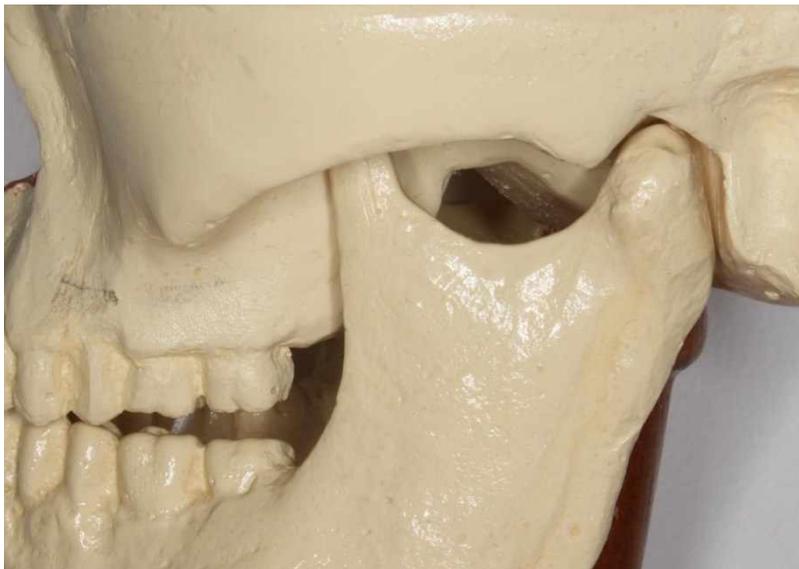


Figura 2.2.2 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula (posição centralizada) com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula e dentes em repouso.

Fonte: imagem autoral adquirida através de peça anatômica artificial.

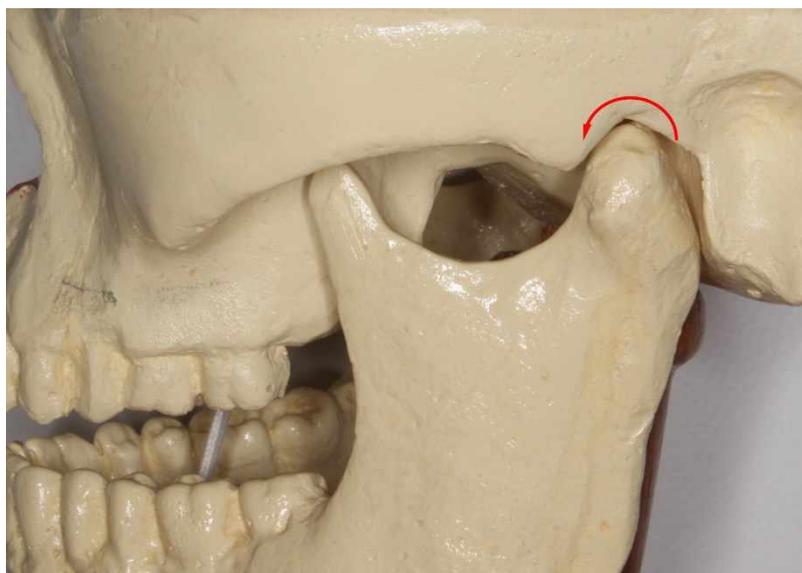


Figura 2.2.3 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula durante o início do movimento de abertura bucal, em que ocorre apenas a rotação condilar.

Fonte: imagem autoral adquirida através de peça anatômica artificial.

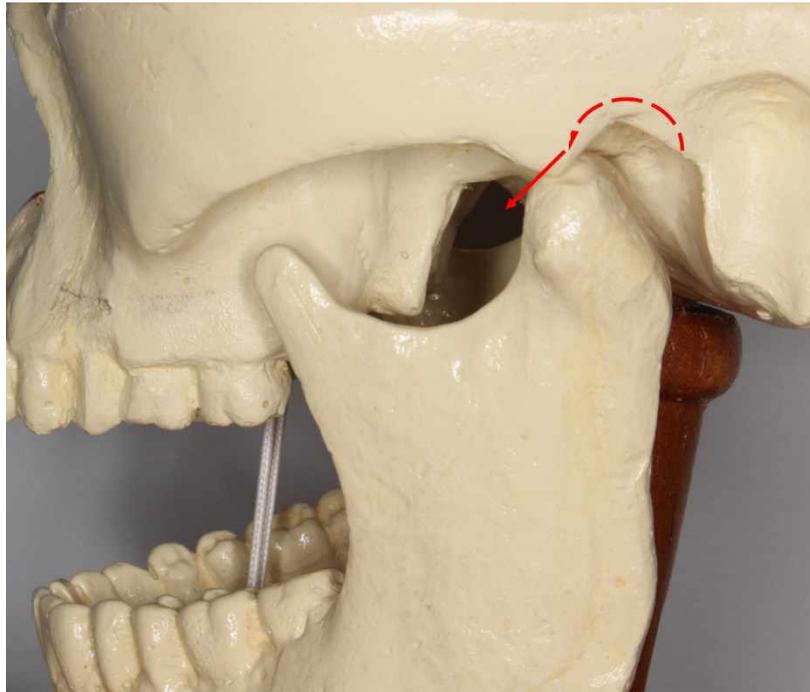


Figura 2.2.4 – Representação do relacionamento da cabeça da mandíbula com a fossa articular em condições de normalidade, em uma visão sagital de uma mandíbula durante o movimento de abertura bucal em máxima extensão, em que ocorre rotação e translação condilar.

Fonte: imagem autoral adquirida através de peça anatômica artificial.

A fisiologia e biomecânica da mastigação cumprem um papel importante para o entendimento do funcionamento da ATM e do sistema estomatognático. A mastigação é uma atividade sensorial/motora complexa, desde a apreensão até a fragmentação dos alimentos, bem como o padrão rítmico de movimentação mandibular. Características dos movimentos mandibulares durante a fragmentação dos alimentos têm sido associadas com a qualidade mastigatória (ESCUDEIRO SANTOS *et al.*, 2006; FARIAS GOMES *et al.*, 2010).

Durante a mastigação, movimentos denominados ciclos mastigatórios são repetidos várias vezes enquanto o alimento é triturado. Numa vista frontal da visualização mandibular, tem uma forma de gota, com a fase de abertura medial a uma fase de fechamento mais lateral (HILDEBRAND, 1931). Esses movimentos fazem parte dos movimentos funcionais mandibulares constituintes

do chamado 'Envelope de Posselt', que compreende os limites dinâmicos exercidos pela musculatura, dentes e ATM projetados nos três planos do espaço. O Envelope de Posselt possui, no plano sagital, o formato de uma banana. Os limites dinâmicos determinantes no Envelope de Posselt podem ser passivos (superfícies articulares, ligamentos temporomandibulares, forças passivas da musculatura envolvida) e/ou ativos (reflexos musculares de proteção da cápsula articular) (HANSMA *et al.*, 2006; HARPER; DE BRUIN; BURCEA, 1997; KOOLSTRA; NAEIJE; VAN EIJDEN, 2001).

A análise dos movimentos funcionais mandibulares é indispensável para a abordagem da cinemática funcional e das interações musculares complexas que a determinam. Os movimentos mandibulares, sejam voluntários ou não, começam e terminam na postura de repouso mandibular. Todos os movimentos resultam de sinergias musculares que recorrem a funções motoras, de freio e fixação, bem como à atividade de músculos antagonistas (CLARK; WYKE, 1974).

Partindo-se de uma posição mandibular em máxima intercuspidação habitual, ao realizar-se movimentos de lateralidade (livre de interferências oclusais), que nada mais são que os movimentos recorridos inversos aos movimentos da fase dental do ciclo mastigatório (deslizamento) (FERRER, 1986; POSSELT, 1968), sempre haverá aumento do terço inferior da face com aumento da dimensão vertical. O ângulo formado entre a trajetória dos contatos de deslizamento e um plano de referência horizontal foi denominado por PLANAS (1980), de Ângulo Funcional Mastigatório de Planas (AFMP).

Uma das condições de estabilidade oclusal é ter uma mastigação bilateral, sendo um lado de cada vez, e protruir durante a incisão, sendo que esta característica é importante para produzir o desenvolvimento normal pósterio-anterior e transversal da mandíbula e da maxila. É denominada de mastigação unilateral ou lado de preferência mastigatória quando a quantidade de ciclos no lado preferencial de mastigação é em geral 30% maior em relação ao número de ciclos realizados no lado oposto (PIGNATARO NETO, 2000).

Estudos têm focalizado a função mastigatória com a finalidade de descrevê-la e propor métodos para avaliá-la. Os movimentos, o tempo e o tipo

de mastigação são aspectos influenciáveis por variáveis como: a morfologia, o estado de saúde das estruturas orofaciais, a capacidade funcional muscular e articular, além das características dos alimentos.

2.3 As desordens temporomandibulares (DTM)

A Disfunção ou Desordem Temporomandibular (DTM) foi classificada pela Associação Dental Americana (ADA) como um grupo de distúrbios caracterizados por dor na articulação temporomandibular (ATM), na área periauricular e/ou nos músculos mastigatórios, que podem ser acompanhados ou não de ruídos na ATM durante a função mandibular e desvios ou restrições do movimento mandibular, sendo classificada pela Sociedade Internacional de Cefaléias (IHS), como: muscular, articular e músculo-articular ou mista (SENA *et al.*, 2013; SOUTAS-LITTLE, 1998).

Muitos estudos foram conduzidos para identificar as possíveis causas e etiologia das DTMs, as quais ainda necessitam ser exploradas, visto que a disfunção temporomandibular é considerada complexa e multifatorial, por envolver fatores de origem anatômica, oclusal, muscular, psicológica e outros. (KIM, B S *et al.*, 2010; KIM, Y K *et al.*, 2012).

Além de compreender aspectos etiopatogênicos complexos, este agrupamento de condições músculo-esqueléticas denominado DTM pode coexistir com importantes comorbidades, como dores de cabeça crônicas, disfunções cervicais e fibromialgia, podendo estas corroborar negativamente com o prognóstico. (COSTA *et al.*, 2017) Um estudo recente encontrou associação positiva entre o aumento da intensidade de dores orofaciais provenientes de DTM e comorbidades existentes. (DAHAN *et al.*, 2015)

Dentre os instrumentos de avaliação da DTM encontram-se os questionários, a avaliação clínica e os exames radiográficos, tomográficos ou por ressonância magnética (SCHIFFMAN *et al.*, 2014). O instrumento amplamente utilizado como critério diagnóstico clínico e/ou em pesquisas nos últimos anos tem sido o questionário 'Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular

Disorders' (RDC/TMD), o qual é subdividido em dois eixos I (acesso aos dados físicos/clínicos) e II (acesso aos dados biopsicossociais e sua relação com a presença ou não do elemento dor). Este questionário foi e é atualmente aplicado em diversas pesquisas tendo recebido críticas controversas quanto à sua confiabilidade, validade, acurácia e precisão. Sendo assim, o mesmo foi substituído recentemente em 2013 (ano em que as últimas estimativas de validade e confiabilidade da nova versão foram finalizadas) pelo novo protocolo 'Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders' (DC/TMD) (SCHIFFMAN *et al.*, 2014).

Estudos prévios também compararam indivíduos normais com portadores de DTM quanto ao padrão de ciclo mastigatório, bem como avaliando e relacionando a eficiência mastigatória com lado de preferência mastigatória (FARIAS GOMES *et al.*, 2010; FELÍCIO *et al.*, 2007; KÜMBÜLOGLU *et al.*, 2013).

Indivíduos portadores de DTM frequentemente apresentam limitações na função mastigatória e estudos relatam uma prevalência de mastigação unilateral. Apesar de alguns estudos revelarem que nem sempre houveram diferenças significativas com grupos controles, principalmente quando selecionados indivíduos que também apresentavam alterações oclusais, mas não DTM, os problemas oclusais estão relacionados aos sinais e sintomas da DTM, podendo afetar a função mastigatória e propiciar assimetria funcional do sistema estomatognático (FELÍCIO *et al.*, 2007).

A presença de desvios nos movimentos mandibulares foi observada em indivíduos com DTM. As causas dos desvios mandibulares em indivíduos com DTM relatadas na literatura referem-se à assimetria da musculatura mastigatória, fatores oclusais como contatos prematuros, lado de preferência mastigatória e/ou da dor, interferência do disco articular, sub-luxação e, ainda, como tentativa de evitar estímulos nociceptivos (TAUCCI; BIANCHINI, 2007). Os desvios acontecem quando em vista frontal, durante a abertura e/ou fechamento ocorre um deslocamento lateral da mandíbula subsequente de realinhamento com o plano sagital mediano, enquanto que nas deflexões não ocorre realinhamento. Existe associação positiva entre a presença de desvios e deflexões com a potencial presença de deslocamento discal com e sem redução. (MANFREDINI *et al.*, 2012)

2.4 Registro/captura dos movimentos | Mocap

A captura de movimentos (mocap) é um processo de registro de movimentos e transformação dos mesmos em dados, utilizando algum tipo de sensor. Com os adventos tecnológicos, a captura dos movimentos para análise recebeu significativas mudanças com o surgimento e avanço de métodos computacionais cuja simplicidade de aplicação e acurácia são melhorados constantemente. Diversas tecnologias foram preconizadas e têm sido utilizadas para essa finalidade, como acelerômetros e giroscópios, dispositivos eletromagnéticos, fotogrametria, sistemas ópticos ou optoeletrônicos, e até mesmo recursos de aplicabilidade simplória como aquisição de registros em vídeo, todos apresentando vantagens e limitações, como por exemplo acurácia, robustez, aplicabilidade, custo, dentre outros (BOUVIER *et al.*, 2015; MALLESON *et al.*, 2017; PHAM; CARON; KHEDDAR, 2017). As tecnologias para a captura de movimentos são usadas com vasta aplicação, e possuem como objetivos mapear os movimentos e representá-los por meio digital (Avatar) (BOCKHOLT *et al.*, 2017), pois permitem um registro acurado do movimento humano.

Um dos métodos mais confiáveis em termos de 'mocap' são os sistemas ópticos (geralmente constituídos por câmeras infravermelhas e marcadores reflexíveis fixados em regiões específicas de interesse). A técnica optoeletrônica é mais comumente utilizada, por ser menos invasiva e por produzir registros precisos e confiáveis da movimentação mandibular, em que a margem de erros lineares varia de 0,1 a 1,0 mm. Basicamente, o método optoeletrônico funciona através da digitalização dos movimentos através do uso de câmeras infravermelhas e sensores fixados em regiões determinadas (FURTADO *et al.*, 2013; PINHEIRO, A. P. *et al.*, 2011; PINHEIRO, ALAN PETRÔNIO *et al.*, 2008).

2.5 Classificação de dados

A aprendizagem de máquina (do inglês, 'machine learning') é um subdomínio da Inteligência Artificial (IA), que baseia-se na natureza para representá-la por meio da criação de modelos artificiais, tendo como principal objetivo o desenvolvimento de técnicas e algoritmos para que um computador possa aprender um determinado comportamento ou padrão, a partir da experiência adquirida por meio de testes e treinamentos (MOTTA, 2016).

A Classificação é um processo que é realizado em três etapas, sendo a primeira etapa a 'criação do modelo' (etapa de aprendizado), o qual é constituído de regras que permitem classificar tuplas do banco de dados dentro de um número de classes pré-determinadas. Este modelo é criado a partir de um banco de dados de 'treinamento', cujos elementos são chamados de amostras ou exemplos. Os processos de criação do modelo em que o atributo-classe é fornecido, bem como os possíveis valores que possa assumir, são chamados de supervisionados. Em contrapartida, na "Clusterização", o atributo-classe não é conhecido e o número de classes também não, e neste caso o processo de aprendizado é dito não supervisionado. A segunda etapa compreende a etapa de verificação do modelo (etapa de classificação), em que as regras são testadas sobre um outro banco de dados (testes) independente do banco de dados de treinamento. A qualidade do modelo é medida em termos da porcentagem de tuplas do banco de dados de testes que as regras do modelo conseguem classificar de forma satisfatória. Se as regras forem testadas no próprio banco de dados de treinamento, elas terão alta probabilidade de estarem corretas, uma vez que este banco foi usado para extraí-las. Por isso a necessidade de um banco de dados completamente novo. A terceira etapa compreende a utilização do modelo em novos dados após a validação do mesmo nos testes da etapa anterior (AGGARWAL, 2014).

Atualmente, existem disponíveis diversos métodos de classificação. Nos algoritmos não-supervisionados, a classificação está apoiada em métodos estatísticos de análise de agrupamento e a identificação das classes ocorre sem a intervenção direta do intérprete. Já os supervisionados fundamentam-se na

definição das classes e na coleta da suas respectivas amostras, denominadas como áreas de treinamento, desenvolvidas, ambas as etapas pelo usuário (ANDRADE; FRANCISCO; ALMEIDA, 2014).

Na área de reconhecimento de padrões, o algoritmo 'k-vizinhos mais próximos' (do inglês, 'k-nearest neighbors', ou k-NN) é um dos métodos não-paramétricos mais utilizados e considerados simples, utilizado para classificação de dados e regressão. O k-NN é um classificador em que o aprendizado é baseado na analogia. O conjunto de treinamentos é formado por vetores n-dimensionais e cada elemento deste conjunto representa um ponto no espaço n-dimensional. O centro de seu funcionamento está em descobrir o vizinho mais próximo de uma dada instância. Este algoritmo pertence a um grupo de técnicas denominada de 'Aprendizado baseado em Instâncias' (do inglês, 'Instance-based Learning'). Nesse caso, são encontrados os 'k' vizinhos mais próximos do padrão de consulta, ao invés de apenas o vizinho mais próximo. Para determinar a classe de um elemento que não pertença ao conjunto de treinamento, o classificador k-NN procura 'k' elementos do conjunto de treinamento que estejam mais próximos deste elemento desconhecido, ou seja, que tenham a menor distância (geralmente distância Euclidiana) (DA SILVA, 2005).

Floresta Aleatória (Random Forest) é um algoritmo de aprendizagem supervisionada que cria uma floresta de modo aleatório. A "floresta" criada é uma combinação (ensemble) de árvores de decisão, na maioria dos casos treinados com o método de bagging. A idéia principal do método de bagging é que a combinação dos modelos de aprendizado aumenta o resultado geral. Este algoritmo adiciona aleatoriedade extra ao modelo, quando está criando as árvores. Ao invés de procurar pela melhor característica ao fazer a partição de nodos, ele busca a melhor característica em um subconjunto aleatório das características. Este processo cria uma grande diversidade, o que geralmente leva a geração de modelos melhores (SHI; HORVATH, 2006).

O Support Vector Machine (SVM, ou Máquina de Suporte Vetorial) é um algoritmo de aprendizagem supervisionada, cujo objetivo é classificar determinado conjunto de pontos de dados que são mapeados para um espaço de características multidimensionais, usando uma função kernel, abordagem utilizada para classificar problemas. Nela, o limite de decisão no espaço de

entrada é representado por um hiperplano em dimensão superior no espaço. De maneira mais simplificada, o SVM realiza a separação de um conjunto de objetos com diferentes classes, ou seja, utiliza o conceito de planos de decisão (BEN-HUR *et al.*, 2001; SMOLA; SCHÖLKOPF, 2004).

O algoritmo Naïve Bayes é um classificador probabilístico baseado no “Teorema de Bayes”, que trabalha com suposição de independência entre os preditores. Em termos simples, um classificador Naïve Bayes assume que a presença de uma característica particular em uma classe não está relacionada com a presença de qualquer outro recurso. É um modelo de fácil construção e particularmente útil para grandes volumes de dados (ARIDAS *et al.*, 2016; LEE *et al.*, 2001).

CAPÍTULO 3

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi parte de um projeto de pesquisa submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), com a seguinte identificação de aprovação: 318.962.

Para este estudo transversal, uma amostragem por conveniência foi utilizada.

3.1 SUJEITOS DA PESQUISA

Conforme representado pela Tabela 3.1, dez participantes com artropatias da ATM (GART; 6 mulheres, 4 homens; idade, 35 ± 10 anos), sendo 2 deles com deslocamento do disco sem redução e com abertura limitada, 1 com artralgia e limitação de abertura, 1 com deslocamento do disco sem redução e sem abertura limitada, e 6 com deslocamento do disco com redução; e dez participantes com miopatias (GMIO; 7 mulheres, 3 homens; idade, 36 ± 8 anos), sendo 4 deles com dor miofascial com abertura limitada e 6 com dor miofascial; que compareceram em nossa instituição na clínica de extensão PRODAE-UFU (Programa de Acolhimento, Tratamento e Controle de Pacientes com Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial da Universidade Federal de Uberlândia) em busca de tratamento foram selecionados para este estudo. Outros vinte voluntários sem sinais e/ou sintomas de DTM (GC, 15 mulheres, 5 homens; idade, 22 ± 4 anos) foram recrutados para compor o grupo controle (discentes da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia) para a referida pesquisa. Para a seleção da amostra, uma triagem prévia foi realizada por um profissional experiente, na qual os voluntários foram submetidos a uma avaliação clínica guiada pelo questionário 'Research Diagnostic Criteria for

Temporomandibular Disorders' (RDC/TMD), o qual objetivou padronizar o diagnóstico e classificar diferentes tipos de DTM (DWORKIN; LERESCHE, 1992). Os voluntários receberam informações sobre os objetivos do estudo e foram instruídos sobre a coleta. Todos os sujeitos que compuseram a amostra assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido fornecido pelos pesquisadores. O objetivo de separar em dois grupos patológicos, ao invés de um para cada subclassificação de DTM, foi de realizar a tentativa de identificar parâmetros (combinados ou não) que diferenciasssem, além do grupo controle (sem DTM), artropatas e miopatas quanto ao padrão biomecânico mandibular, simplificando mais o diagnóstico.

Apesar de os grupos não serem comparáveis em termos de idade, a nossa revisão de literatura indica que para adultos jovens (20-40 anos de idade), assim como os indivíduos que compõem esta amostra, não existe diferença significativa na extensão dos movimentos de abertura da boca. Estudos não encontraram ligação entre as diferenças da dinâmica mandibular com idade e gênero (BUSCHANG; HAYASAKI; THROCKMORTON, 2000; KHARE *et al.*, 2012; WALKER; BOHANNON; CAMERON, 2000).

Todos os cuidados foram tomados para que a identidade dos sujeitos da amostra fosse resguardada, sendo a identificação dos mesmos realizada por sequências numéricas pré-determinadas.

Tabela 3.1. Características gerais dos grupos Controle (GC), Artropatia (GART) e Miopatia (GMIO).

Características	GC (n = 20)	GART (n = 10)	GMIO (n = 10)
Idade (anos) Média / Desvio Padrão	22 ± 4	35 ± 10	36 ± 8
n-M	5	4	3
n-F	15	6	7
n-AL	-	2	4
n-Dor	-	3	10
n-DD +R	-	6	-
n-DD -R	-	3	-
n-Artralgia	-	1	-
n-DM	-	-	10

n: número/quantidade de participantes; n-M: número de participantes do sexo masculino; n-F: número de participantes do sexo feminino; n-AL: número de participantes com limitação de abertura bucal; n-Dor: número de participantes com dor; n-DD +R: número de participantes com deslocamento de disco com redução; n-DD -R: número de participantes com deslocamento de disco sem redução; n-Artralgia: número de participantes com artralgia; n-DM: número de participantes com dor miofascial.

3.2 CAPTURA/REGISTRO DOS DADOS CINEMÁTICOS

Utilizou-se um sistema de captura óptico, constituído por câmeras infravermelhas (OptiTrack Flex V100, NaturalPoint, Corvallis, OR, USA) (Figura 3.2.1), e marcadores reflexivos. Cada câmera pode realizar a captura de 100 frames por segundo. Os marcadores reflexivos são caracterizados pelo conjunto de marcadores dispostos na face e uma ponteira que é fixada à face vestibular dos incisivos inferiores e tecido gengival, com contorno labial, contendo um marcador afixado em sua extremidade (esfera revestida por material

retroreflexivo de diâmetro de 10 mm).

A Figura 3.2.2 traz uma representação esquemática adaptada de publicação própria para demonstrar o fluxo de aquisição do registro dos movimentos mandibulares, onde *a*, *b* e *c* identificam o marcador primário que é fixado sobre uma ponteira customizada na região dos dentes incisivos inferiores com vista frontal, sagital e axial; *a'* representa a esfera reflexiva ('tracking marker') e *b'* a ponteira customizada que é confeccionada em fio de aço com contorno para o lábio inferior; *d* representa o conjunto de marcador primário e ponteira fixados na região a ser rastreada; *e* representa o conjunto de marcadores primário e secundários posicionados na face; *f* e *g* representam a calibração das câmeras e o dispositivo utilizado para esta finalidade; *h* representa a visualização do movimento em tempo real; *i* e *j* representam software customizado utilizado e dados exportados.



Figura 3.2.1 – Câmeras infravermelhas OptiTrack Flex V100, NaturalPoint, Corvallis, OR, USA.

Fonte: <http://www.optitrack.com>

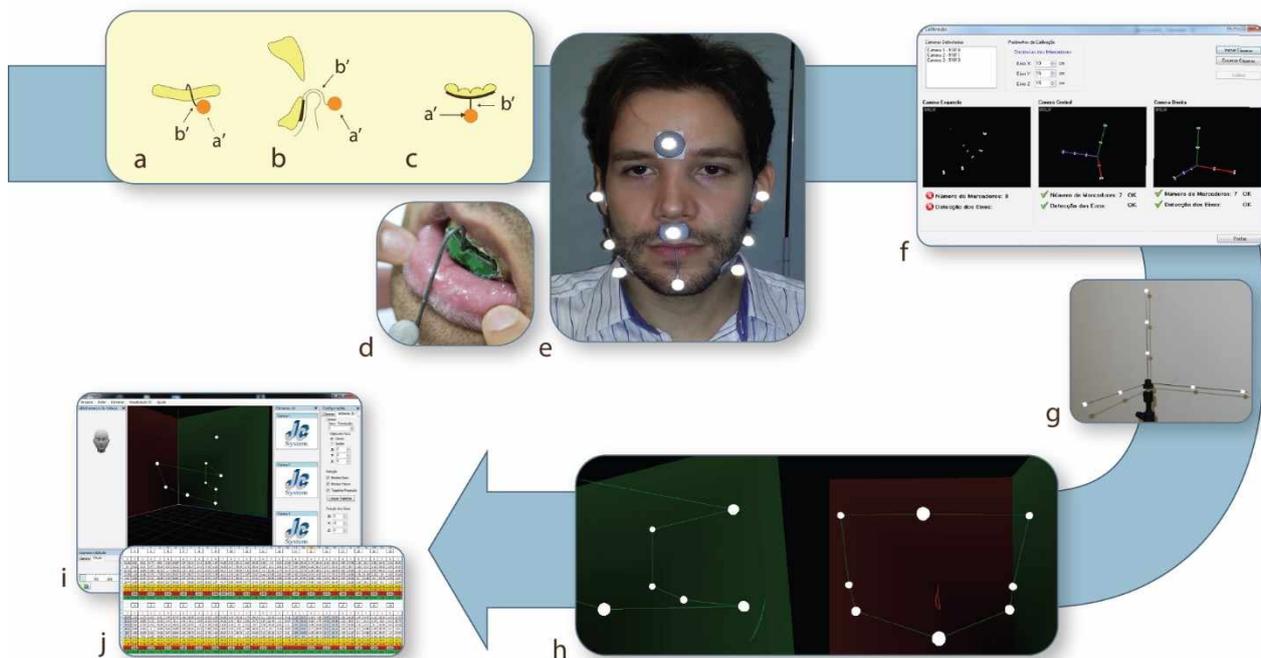


Figura 3.2.2 – Figura esquemática adaptada de publicação própria para demonstrar o fluxo de aquisição do registro dos movimentos mandibulares.

Fonte: DA CUNHA *et al.*, 2017.

Como o movimento do marcador primário corresponde ao movimento dos incisivos inferiores, conseqüentemente corresponde também ao de toda a mandíbula, visto que pertencem ao mesmo sistema ósseo rígido, e essa movimentação pode ser utilizada como parâmetro de aquisição de dados da movimentação condilar (MINAMI *et al.*, 2011). O movimento da cabeça foi descontado utilizando como referência o marcador fixado na região da testa (glabella). Não foi utilizado sistema de referência local.

A ponteira foi fixada na região intrabucal através do uso inicial de godiva de baixa fusão (Godibar, Lysanda, São Paulo, SP, Brasil), que serviu de pré-molde, com subsequente colagem do conjunto com pasta zinco-enólica (Pasta Lysanda, Lysanda), que conferiu adesividade eficiente para a fixação da ponteira. Este conjunto de fixação não interfere sobre a oclusão dentária durante os movimentos. O segmento da haste que consiste o contorno labial elimina qualquer compressão do tecido labial inferior e superior, o que poderia levar a

interferência nos movimentos. A ponteira não apresenta nenhum desconforto, e devido às suas características (material não cortante, liso, polido e esterilizável por qualquer método) não apresenta risco de corte, oxidação ou contaminação (não invasivo). Antes e após cada uso, a mesma foi devidamente esterilizada.

Foram fixados oito marcadores secundários sobre a pele, cujas trajetórias não foram estudadas diretamente. Entretanto, a posição dos mesmos foi utilizada para melhor visualização tridimensional dos movimentos mandibulares registrados.

Antes do registro dos movimentos, é realizada a calibração das câmeras para que as mesmas reconheçam espacialmente o cenário da captura dos movimentos, e para isto é utilizado um dispositivo confeccionado com fios de aço inoxidável soldados entre si (item *g* da Figura 3.2.2), seguindo a conformação de tríade ortogonal, reproduzindo os eixos espaciais X, Y e Z (Figura 3.2.3), juntamente com sete marcadores dispostos.



Figura 3.2.3 – Representação dos eixos de coordenadas espaciais considerados nesta pesquisa.

Fonte: DA CUNHA *et al.*, 2017.

Após a correta fixação da ponteira e dos marcadores, estando o indivíduo sentado em posição ortostática, com o Plano de Frankfurt (linha que passa nos pontos Pório e Orbitário nas análises cefalométricas) paralelo ao solo, em uma

cadeira comum com apoio para cabeça, foram posicionadas as três câmeras infravermelhas em seus respectivos tripés na seguinte disposição: câmeras laterais foram posicionadas horizontalmente a 1 metro de distância do paciente, e a câmera central a 1,3 metros, de forma que as câmeras laterais formassem um ângulo de 60° com a câmera central; as três câmeras foram posicionadas verticalmente 20 centímetros acima da linha da cabeça (Figura 3.2.4)

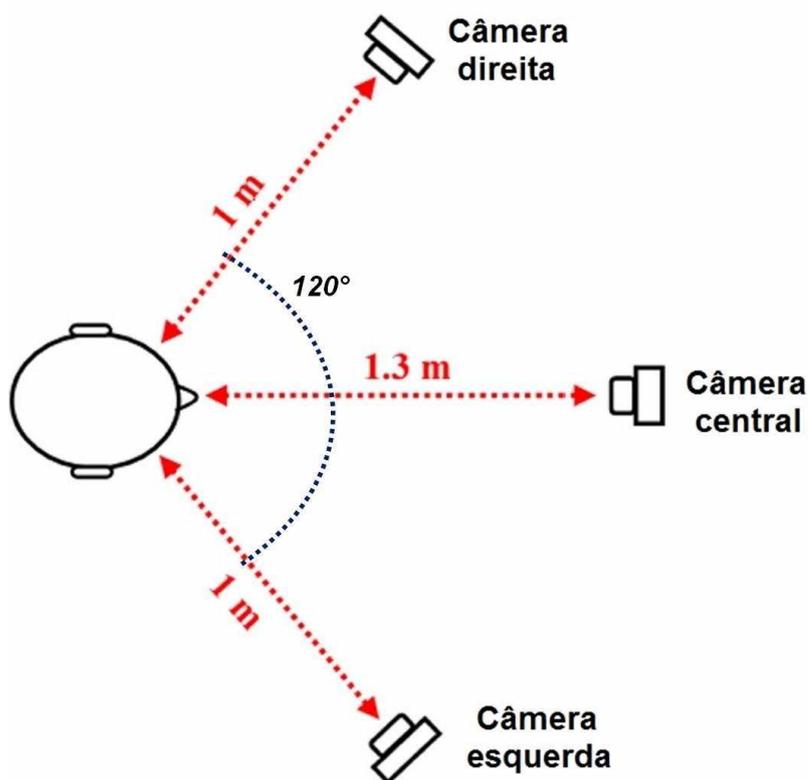


Figura 3.2.4 – Conformação espacial horizontal das câmeras.

Fonte: ilustração própria.

Após treinamento prévio, foram realizadas seis repetições sequenciais dos seguintes movimentos e com a consideração dos seguintes parâmetros:

- Máxima extensão de abertura bucal livre e sem auxílio, e fechamento, com os seguintes parâmetros mensurados: deslocamento no eixo Y (AFY), deslocamento no eixo X (AFX), desvios laterais de abertura e fechamento no eixo X (DLAX/DLFX), velocidades de abertura (VA) e fechamento

(VF). Os movimentos foram realizados sem forçar além do limite de conforto. A Figura 3.2.5 demonstra como AFX, AFY, DLAX e DLFX foram calculados;

- Lateralidades esquerda e direita com máxima translação lateral (ida e volta), com o seguinte parâmetro mensurado: deslocamento no eixo X (LEX/LDX);
- Protrusão e retrusão com os dentes em contato e com máxima translação anterior, com a mensuração dos seguintes parâmetros: deslocamento no eixo Z (PZ), desvios laterais de protrusão no eixo X (DLPX) e velocidade de protrusão (VPZ).

Os movimentos foram conduzidos de forma não padronizada quanto à velocidade de execução, tendo sido recomendado para os participantes que os realizassem em uma velocidade confortável de execução.

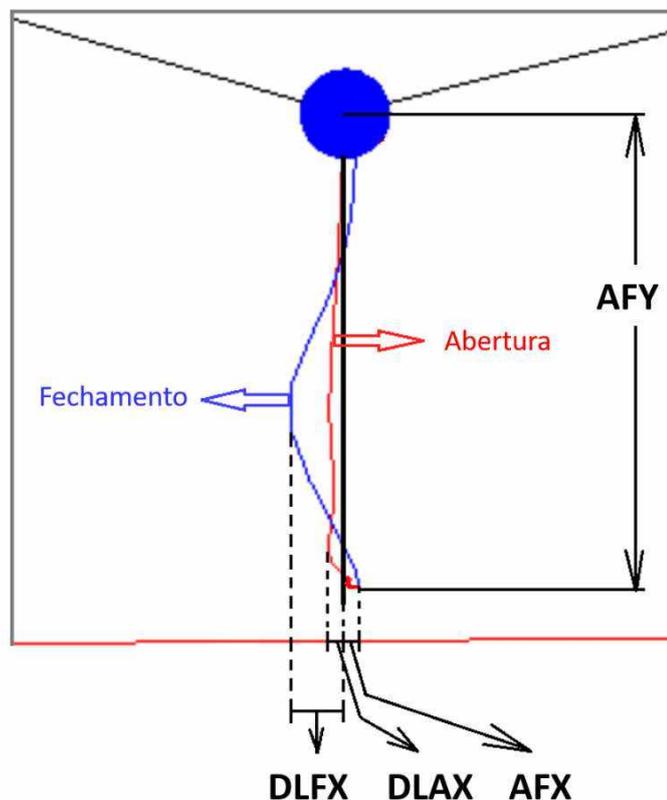


Figura 3.2.5 – Parâmetros mensurados dos movimentos de abertura e fechamento.

As coordenadas reconstruídas dos nove marcadores foram atenuadas utilizando um filtro digital Butterworth com 4 polos, e uma frequência de corte de 8 Hz, visto que os movimentos voluntários da mandíbula associados aos tremores mandibulares podem alcançar uma frequência de 6 a 7 Hz. Desta maneira, os ruídos de frequência menores que 8 Hz são atenuados, dando um aspecto mais contínuo e liso na trajetória do movimento (BELLOMO JR., 2015).

Na etapa de exportação dos dados, o operador escolhe o tipo de movimento a ser analisado, e a seguir, identifica o frame inicial, máximo e final do movimento em cada uma das seis repetições. Subsequentemente, o sistema gera um conjunto de números expressos em um arquivo com extensão .txt como demonstrado na Tabela 3.2.1.

Tabela 3.2.1. Dados dos movimentos exportados pelo software Jaw Capture.

1	2	3	4	5	6	7	8
AF1	169	207	233	1,77	41,50	31,43	36,02
AF2	298	479	657	0,33	46,47	34,54	41,46
AF3	688	870	1005	0,86	46,63	37,19	43,50
AF4	1030	1182	1325	1,33	50,54	40,37	45,27
AF5	1350	1545	1685	0,19	53,69	43,52	48,82
AF6	1704	1869	2019	1,40	54,71	44,35	50,38

Cada repetição do movimento é identificada pelas abreviaturas como AF1...AF6 na coluna 1 (no exemplo acima, do movimento de abertura e fechamento – AF).

Nas seis sequências numéricas acima, as três primeiras colunas subsequentes à coluna 1 expressam os frames de início (coluna 2), ponto máximo (coluna 3), e final (coluna 4) do movimento, e na sequência, as quatro colunas seguintes expressam a extensão do movimento em milímetros, nos

eixos X, Y e Z, sendo a última coluna correspondente à extensão do movimento descontando o movimento da cabeça no eixo Y.

A velocidade média dos movimentos foi calculada utilizando a relação entre o deslocamento e o tempo de execução de cada movimento. A Tabela 3.2.2 representa as médias e desvios padrões para cada estimado parâmetro dos grupos.

Tabela 3.2.2. Médias e desvios padrões (DP) para cada parâmetro dos grupos.

Parâmetro	GC		GART		GMIO	
	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>
AFX (mm)	1,22	0,66	1,76	1,11	2,67	1,19
AFY (mm)	40,43	6,40	48,75	9,93	38,87	9,27
LEX (mm)	9,84	3,11	10,79	3,57	10,79	3,76
LDX (mm)	9,77	3,55	11,10	2,37	11,27	3,51
PZ (mm)	7,50	2,44	7,25	2,93	8,24	2,21
DLAX (mm)	1,99	0,55	3,38	1,09	3,32	1,15
DLPX (mm)	2,22	0,97	4,00	3,48	4,17	2,62
DLPX (mm)	2,31	1,50	1,75	0,60	3,06	1,37
VA (mm s ⁻¹)	76,71	28,4	29,46	7,7	30,25	6,35
VF (mm s ⁻¹)	78,71	27,5	30,12	9,94	32,64	5,88
VPZ (mm s ⁻¹)	14,87	2,5	6,21	0,93	6,58	2,24

(GC, Grupo controle; GART, Grupo artropata; GMIO, Grupo miopata; AFX/AFY- Máxima extensão de abertura bucal livre e sem auxílio, e fechamento projetados nos eixos X e Y; LEX- Lateralidade esquerda projetada no eixo X; LDX- Lateralidade direita projetada no eixo X; PZ- Protrusão no eixo Z; DLAX – Desvios laterais de abertura projetados no eixo X; DLPX - Desvios laterais de fechamento projetados no eixo X; DLPX - Desvios laterais de protrusão

projetados no eixo X; VA – Velocidade de abertura; VF – Velocidade de fechamento; VPZ – Velocidade de protrusão)

As filmagens foram obtidas pelo software customizado Jaw Capture (FURTADO *et al.*, 2013) (Laboratório de Engenharia Biomédica, Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, MG, Brasil), que registrou as trajetórias dos movimentos descritos anteriormente, bem como a velocidade de execução dos mesmos após a exportação dos dados.

Este estudo segue os critérios epidemiológicos estabelecidos mundialmente para pesquisas observacionais ‘Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology statement for cross-sectional studies’ (STROBE) (ELM *et al.*, 2007).

3.3 TRATAMENTO DE DADOS

Numa primeira etapa os dados foram analisados conforme a normalidade e homocedasticidade das variâncias, onde não foi encontrada normalidade em todos os dados. Desta forma, aplicou-se o teste não-paramétrico ‘Conover-Iman Test of Multiple Comparisons Using Rank Sums’ e correção de Bonferroni. Um nível de significância de 5% foi utilizado para este estudo. Para a realização desses testes estatísticos foi utilizado o software ‘R’ (R Foundation for Statistical Computing; Viena, Áustria).

Na segunda etapa, os dados foram então normalizados com o uso de z-score, para que cada ponto dentro do conjunto de dados esteja dentro de uma mesma escala. A fórmula da normalização pelo z-score de um dado valor é:

$$zS = \left(\frac{value - \mu}{\sigma} \right),$$

onde μ representa o valor médio da característica, e σ representa o desvio padrão da característica.

Em seguida os dados foram separados conforme os grupos para propósitos de classificação. A partir do conjunto de dados de cada grupo, foram extraídos dois subgrupos, sendo um com metade dos dados para a criação do modelo de treinamento, e outro, com a outra metade dos dados, para a validação do classificador. Para os subgrupos do modelo e do treinamento, os dados originais foram randomizados e realocados mil vezes. Para isto, utilizou-se o software 'Matlab' (ver. 9.4.0.813654 [R2018a], The Mathworks, Inc.; Natick, Massachusetts, Estados Unidos).

As métricas mais comuns no cálculo de distância entre dois pontos (a mais utilizada é a distância euclidiana) são:

Seja $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ e $Y = (y_1, y_2, \dots, y_n)$ dois pontos do \mathfrak{R}^n .

- A distância Euclidiana (I) entre X e Y é dada por:

$$(I) d(x,y) = \sqrt{(x_1 - y_1)^2 + (x_2 - y_2)^2 + \dots + (x_n - y_n)^2}.$$

- A distância Manhattan (II) entre X e Y é dada por:

$$(II) d(x,y) = |x_1 - y_1| + |x_2 - y_2| + \dots + |x_n - y_n|.$$

- A distância Minkowski (III) entre X e Y é dada por:

$$(III) d(x,y) = (|x_1 - y_1|^q + |x_2 - y_2|^q + \dots + |x_n - y_n|^q)^{1/q}, \text{ onde } q \in \mathbb{N}.$$

Esta distância é a generalização das duas distâncias anteriores. Quando $q = 1$, esta distância representa a distância de Manhattan, e quando $q = 2$, a distância Euclidiana.

Sendo assim, se cada variável possuir um peso relativo à sua importância, a distância Euclidiana ponderada (IV) pode ser representada como:

$$(IV) d(x,y) = \sqrt{w_1(x_1 - y_1)^2 + w_2(x_2 - y_2)^2 + \dots + w_n(x_n - y_n)^2}.$$

Para criar o modelo preditivo para cada um dos três grupos, o classificador k-NN foi utilizado com distância euclidiana. O classificador k-NN é muito conhecido e utilizado por ser um método que não precisa de suposições prévias da distribuição dos dados (ALTMAN, 1992; LI, ZHENLONG; ZHANG; ZHAO, 2017; MA *et al.*, 2014; POLAT, 2012; SUBASI, 2013).

Os algoritmos Random Forest, Naïve Bayes e Support Vector Machine foram aplicados posteriormente para comparação com o método k-NN (utilizado como método principal neste estudo).

Para avaliação dos quatro métodos classificadores, foram calculados os parâmetros sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia.

A Sensibilidade (SENSIB) afere a quantidade de positivos que foram corretamente classificados como positivos (verdadeiros positivos), ou seja, é a capacidade que o teste apresenta de detectar que um indivíduo que pertence ao grupo miopata seja realmente miopata, por exemplo.

A Especificidade (ESPEC) afere a quantidade de negativos que foram corretamente classificados (verdadeiros negativos), ou seja, é a capacidade de identificar que certo indivíduo não pertence realmente àquele grupo.

A Precisão / Reprodutibilidade / Repetibilidade (PREC) é a habilidade do teste em produzir resultados consistentes (quase os mesmos resultados) quando realizados independentemente, repetidamente e sob as mesmas condições.

A Acurácia/Validade/Exatidão (ACUR) refere-se ao grau em que o teste ou uma estimativa baseada em um teste é capaz de determinar o verdadeiro valor do que está sendo medido. A acurácia informa se os resultados representam a “verdade” ou o quanto se afastam dela. Como exemplo, o eletrocardiograma (ECG) é um teste de maior validade, quando comparado à auscultação cardíaca feita com o estetoscópio, no intuito de detectar alterações cardiovasculares.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS

Do ponto de vista qualitativo, através de uma análise visual de traçados dos movimentos é possível identificar diferenças nos padrões biomecânicos entre os grupos, onde observa-se maior tendência de irregularidades/inconstâncias, seja por desvios laterais e/ou deflexões, em indivíduos miopatas. As Figuras 4.1.1-5 mostram exemplos de cada grupo.

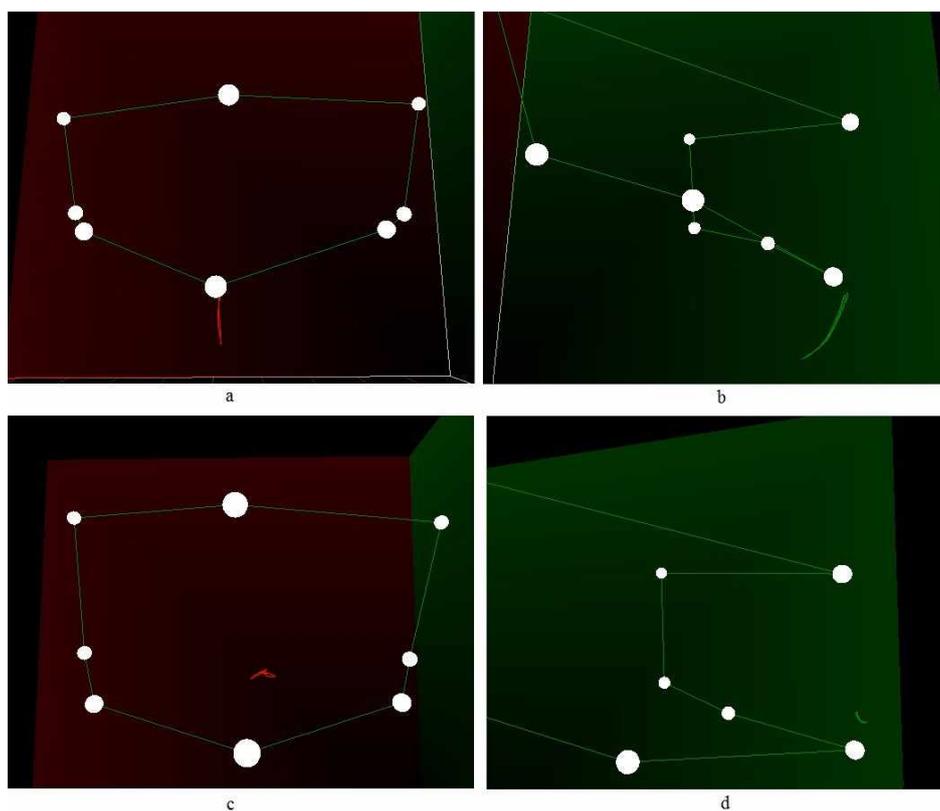


Figura 4.1.1 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano frontal e sagital (a, b); lateralidade direita e esquerda no plano frontal (c); e protrusão no plano sagital (d) em um indivíduo assintomático.

Fonte: imagens autorais, retiradas do software Jaw Capture.

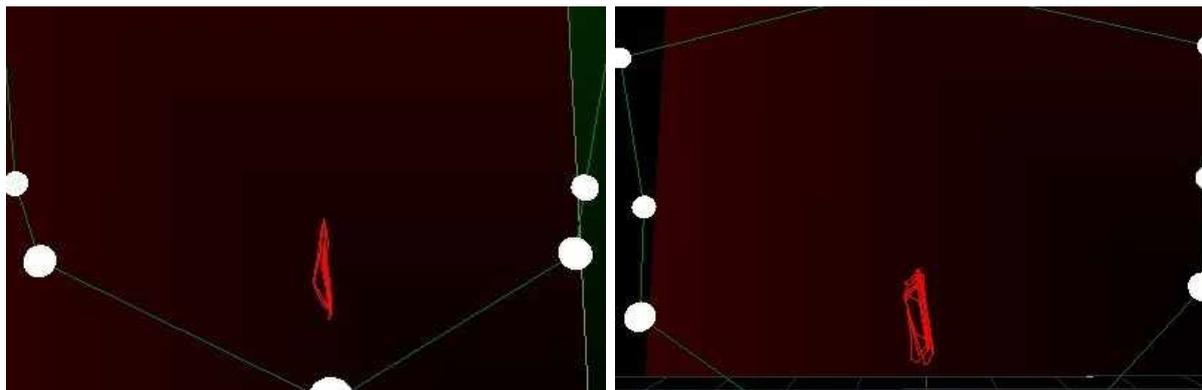


Figura 4.1.2 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano frontal em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).

Fonte: imagens autorais, retiradas do software Jaw Capture.

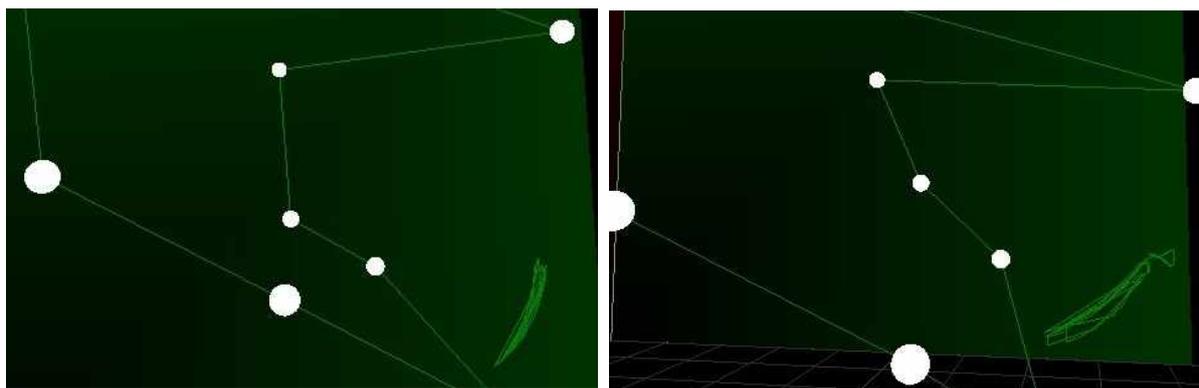


Figura 4.1.3 – Representação dos traçados dos movimentos de abertura máxima e fechamento no plano sagital em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).

Fonte: imagens autorais, retiradas do software Jaw Capture.

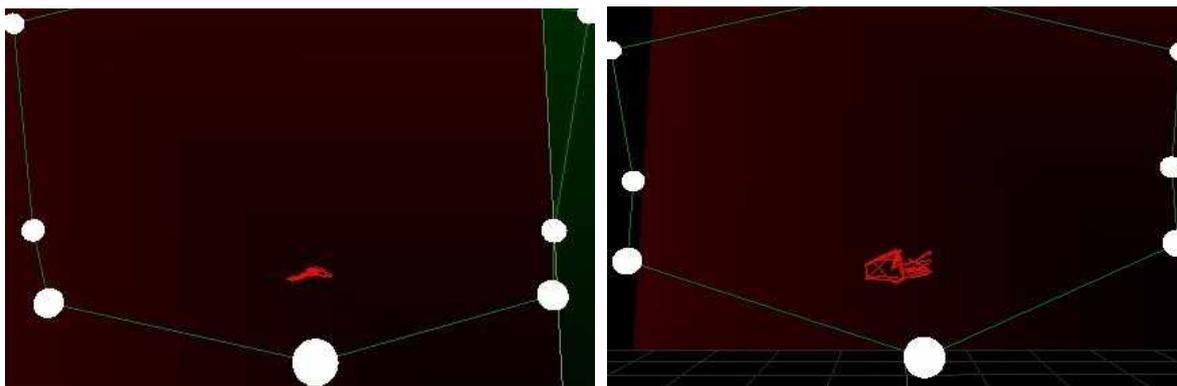


Figura 4.1.4 – Representação dos traçados dos movimentos de lateralidade no plano frontal em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).

Fonte: imagens autorais, retiradas do software Jaw Capture.

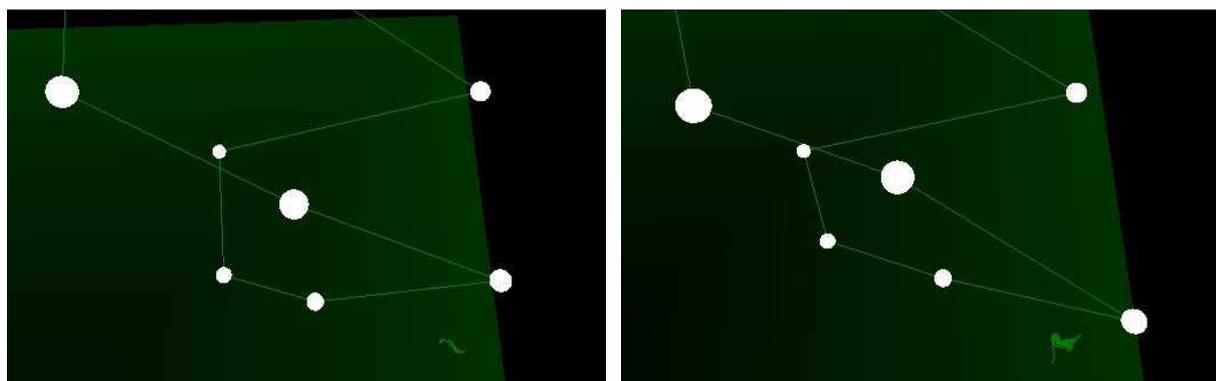


Figura 4.1.5 – Representação dos traçados dos movimentos de protrusão no plano sagital em um indivíduo artropata (esquerda) e miopata (direita).

Fonte: imagens autorais, retiradas do software Jaw Capture.

Os resultados da Tabela 4.1 demonstram que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos controle e artropata (GCxGART) para a variável Abertura e Fechamento no eixo Y (AFY), tendo o grupo GART atingido os maiores valores de deslocamento. Para a variável do mesmo movimento no eixo X (AFX), houve diferença estatisticamente significativa entre

os grupos controle e miopata (GCxGMIO), tendo o grupo GMIO atingido os maiores valores de deslocamento.

Além disso, a análise dos desvios laterais no eixo X revelou que durante os movimentos de abertura e fechamento bucal houve diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos de patologias quando comparados com o grupo controle (GCxGART e GCxGMIO em DLAX e DLFX, tendo os grupos GART e GMIO atingido os maiores valores de deslocamento lateral), e entre os grupos de patologias (GARTxGMIO, tendo o grupo GMIO atingido os maiores valores de deslocamento lateral) para os desvios laterais de protrusão no eixo X (DLPX) (Tabela 4.1).

Houve diferença estatisticamente significativa também nas velocidades de execução dos movimentos funcionais da mandíbula de ambos os grupos de patologias quando comparados com o grupo controle (GCxGART – nos parâmetros de velocidade de abertura: VA, velocidade de fechamento: VF, e velocidade de protrusão: VPZ; e para a comparação GCxGMIO – VA, VF e VPZ, tendo os grupos GART e GMIO atingido os menores valores para velocidade dos movimentos).

Em suma, indivíduos com qualquer tipo de DTM demonstraram mais desvios/deflexões laterais nos movimentos de abertura e fechamento quando comparados com indivíduos assintomáticos (do grupo controle), e adicionalmente, o grupo miopata demonstrou a presença de mais desvios laterais nos movimentos de protrusão do que os demais grupos.

Tabela 4.1. Diferenças entre os grupos para os parâmetros dos movimentos mandibulares, segundo o teste 'Conover-Iman Test of Multiple Comparisons Using Rank Sums' e correção de Bonferroni ($p < 0,05$).

Parâmetro de movimento	GC x GART (p-valor)	GC x GMIO (p-valor)	GART x GMIO (p-valor)
AFX	ns	0,0018	ns
AFY	0,0211	ns	ns
LEX	ns	ns	ns
LDX	ns	ns	ns
PZ	ns	ns	ns
DLAX	0,0001	0,0005	ns
DLFX	0,0212	0,0139	ns
DLPX	ns	0,007	0,001
VA	0,001	0,0011	ns
VF	0,001	0,0013	ns
VPZ	0,001	0,0025	ns

(GC, Grupo controle; GART, Grupo artropata; GMIO, Grupo miopata; AFX/AFY- Máxima extensão de abertura bucal livre e sem auxílio, e fechamento projetados nos eixos X e Y; LEX- Lateralidade esquerda projetada no eixo X; LDX- Lateralidade direita projetada no eixo X; PZ- Protrusão no eixo Z; DLAX- Desvios laterais de abertura projetados no eixo X; DLFX- Desvios laterais de fechamento projetados no eixo X; DLPX- Desvios laterais de protrusão projetados no eixo X; VA- Velocidade de abertura; VF- Velocidade de fechamento; VPZ- Velocidade de protrusão; ns- não significativo)

Visto a presença de parâmetros que de forma conjugada podem servir para separar os grupos, realizou-se a classificação de dados com os algoritmos k-NN, Random Forest, Naïve Bayes e Support Vector Machine.

Os parâmetros sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia dos modelos classificadores são demonstrados na Tabela 4.2, sendo o algoritmo k-NN o que atingiu os melhores resultados.

Tabela 4.2. Variação de sensibilidade (SENSIB), especificidade (ESPEC), precisão (PREC) e acurácia (ACUR) - Valores com intervalo de confiança de 95%.

	k-NN			
Grupo	SENSIB	ESPEC	PREC	ACUR
GART	0.9498-0.9569	0.9752-0.9777	0.9308-0.9372	0.9695-0.9719
GMIO	0.8657-0.8753	0.9887-0.9905	0.9647-0.9701	0.9585-0.9612
GC	0.9765-0.9797	0.9384-0.9435	0.9422-0.9467	0.9580-0.9610
	Random Forest			
GART	0.6822-0.6882	0.8828-0.8850	0.6621-0.6663	0.8333-0.8351
GMIO	0.6620-0.6680	0.8952-0.8970	0.6796-0.6838	0.8374-0.8392
GC	0.7882-0.7918	0.7933-0.7969	0.7933-0.7961	0.7915-0.7937
	Naive Bayes			
GART	0.7080-0.7184	0.8612-0.8656	0.6351-0.6431	0.8238-0.8278
GMIO	0.5545-0.5657	0.9406-0.9442	0.7661-0.7771	0.8450-0.8486
GC	0.8382-0.8440	0.7658-0.7724	0.7840-0.7888	0.8031-0.8071
	Support Vector Machine			
GART	0.7893-0.7991	0.7849-0.7939	0.7885-0.7965	0.7881-0.7955
GMIO	0.7849-0.7939	0.7893-0.7991	0.7921-0.8005	0.7881-0.7955
GC	0.8816-0.8876	0.7668-0.7768	0.7952-0.8026	0.8253-0.8311

CAPÍTULO 5

5. DISCUSSÃO

Estudos prévios reportaram que a atividade dos músculos mastigatórios e o deslocamento mandibular durante os movimentos funcionais e a mastigação demonstram uma variação considerável entre diferentes indivíduos e até mesmo entre os ciclos de movimentos de uma mesma pessoa, fato que coincidiu com os achados deste presente estudo (MINAMI *et al.*, 2011).

De acordo com a literatura científica, quando os incisivos se deslocam lateralmente, a cabeça da mandíbula contralateral se move para baixo e para frente. Desta forma, a movimentação dos incisivos inferiores pode ser utilizada como parâmetro para avaliar também a movimentação condilar, visto que ambas as estruturas formam parte de um mesmo sistema ósseo rígido (PIEHSLINGER *et al.*, 1993). Devido ao fato da translação condilar não se alterar significativamente, as limitações da cápsula articular, ligamentos e músculos envolvidos nos movimentos protrusivos e laterais não estão sujeitas ao relaxamento/estiramento com os movimentos repetitivos. Desta forma, isso não causa um aumento na amplitude desses movimentos, tanto de ida quanto de volta (BUSCHANG *et al.*, 2001), fato que coincide com os achados deste presente estudo, visto que não foi observado aumento ou redução de amplitude nos movimentos excursivos da mandíbula.

Apesar de não haver consenso na literatura a respeito de qual seria a amplitude de abertura bucal máxima considerada como padrão de normalidade, principalmente pela variabilidade anatômica, em nosso estudo verificamos diferença significativa entre grupo controle e artropata para a variável abertura e fechamento no eixo Y (AFY). A extensão média desses movimentos para o grupo artropata foi maior do que a apresentada para o grupo controle, fato que não é correlacionado com a existência da DTM articular nestes indivíduos, apesar da

hipermobilidade articular generalizada estar associada ao desenvolvimento de sinais e sintomas de DTM (PASINATO *et al.*, 2011). A presença de um ou mais indivíduos na amostra com hipermobilidade articular pode influenciar os resultados. Para o referido grupo, a menor extensão de AFY encontrada foi de 34,16 mm, enquanto seis indivíduos apresentaram abertura máxima maior que 50,0 mm, sendo a maior extensão encontrada de 63,03 mm.

No estudo realizado por Miyawaki (MIYAWAKI *et al.*, 2001), o objetivo primário foi investigar a influência do deslocamento discal com redução unilateral na dinâmica condilar, comparando com indivíduos assintomáticos (sem DTM), sendo que uma diferença significativa foi encontrada para a variável AFY ($38,6 \pm 5,0$ mm para o grupo com DTM, e $44,8 \pm 6,4$ mm para o grupo controle), e na máxima velocidade de fechamento entre os grupos ($87,4 \pm 27,4$ mm/s para o grupo com DTM e $152,5 \pm 66,0$ mm/s para o grupo controle).

Hansdottir & Bakke (HANSDOTTIR; BAKKE, 2004) obtiveram em seu estudo diferenças significativas em relação aos achados para a variável AFY. O objetivo do mesmo foi avaliar o efeito clínico da artralgia durante as funções mandibulares, através de comparações de gravações desses movimentos entre participantes com condições dolorosas da ATM e participantes controle (assintomáticos). Uma diferença significativa ($p = 0,00003$) foi achada em relação a AFY ($42,0 \pm 8,8$ mm para indivíduos com dor articular e $52,0 \pm 3,6$ mm para o grupo controle), e na máxima velocidade de fechamento na mastigação ($p = 0,03$, com $142,0 \pm 46,0$ mm/s para o grupo artropata e $173,0 \pm 43,2$ mm/s para o grupo controle), além de diferenças significativas nos ciclos mastigatórios e força de mordida medida em molares. Apesar da média geral para AFY ter se apresentado maior para o grupo artropata em nosso estudo, ao separarmos o mesmo em relação às subclassificações, dois indivíduos pertencentes a ele apresentaram abertura limitada também por deslocamento discal sem redução e artralgia (34,63 e 34,16 mm), comparáveis com os estudos realizados por Miyawaki e Hansdottir & Bakke.

Os resultados deste estudo também estão em concordância com os achados de Gallo *et al.* (GALLO *et al.*, 2006), que verificaram que os pacientes com DTM geralmente apresentam trajetórias mandibulares mais irregulares, com uma grande “flutuação” no espaço de movimentação. Lund *et al.* (LUND *et al.*,

1991) por sua vez inferiu em seu estudo que a disfunção ocorre como um processo adaptativo de proteção, e que não seria a causa da dor. De acordo com a hipótese de Travell's (TRAVELL; RINZLER; HERMAN, 1942) a dor é originada da disfunção, sendo que ela potencializa a mesma, criando um “círculo vicioso” que sustenta esta condição. Ainda de acordo com Lund *et al.*, este é um processo adaptativo usual, em que ocorre limitação na extensão e velocidade dos movimentos provavelmente para diminuir lesões e dor. A teoria do modelo de adaptação pela dor (do inglês, ‘The Pain Adaptation Model’) propõe que a dor causa mudanças na atividade muscular, resultando em limitação desses movimentos como mecanismo de proteção contra danos maiores (PECK; MURRAY; GERZINA, 2008). Desta forma, independentemente da hipótese utilizada, existe uma mudança no comportamento mandibular que pode ser mensurada e utilizada para caracterizar os grupos.

Outros estudos também avaliaram a velocidade dos movimentos mandibulares em indivíduos com DTM, tendo achado uma redução significativa na mesma para diversas funções desempenhadas pelo sistema estomatognático, como a fala e a mastigação, quando comparados com indivíduos assintomáticos (FARIAS GOMES *et al.*, 2010; TAUCCI; BIANCHINI, 2007). Estes resultados são semelhantes aos achados obtidos neste presente estudo, já que indivíduos com quaisquer tipos de DTM apresentaram redução estatisticamente significativa para a velocidade de execução dos movimentos funcionais mandibulares.

Visto a variedade de fontes de informação, métodos computacionais podem ajudar significativamente profissionais a descobrir tendências intrínsecas nos dados. Os métodos computacionais geralmente empregam a mineração de dados (do inglês, ‘data mining’) e algoritmos da aprendizagem de máquina, tornando-os ferramentas diagnósticas auxiliares para a tomada de decisões no diagnóstico definitivo (DE DUMAST *et al.*, 2018), assim como os objetivos apresentados por este presente estudo. Esses métodos também são utilizados para outras importantes finalidades, como por exemplo para a criação de tecnologias assistivas, assim como Bascil (2018) realizou em seu estudo, com a utilização de sinais eletroencefalográficos (EEG) durante a realização de movimentos laterais mandibulares para converter essas atividades em

comandos automatizados (BASCIL, 2018). Visto as vantagens e desvantagens que todos os recursos diagnósticos acessórios apresentam, desenvolver métodos auxiliares que são menos humanamente dependentes, e que possuem maior acurácia, com alta sensibilidade e especificidade, pode diminuir consideravelmente a possibilidade do erro diagnóstico (SINDEAUX *et al.*, 2014).

Pegorini *et al.* (2015) utilizaram a aprendizagem de máquina (redes neurais) para classificar o padrão mastigatório de ruminantes para diferentes tipos de comida (PEGORINI *et al.*, 2015). Alguns estudos utilizaram a classificação de dados principalmente com o uso de parâmetros qualitativos para avaliar a ATM e estruturas anexas, como por exemplo a variação da morfologia da superfície condilar para a identificação de osteoartroses (DE DUMAST *et al.*, 2018), a diferenciação por sinais sonoros como estalidos, crepitações (DJURDJANOVIC *et al.*, 2000). Somando outras finalidades, um dos principais objetivos visados pela maioria dos estudos tem sido o reconhecimento de padrões em formas, cores, texturas, dentre outros parâmetros qualitativos, com o intuito de identificar e/ou caracterizar computacionalmente e automaticamente diferentes tipos de lesões/alterações, seja fotograficamente, radiograficamente, tomograficamente, ou com o uso de qualquer outro recurso de imagem (BIRDAL *et al.*, 2016; LIN; HUANG; HUANG, 2012).

Haghnegahdar *et al.* (2018) utilizaram em seus estudos o algoritmo LBP (do inglês, 'Local Binary Patterns'), cujo método foi extrair características no processamento de imagens tomográficas para identificar diferenças estruturais condilares em pacientes com DTM, tendo aplicado posteriormente os algoritmos classificadores k-NN, Support Vector Machine, Naïve Bayes, Random Forest, e Ensembles para a combinação de predições dos vários métodos utilizados. O referido estudo concluiu que o algoritmo k-NN foi o método que atingiu os melhores resultados dentre todos os métodos classificadores utilizados, principalmente para diferenciar indivíduos saudáveis dos que possuíam alguma patologia, tendo atingido 92,42% de acurácia, 94,7% de sensibilidade e 90,15% de especificidade (HAGHNEGAHDAR *et al.*, 2018), fato que serviu como motivação principal para o uso dos mesmos métodos classificadores neste presente estudo. O algoritmo k-NN também foi o método que demonstrou resultados mais satisfatórios para acurácia, sensibilidade, especificidade e

precisão, sendo que o menor score obtido em nosso estudo foi para o parâmetro sensibilidade (SENSIB) para o grupo miopata apenas, variando de 86,5% a 87,5%. Todos os demais parâmetros (ESPEC, PREC, ACUR) para todos os grupos apresentaram níveis acima de 93%.

CAPÍTULO 6

6. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Nossa conclusão principal é que não há parâmetro único capaz de diferenciar os três grupos, porém, quando esses são analisados conjuntamente, uma quantidade de variáveis torna possível diferenciá-los. Possivelmente, a combinação de variáveis relevantes pode produzir uma variável composta para discriminar os três grupos. É importante ressaltar que a identificação destas relevantes variáveis é uma das principais contribuições deste estudo.

Diferenças significativas foram encontradas entre GCxGART para Abertura e fechamento no eixo Y (AFY); entre GCxGMIO para Abertura e fechamento no eixo X (AFX), e para as mensurações dos Desvios Laterais de abertura e fechamento no eixo X (DLAX, DLFX), Velocidade de abertura (VA), Velocidade de fechamento (VF), e Velocidade de protrusão (VPZ) para ambos (GCxGART e GCxGMIO). Em relação à comparação entre GARTxGMIO, houve diferença significativa apenas para os Desvios Laterais de protrusão no eixo X (DLPX). Desta forma, utilizar o parâmetro DLPX de forma combinada com qualquer um dos parâmetros DLAX, DLFX, VA e VF é suficiente para promover a diferenciação dos três grupos.

Indivíduos que apresentaram quaisquer classificações de DTM tenderam a ter neste estudo um padrão de movimentação mais irregular quando comparados com indivíduos assintomáticos, além de uma diminuição da velocidade de execução desses movimentos.

Os resultados obtidos com o algoritmo k-NN demonstraram que o método consegue separar os grupos com os melhores níveis de sensibilidade, especificidade, precisão e acurácia, quando comparado com os demais métodos.

O fato de termos obtido resultados que estão em conformidade com alguns achados da literatura científica infere que o método proposto pode servir como complemento no diagnóstico diferencial da DTM. Porém, é importante ressaltar que o presente método não deve ser utilizado como ferramenta exclusiva, visto que o diagnóstico definitivo é realizado apenas com a junção de todos os elementos que contribuem para com o diagnóstico, como os exames clínicos e de imagem.

Como limitações deste estudo, podemos citar o uso do RDC/TMD ao invés da nova versão DC/TMD, pelo fato de ainda não existir versão traduzida válida para o Português do Brasil, o que compromete a viabilidade de uso da mesma. Apesar dos resultados terem sido satisfatórios, a amostra utilizada pode ser considerada relativamente pequena, mesmo que alguns estudos demonstrem grande variabilidade em tamanho das amostras. Vários estudos compuseram amostras de tamanhos semelhantes ou até menores quando comparadas com o presente estudo (CHENG *et al.*, 2013; DE FELÍCIO *et al.*, 2007; GALLO *et al.*, 2008; HANSDOTTIR; BAKKE, 2004; JEMT; KARLSSON; HEDEGARD, 1979; KIM, DAE SEUNG *et al.*, 2008; KOAK; KIM; HEO, 2000; MANFREDINI *et al.*, 2012; MAPELLI *et al.*, 2016; MAZZETTO; HOTTA; PIZZO, 2010; MINAMI *et al.*, 2011; REMIJN *et al.*, 2016; TAUCCI; BIANCHINI, 2007).

Para estudos futuros, propõe-se o uso do DC/TMD, que pode contribuir para um diagnóstico mais acurado, incluindo as diversas novas subclassificações de DTM disponíveis, a realização de estudos prospectivos para comparação de pré e pós-tratamento, e também o uso de diferentes algoritmos classificadores para finalidade de comparação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1) AGGARWAL, Charu C. *Data classification : algorithms and applications*. [S.l.]: CRC Press, 2014. Disponível em: <https://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=qm_SBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=data+classification&ots=CSG6pl1MoD&sig=Gk98YgCkIDCgs4U8rb1dOSqYe_o#v=onepage&q=data+classification&f=false>. Acesso em: 11 fev. 2019.

2) ALTMAN, N S. An introduction to kernel and nearest-neighbor nonparametric regression. *American Statistician*, 1992.

<https://doi.org/10.2307/2685209>

3) ANDRADE, Alexandre; FRANCISCO, Cristiane; ALMEIDA, Cláudia. Evaluating the performance of parametric and non-parametric classifiers for identifying vegetal physiognomies. *Revista Brasileira de Cartografia*, v. 1, n. 66/2, 2014. Disponível em: <<http://www.lsie.unb.br/rbc/index.php/rbc/article/view/546>>.

4) ARIDAS, Christos *et al.* Increasing Diversity in Random Forests Using Naive Bayes. p. 75–86, 2016. Disponível em: <<https://hal.inria.fr/hal-01557627>>. Acesso em: 18 dez. 2019.

https://doi.org/10.1007/978-3-319-44944-9_7

5) ARISTIDOU, Andreas *et al.* *Style-based motion analysis for dance composition*. [S.l: s.n.], 2017.

<https://doi.org/10.1007/s00371-017-1452-z>

6) ASHINSKY, Beth G. *et al.* Predicting early symptomatic osteoarthritis in the human knee using machine learning classification of magnetic resonance images from the osteoarthritis initiative. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 35, n. 10, p. 2243–2250, 1 out. 2017. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/jor.23519>>. Acesso em: 20 abr. 2019.

7) BARTEL, DL; DAVY, DT; KEAVENY, TM. *Orthopaedic biomechanics : mechanics and design in musculoskeletal systems*. Upper Saddle River, NJ:

Pearson/Prentice Hall, 2006.

8) BARTLETT, Roger. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*. 2nd ed ed. New York: Routledge Taylor & Francis Group, 2007.

<https://doi.org/10.4324/9780203462027>

9) BASCIL, M. Serdar. A New Approach on HCI Extracting Conscious Jaw Movements Based on EEG Signals Using Machine Learnings. *Journal of Medical Systems*, v. 42, n. 9, p. 1–11, 2018.

<https://doi.org/10.1007/s10916-018-1027-1>

10) BELLOMO JR., Douglas Peres. *Caracterização de movimentos mandibulares na disfunção temporomandibular por meio de parâmetros cinemáticos*. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Uberlândia (UFU), 2015.

11) BEN-HUR, Asa *et al.* *Support Vector Clustering*. *Journal of Machine Learning Research*. [S.l: s.n.], 2001.

12) BIRDAL, Ramiz Gorkem *et al.* Automated lesion detection in panoramic dental radiographs. *Oral Radiology*, v. 32, n. 2, p. 111–118, 2016.

<https://doi.org/10.1007/s11282-015-0222-8>

13) BOCKHOLT, Ulrich *et al.* *Motion Capturing*. [S.l: s.n.], 2017.

https://doi.org/10.1007/978-3-662-52956-0_5

14) BOUVIER, Brice *et al.* *Upper Limb Kinematics Using Inertial and Magnetic Sensors: Comparison of Sensor-to-Segment Calibrations*. [S.l: s.n.], 2015. v. 15.

<https://doi.org/10.3390/s150818813>

15) BUSCHANG, P H *et al.* Incisor and mandibular condylar movements of young adult females during maximum protrusion and lateratrusion of the jaw. *Arch Oral Biol*, v. 46, n. 1, p. 39–48, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11163594>>.

[https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(00\)00096-0](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(00)00096-0)

16) BUSCHANG, P H; HAYASAKI, H; THROCKMORTON, G S. Quantification of

human chewing-cycle kinematics. *Arch Oral Biol*, v. 45, n. 6, p. 461–474, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10775675>>.

[https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(00\)00015-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(00)00015-7)

17) CHENG, H. Y. *et al.* Stress analysis during jaw movement based on vivo computed tomography images from patients with temporomandibular disorders. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 42, n. 3, p. 386–392, mar. 2013.

<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.07.005>

18) CHISNOIU, Andrea Maria *et al.* *Factors involved in the etiology of temporomandibular disorders - a literature review.* Clujul Medical. [S.l.]: Universitatea de Medicina si Farmacie Iuliu Hatieganu. , 2015

19) CIOFFI, Iacopo *et al.* Frequency of daytime tooth clenching episodes in individuals affected by masticatory muscle pain and pain-free controls during standardized ability tasks. *Clinical Oral Investigations*, v. 21, n. 4, p. 1139–1148, 9 maio 2017. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s00784-016-1870-8>>. Acesso em: 16 jan. 2019.

<https://doi.org/10.1007/s00784-016-1870-8>

20) CLARK, R.K.F.; WYKE, B.D. Contributions of temporomandibular articular mechanoreceptors to the control of mandibular posture: an experimental study. *Journal of Dentistry*, v. 2, n. 3, p. 121–129, 1 jan. 1974. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571274800060>>. Acesso em: 20 jan. 2019.

[https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(74\)80006-0](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(74)80006-0)

21) COSTA, Yuri Martins *et al.* Temporomandibular disorders and painful comorbidities: clinical association and underlying mechanisms. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, v. 123, n. 3, p. 288–297, 1 mar. 2017.

<https://doi.org/10.1016/j.oooo.2016.12.005>

22) DA CUNHA, D. V. *et al.* Real-time three-dimensional jaw tracking in temporomandibular disorders. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 44, n. 8, p. 580–

588, 2017.

<https://doi.org/10.1111/joor.12521>

23) DA SILVA, Luiza Maria Oliveira. *UMA APLICAÇÃO DE ÁRVORES DE DECISÃO, REDES NEURAIS E KNN PARA A IDENTIFICAÇÃO DE MODELOS ARMA NÃO-SAZONAIS E SAZONAIS*. 2005. PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO DE JANEIRO, Rio de Janeiro, Brazil, 2005. Disponível em: <http://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/Busca_etds.php?strSecao=resultado&nrSeq=7587@1>. Acesso em: 13 fev. 2019.

24) DAHAN, Haissam *et al.* Specific and number of comorbidities are associated with increased levels of temporomandibular pain intensity and duration. *Journal of Headache and Pain*, v. 16, n. 1, 27 dez. 2015.

<https://doi.org/10.1186/s10194-015-0528-2>

25) DE DUMAST, Priscille *et al.* A web-based system for neural network based classification in temporomandibular joint osteoarthritis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, v. 67, n. July 2017, p. 45–54, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2018.04.009>>.

<https://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2018.04.009>

26) DE FELÍCIO, Cláudia Maria *et al.* Desempenho mastigatório em adultos relacionado com a desordem temporomandibular e com a oclusão. *Pró-Fono Revista de Atualização Científica*, v. 19, n. 2, p. 151–158, 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-56872007000200003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>.

<https://doi.org/10.1590/S0104-56872007000200003>

27) DE SOUZA SILVA, Leonardo; AMAR DE AGUIAR, Ricardo Alexandre; MENESES COSTA, Hector Reynaldo. *COMPORTAMENTO DINÂMICO DE UMA MANDÍBULA HUMANA ATRAVÈS DA CURVA DE BENNET*. . [S.l: s.n.], 2006.

28) DJURDJANOVIC, Dragan *et al.* Computerized classification of temporomandibular joint sounds. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*,

v. 47, n. 8, p. 977–984, 2000.

<https://doi.org/10.1109/10.855924>

29) DOUGLAS, Carlos Roberto. *Tratado de Fisiologia aplicado às Ciências da Saúde*. 6ª ed. ed. São Paulo: Robe Editorial, 1994.

30) DWORKIN, S F; LERESCHE, L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*, v. 6, n. 4, p. 301–355, 1992. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1298767>>.

31) ELM, Erik Von *et al.* Strengthening the reporting of observational studies in epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *BMJ*, v. 335, n. 7624, p. 806–808, 2007. Disponível em: <<http://www.bmj.com/content/bmj/335/7624/806.full.pdf>>.

<https://doi.org/10.1136/bmj.39335.541782.AD>

32) ENOKA, RM. *Bases neuromecânicas da cinesiologia*. 2ª ed. ed. [S.l.]: Manole, 2000.

33) ESCUDEIRO SANTOS, C *et al.* Development of a colorimetric system for evaluation of the masticatory efficiency. *Braz Dent J*, v. 17, n. 2, p. 95–99, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16924334>>.

<https://doi.org/10.1590/S0103-64402006000200002>

34) FARIAS GOMES, S G *et al.* Correlation of mastication and masticatory movements and effect of chewing side preference. *Braz Dent J*, v. 21, n. 4, p. 351–355, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20976387>>.

<https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000400011>

35) FELÍCIO, Cláudia Maria De *et al.* Desempenho mastigatório em adultos relacionado com a desordem temporomandibular e com a oclusão. *Pró-Fono Revista de Atualização Científica*, v. 19, n. 2, p. 151–158, 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-56872007000200003&lng=pt&nrm=iso&tlng=pt>.

<https://doi.org/10.1590/S0104-56872007000200003>

36) FERRER, OG. *Movimientos Mandibulares. Masticación y leyes Planas Del desarrollo maxilo-mandibular*. 1986. Universidad de Granada, Granada, España, 1986.

37) FURTADO, D A *et al*. A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *Biomed Eng Online*, v. 12, p. 17, 2013. Disponible em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23433470>>.

<https://doi.org/10.1186/1475-925X-12-17>

38) GALLO, L. M. *et al*. Relationship between kinematic center and TMJ anatomy and function. *Journal of Dental Research*, v. 87, n. 8, p. 726–730, ago. 2008.

<https://doi.org/10.1177/154405910808700810>

39) GALLO, L M *et al*. Relevance of mandibular helical axis analysis in functional and dysfunctional TMJs. *J Biomech*, Gallo, L M Brasi, M Ernst, B Palla, Seng Research Support, Non-U.S. Gov't 2005/07/09 09:00J Biomech. 2006;39(9):1716-25. Epub 2005 Jul 5., v. 39, n. 9, p. 1716–1725, 2006. Disponible em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16002079>>.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.04.029>

40) GIRO, Gabriela *et al*. Effect of educational and self-care therapies on masticatory performance of women with painful temporomandibular disorder. *Revista de Odontologia da UNESP*, v. 47, n. 3, p. 143–148, jun. 2018. Disponible em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1807-25772018005008101&lng=en&tlng=en>.

<https://doi.org/10.1590/1807-2577.04718>

41) GRAFF-RADFORD, S B. Facial pain. *Curr Opin Neurol*, Graff-Radford, S B Journal Article Review England Curr Opin Neurol. 2000 Jun;13(3):291-6., v. 13, n. 3, p. 291–296, 2000.

<https://doi.org/10.1097/00019052-200006000-00010>

42) HAGHNEGAHDAR, A A *et al*. Diagnosis of Tempromandibular Disorders Using Local Binary Patterns. *Journal of biomedical physics & engineering*, v. 8, n. 1, p. 87–96, mar. 2018. Disponible em:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29732343>>. Acesso em: 22 maio 2019.

43) HANSDOTTIR, R; BAKKE, M. Joint tenderness, jaw opening, chewing velocity, and bite force in patients with temporomandibular joint pain and matched healthy control subjects. *J Orofac Pain*, v. 18, n. 2, p. 108–113, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15250430>>.

44) HANSMA, H.J. *et al.* Passive resistance increases differentially in various jaw displacement directions. *Journal of Dentistry*, v. 34, n. 7, p. 491–497, ago. 2006. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571205002022>>. Acesso em: 13 jan. 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.11.005>

45) HARPER, Richard P; DE BRUIN, Hubert; BURCEA, Ion. Muscle activity during mandibular movements in normal and mandibular retrognathic subjects. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 55, n. 3, p. 225–233, mar. 1997. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0278239197905309>>. Acesso em: 13 jan. 2019.

[https://doi.org/10.1016/S0278-2391\(97\)90530-9](https://doi.org/10.1016/S0278-2391(97)90530-9)

46) HATZE, H. The meaning of the term “biomechanics”. *Journal of biomechanics*, v. 7, n. 2, p. 189–90, 1 mar. 1974. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4837555>>. Acesso em: 22 jul. 2018.

[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90060-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90060-8)

47) HILDEBRAND, GY. Studies in the mastigatory movements of the lower jaw. *Skandinavisches Archiv fur Physiologie*, v. 61, 1931.

<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1931.tb00980.x>

48) JEMT, Torsten; KARLSSON, Stig; HEDEGARD, Björn. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 42, n. 6, p. 669–673, 1979.

[https://doi.org/10.1016/0022-3913\(79\)90199-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(79)90199-9)

49) KATYAYAN, PreetiAgarwal; KATYAYAN, ManishKhan; PATEL,

GhanshyamC. Association of edentulousness and removable prosthesis rehabilitation with severity of signs and symptoms of temporomandibular disorders. *Indian Journal of Dental Research*, v. 27, n. 2, p. 127, 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27237201>>. Acesso em: 16 jan. 2019.

<https://doi.org/10.4103/0970-9290.183129>

50) KHARE, N *et al.* Normal mouth opening in an adult Indian population. *J Maxillofac Oral Surg*, Khare, NishantPatil, Surendra BKale, Satish MSumeet, JaiswalSonali, IngoleSumeet, BharadwajengIndia2013/09/03 06:00J Maxillofac Oral Surg. 2012 Sep;11(3):309-13. doi: 10.1007/s12663-012-0334-1. Epub 2012 Feb 19., v. 11, n. 3, p. 309–313, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23997482>>.

<https://doi.org/10.1007/s12663-012-0334-1>

51) KIM, B S *et al.* The effects of estrogen receptor alpha polymorphism on the prevalence of symptomatic temporomandibular disorders. *J Oral Maxillofac Surg*, v. 68, n. 12, p. 2975–2979, 2010. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20656393>>.

<https://doi.org/10.1016/j.joms.2010.02.023>

52) KIM, Dae Seung *et al.* Quantitative analysis of the TMJ movement with a new mandibular movement tracking and simulation system. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, v. 38, n. 4, p. 203–208, 2008. Disponível em: <http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:42042694>.

53) KIM, Y K *et al.* Clinical survey of the patients with temporomandibular joint disorders, using Research Diagnostic Criteria (Axis II) for TMD: preliminary study. *J Craniomaxillofac Surg*, v. 40, n. 4, p. 366–372, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21745749>>.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2011.05.018>

54) KIM, Young-Kyun; KIM, Su-Gwan; KIM, Bum-Soo; *et al.* Analysis of the cytokine profiles of the synovial fluid in a normal temporomandibular joint: Preliminary study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, v. 40, n. 8, p. e337–e341, dez. 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22425498>>. Acesso em: 16 jan. 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2012.02.002>

55) KNUDSON, Duane. Introduction to Biomechanics of Human Movement. *Fundamentals of Biomechanics*. [S.l.]: Springer US, 2003. p. 3–22.

https://doi.org/10.1007/978-1-4757-5298-4_1

56) KOAK, J.-Y.; KIM, K.-N.; HEO, S.-J. A study on the mandibular movement of anterior openbite patients. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 27, n. 9, p. 817–822, set. 2000. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365-2842.2000.00655.x>>. Acesso em: 15 dez. 2019.

<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00655.x>

57) KOOLSTRA, J.H.; NAEIJE, M.; VAN EIJDEN, T.M.G.J. The Three-dimensional Active Envelope of Jaw Border Movement and its Determinants. *Journal of Dental Research*, v. 80, n. 10, p. 1908–1912, 8 out. 2001. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/00220345010800100901>>. Acesso em: 13 jan. 2019.

<https://doi.org/10.1177/00220345010800100901>

58) KÜMBÜLOGLU, Övül *et al.* Clinical Study on the Comparison of Masticatory Efficiency and Jaw Movement Before and After Temporomandibular Disorder Treatment. p. 190–202, 2013.

<https://doi.org/10.1179/crn.2013.030>

59) LADEIRA, Daniela Brait Silva; DA CRUZ, Adriana Dibo; DE ALMEIDA, Solange Maria. Digital panoramic radiography for diagnosis of the temporomandibular joint: CBCT as the gold standard. *Brazilian oral research*, v. 29, n. 1, p. S1806-303, 2015.

<https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0120>

60) LEE, Edmond P.F. *et al.* An *ab initio* study of RbO, CsO and FrO ($X^2\Sigma^+$; $A^2\Pi$) and their cations ($X^3\Sigma^-$; $A^3\Pi$). *Physical Chemistry Chemical Physics*, v. 3, n. 22, p. 4863–4869, 2001.

<https://doi.org/10.1039/b104835j>

61) LI, Rui. Data Mining and Machine Learning Methods for Dementia Research. [S.l.]: Humana Press, New York, NY, 2018. p. 363–370. Disponível em:

<http://link.springer.com/10.1007/978-1-4939-7704-8_25>. Acesso em: 20 abr. 2019.

https://doi.org/10.1007/978-1-4939-7704-8_25

62) LI, Zhenlong; ZHANG, Qingzhou; ZHAO, Xiaohua. Performance analysis of K-nearest neighbor, support vector machine, and artificial neural network classifiers for driver drowsiness detection with different road geometries. *International Journal of Distributed Sensor Networks*, 2017.

<https://doi.org/10.1177/1550147717733391>

63) LIN, Phen Lan; HUANG, Po Ying; HUANG, Po Whei. An automatic lesion detection method for dental X-ray images by segmentation using variational level set. *Proceedings - International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, v. 5, p. 1821–1825, 2012.

<https://doi.org/10.1109/ICMLC.2012.6359652>

64) LIST, Thomas; JENSEN, Rigmor Højland. Temporomandibular disorders: Old ideas and new concepts. *Cephalalgia*, v. 37, n. 7, p. 692–704, 9 jun. 2017. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0333102416686302>>. Acesso em: 27 nov. 2019.

<https://doi.org/10.1177/0333102416686302>

65) LUND, J P *et al.* The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can J Physiol Pharmacol*, Lund, J PDonga, RWidmer, C GStohler, C SengDE06974/DE/NIDCR NIH HHS/DE08606/DE/NIDCR NIH HHS/Research Support, Non-U.S. Gov'tResearch Support, U.S. Gov't, P.H.S.ReviewCanada1991/05/01Can J Physiol Pharmacol. 1991 May;69(5):683-94., v. 69, n. 5, p. 683–694, 1991. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1863921>>.

<https://doi.org/10.1139/y91-102>

66) MA, Chao *et al.* An efficient diagnosis system for Parkinson's disease using kernel-based extreme learning machine with subtractive clustering features weighting approach. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2014.

<https://doi.org/10.1155/2014/985789>

67) MALLESON, Charles *et al.* *Real-time Full-Body Motion Capture from Video and IMUs*. [S.l: s.n.], 2017.

<https://doi.org/10.1109/3DV.2017.00058>

68) MANFREDINI, D *et al.* Kinesiographic recordings of jaw movements are not accurate to detect magnetic resonance-diagnosed temporomandibular joint (TMJ) effusion and disk displacement: findings from a validation study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, v. 114, n. 4, p. 457–463, 2012. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22986240>>.

<https://doi.org/10.1016/j.oooo.2012.04.016>

69) MAPELLI, A. *et al.* Three-dimensional analysis of jaw kinematic alterations in patients with chronic TMD - disc displacement with reduction. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 43, n. 11, p. 824–832, nov. 2016. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1111/joor.12424>>. Acesso em: 15 dez. 2019.

<https://doi.org/10.1111/joor.12424>

70) MAZZETTO, Marcelo Oliveira; HOTTA, Takami Hirono; PIZZO, Renata Campi de Andrade. Measurements of jaw movements and TMJ pain intensity in patients treated with GaAIs laser. *Brazilian Dental Journal*, v. 21, n. 4, p. 356–360, 2010.

<https://doi.org/10.1590/S0103-64402010000400012>

71) MINAMI, I *et al.* A comparison between jerk-cost derived from a jaw-tracking system with that from an accelerometer. *J Oral Rehabil*, v. 38, n. 9, p. 661–667, 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21323724>>.

<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02200.x>

72) MIYAWAKI, S *et al.* Condylar motion in patients with reduced anterior disc displacement. *J Dent Res*, Miyawaki, S, Tanimoto, Y, Inoue, M, Sugawara, Y, Fujiki, T, Takano-Yamamoto, T, Research Support, Non-U.S. Gov't 2001/07/05 10:00J Dent Res. 2001 May;80(5):1430-5., v. 80, n. 5, p. 1430–1435, 2001. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11437214>>.

<https://doi.org/10.1177/00220345010800050901>

73) MOORE, Keith L.; DALLEY, Arthur F.; AGUR, Anne M.R. *Clinically Oriented Anatomy Seventh Edition*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

74) MOTTA, Porthos. *Estudo exploratório do uso de classificadores para a predição de desempenho e abandono em universidades*. 2016. Universidade Federal de Goiás, 2016.

75) MULLER, L *et al.* Maximal mouth opening capacity: percentiles for healthy children 4-17 years of age. *Pediatr Rheumatol Online J*, v. 11, p. 17, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23607797>>.

<https://doi.org/10.1186/1546-0096-11-17>

76) NETTER, Frank H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ed. ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

77) NEUMANN, Donald A. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação*. 2ª edição ed. [S.l.]: Elsevier Ltd, 2011. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?hl=pt-PT&lr=&id=DmRfZg5chjoC&oi=fnd&pg=PP2&dq=cinesiologia&ots=DFGFgdbIA S&sig=paRXDhYtYRNhXuAvKjB1MRj78OE#v=onepage&q=cinesiologia&f=false>>. Acesso em: 30 nov. 2019.

78) PASINATO, Fernanda *et al.* Temporomandibular disorder and generalized joint hypermobility: Application of diagnostic criteria. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, v. 77, n. 4, p. 418–425, 2011.

<https://doi.org/10.1590/S1808-86942011000400003>

79) PECK, C C; MURRAY, G M; GERZINA, T M. How does pain affect jaw muscle activity? The Integrated Pain Adaptation Model. *Australian Dental Journal*, v. 53, n. 3, p. 201–207, 2008. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00050.x>>.

<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2008.00050.x>

80) PEGORINI, Vinicius *et al.* In-vivo determination of chewing patterns using FBG and artificial neural networks. *24th International Conference on Optical Fibre Sensors*, v. 9634, n. September 2015, p. 963427, 2015.

<https://doi.org/10.1117/12.2195642>

81) PETSCAVAGE-THOMAS, Jonelle M; WALKER, Eric A. *Unlocking the jaw: Advanced imaging of the temporomandibular joint. American Journal of Roentgenology*. [S.l: s.n.], 2014

<https://doi.org/10.2214/AJR.13.12177>

82) PHAM, Tu-Hoa; CARON, Stephane; KHEDDAR, Abderrahmane. *Multi-Contact Interaction Force Sensing from Whole-Body Motion Capture*. [S.l: s.n.], 2017. v. PP.

<https://doi.org/10.1109/SII.2016.7843975>

83) PIEHSLINGER, E *et al.* Orthopedic jaw movement observations. Part I: Determination and analysis of the length of protrusion. *Cranio*, v. 11, n. 2, p. 113–117, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8495503>>.

<https://doi.org/10.1080/08869634.1993.11677952>

84) PIGNATARO NETO, G. *Análise da correlação dos ângulos funcionais mastigatórios direito e esquerdo com o lado de preferência mastigatória*. 2000. Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, SP, Brasil, 2000.

85) PINHEIRO, A. P. *et al.* Measurement of jaw motion: the proposal of a simple and accurate method. *Journal of Medical Engineering & Technology*, v. 35, n. 3–4, p. 125–133, 28 abr. 2011. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21381873>>. Acesso em: 2 jul. 2018.

<https://doi.org/10.3109/03091902.2010.542270>

86) PINHEIRO, Alan Petrônio *et al.* A computational method for recording and analysis of mandibular movements. *Journal of applied oral science : revista FOB*, v. 16, n. 5, p. 321–7, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19089228>>. Acesso em: 2 jul. 2018.

<https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000500004>

87) POLAT, Kemal. Classification of Parkinson's disease using feature weighting method on the basis of fuzzy C-means clustering. *International Journal of Systems Science*, 2012.

<https://doi.org/10.1080/00207721.2011.581395>

88) POSSELT, Ulf. *Physiology of occlusion and rehabilitation*. [S.l.]: Blackwell Scientific, 1968. Disponível em: <https://openlibrary.org/books/OL5260422M/Physiology_of_occlusion_and_rehabilitation>. Acesso em: 1 jul. 2018.

89) RASCH, PJ; BURK, RK. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

90) REMIJN, Lianne *et al.* Reproducibility of 3D kinematics and surface electromyography measurements of mastication. *Physiology and Behavior*, v. 155, p. 112–121, 1 mar. 2016.

<https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2015.11.018>

91) ROMERO-REYES, M; UYANIK, J M. Orofacial pain management: current perspectives. *J Pain Res*, Romero-Reyes, Marcela Uyanik, James Meng Review New Zealand 2014/03/05 06:00 J Pain Res. 2014 Feb 21;7:99-115. doi: 10.2147/JPR.S37593. eCollection 2014., v. 7, p. 99–115, 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24591846>>.

92) SANTOS, SCM. *Estudo Biomecânico da Articulação Temporomandibular*. 2008. Universidade do Porto, 2008.

93) SCHIFFMAN, Eric *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†. *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*, v. 28, n. 1, p. 6–27, jan. 2014. Disponível em: <[http://www.quintpub.com/journals/ofph/abstract.php?iss2_id=1172&article_id=13908&article=2&title=Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders \(DC/TMD\) for Clinical and Research Applications: Recommendations of the International RDC/TMD Consortium N](http://www.quintpub.com/journals/ofph/abstract.php?iss2_id=1172&article_id=13908&article=2&title=Diagnostic%20Criteria%20for%20Temporomandibular%20Disorders%20(DC/TMD)%20for%20Clinical%20and%20Research%20Applications%3A%20Recommendations%20of%20the%20International%20RDC/TMD%20Consortium%20Network)>. Acesso em: 18 nov. 2018.

94) SENA, M F *et al.* Prevalence of temporomandibular dysfunction in children and adolescents. *Rev Paul Pediatr*, v. 31, n. 4, p. 538–545, 2013. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24473961>>.

<https://doi.org/10.1590/S0103-05822013000400018>

95) SHI, Tao; HORVATH, Steve. Unsupervised Learning With Random Forest Predictors. *Journal of Computational and Graphical Statistics*, v. 15, n. 1, p. 118–138, 2006.

<https://doi.org/10.1198/106186006X94072>

96) SINDEAUX, Rafael *et al.* Fractal dimension and mandibular cortical width in normal and osteoporotic men and women. *Maturitas*, v. 77, n. 2, p. 142–8, 1 fev. 2014. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24289895>>. Acesso em: 20 maio 2019.

<https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2013.10.011>

97) SMOLA, Alex J.; SCHÖLKOPF, Bernhard. *A tutorial on support vector regression. Statistics and Computing*. [S.l.: s.n.], ago. 2004

<https://doi.org/10.1023/B:STCO.0000035301.49549.88>

98) SOBOŁEVA, Una; LAURINA, Lija; SLAIDIŃA, Anda. Jaw tracking devices--historical review of methods development. Part I. *Stomatologija*, v. 7, n. 3, p. 67–71, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16340269>>. Acesso em: 16 jan. 2019.

99) SOUTAS-LITTLE, Robert Wm. The use of “virtual markers” in human movement analysis. *Gait & Posture*, v. 4, n. 2, p. 176–177, [S.d.]. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)80593-5](http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)80593-5)>.

[https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)80593-5](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)80593-5)

100) SUBASI, Abdulhamit. Classification of EMG signals using PSO optimized SVM for diagnosis of neuromuscular disorders. *Computers in Biology and Medicine*, v. 43, n. 5, p. 576–586, 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2013.01.020>>.

<https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2013.01.020>

101) TAUCCI, Raquel Aparecida; BIANCHINI, Esther Mandelbaum Gonçalves. Verificação da interferência das disfunções temporomandibulares na articulação da fala: queixas e caracterização dos movimentos mandibulares. *Revista da Sociedade Brasileira de Fonoaudiologia*, v. 12, p. 274–280, 2007. Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1516-

80342007000400004&nrm=iso>.

<https://doi.org/10.1590/S1516-80342007000400004>

102) TRAVELL, J; RINZLER, S; HERMAN, M. Pain and disability of the shoulder and arm: Treatment by intramuscular infiltration with procaine hydrochloride. *Journal of the American Medical Association*, 10.1001/jama.1942.02830410005002, v. 120, n. 6, p. 417–422, 1942. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1001/jama.1942.02830410005002>>.

<https://doi.org/10.1001/jama.1942.02830410005002>

103) TRAVERS, K H *et al.* Associations between incisor and mandibular condylar movements during maximum mouth opening in humans. *Archives of Oral Biology*, 2000.

[https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(99\)00140-5](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(99)00140-5)

104) VAN BELLINGHEN, Xavier *et al.* Temporomandibular Joint Regenerative Medicine. *International Journal of Molecular Sciences*, v. 19, n. 2, p. 446, 2 fev. 2018. Disponível em: <<http://www.mdpi.com/1422-0067/19/2/446>>. Acesso em: 5 ago. 2018.

<https://doi.org/10.3390/ijms19020446>

105) VILLAMIL, Marta Becker *et al.* Simulação do movimento da mandíbula e comportamento da articulação temporomandibular. n. [10] p., 2005. Disponível em: <http://www.ime.uerj.br/professores/cecas/V_WIM/completo/8168.pdf>. Acesso em: 5 dez. 2019.

106) WALKER, N; BOHANNON, R W; CAMERON, D. Discriminant validity of temporomandibular joint range of motion measurements obtained with a ruler. *J Orthop Sports Phys Ther*, Walker, NBohannon, R WCameron, DengResearch Support, Non-U.S. Gov't2000/08/19 11:00J Orthop Sports Phys Ther. 2000 Aug;30(8):484-92., v. 30, n. 8, p. 484–492, 2000. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10949505>>.

<https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.8.484>

107) ZERNICKE, RF. *The emergence of human biomechanics. In: Brooks, G.A.: Perspectives on the academic discipline of physical education.* Champaign:

Human Kinetics Pub., 1981.