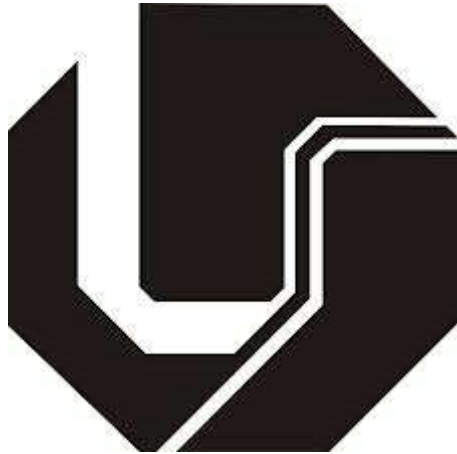


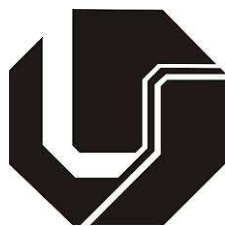
Universidade Federal de Uberlândia  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Curso de Pós-graduação em Engenharia Elétrica



**CARACTERIZAÇÃO DE MOVIMENTOS MANDIBULARES NA  
DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR POR MEIO DE  
PARÂMETROS CINEMÁTICOS**

Douglas Peres Bellomo Jr.

Abril 2015



Universidade Federal de Uberlândia  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Curso de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

# **CARACTERIZAÇÃO DE MOVIMENTOS MANDIBULARES NA DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR POR MEIO DE PARÂMETROS CINEMÁTICOS**

Tese de Doutorado apresentada à 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

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

B466c      Bellomo Junior, Douglas Peres, 1962-  
2015      Caracterização de movimentos mandibulares na disfunção  
temporomandibular por meio de parâmetros cinemáticos / Douglas Peres  
Bellomo Junior. - 2015.  
127 f. : il.

Orientador: Adriano Alves Pereira.  
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.  
Inclui bibliografia.

1. Processamento de imagens - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3.  
Cinesiologia - Teses. 4. Articulação temporomandibular - Doenças -  
Teses. I. Pereira, Adriano Alves. II. Universidade Federal de Uberlândia.  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

---

CDU: 621.3



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



Ata da defesa de TESE DE DOUTORADO junto ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de Tese de Doutorado, número 169/2015/PPGEE

Data: 07 de abril de 2015

Discente: DOUGLAS PERES BELLOMO JÚNIOR

Número de matrícula: 97119

Título do Trabalho: Caracterização de movimentos mandibulares na disfunção temporomandibular por meio de parâmetros cinemáticos

Área de concentração: Processamento da Informação

Linha de pesquisa: Engenharia Biomédica

As 14:00 horas do dia 07 de abril do ano de 2015 na Sala de Defesas da Faculdade de Engenharia Elétrica, Campus Santa Mônica da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta:

Adriano Oliveira Andrade	CPF: 782.832.991-15
Marlete Ribeiro da Silva	CPF: 255.527.671-87
Lilian Ribeiro Mendes de Paiva	CPF: 592.850.286-91
Lacordaire Kemel Pimenta Cury	CPF: 819.209.971-72
e Adriano Alves Pereira	CPF: 599.701.896-20, orientador do candidato.


Iniciando os trabalhos o presidente da mesa Prof. Dr. Adriano Alves Pereira apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu o 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 presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o candidato A provado.

Esta defesa de Tese de Doutorado é 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 às 18 horas e 10 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

  
Prof. Dr. Adriano Oliveira Andrade  
UFU

  
Prof. Dra. Lilian Ribeiro Mendes de Paiva  
UNIUBE

  
Prof. Dr. Adriano Alves Pereira  
UFU

  
Prof. Dra. Marlete Ribeiro da Silva  
UFU

  
Prof. Dr. Lacordaire Kemel Pimenta Cury  
IFET-GO

## DEDICATÓRIA

A Deus, pela sua engenhosa obra, através da qual toda a vida é possível e pelo dom de pensar, movido pela curiosidade.

Aos meus Pais, Dr. Douglas Peres Bellomo (*in memorian*) e minha Mãe, Sra. Maria Lúcia de Almeida Bellomo pela graça da vida junto com aprendizado do amor e pela curiosidade científica apesar de ser um Cirurgião Dentista eminentemente clínico.

A minha esposa Clitia Pinheiro Thomé por seu amor e confiança em mim, e todos seus familiares, pelo incondicional apoio, em todos os sentidos, apesar de todos os percalços pessoais, que não foram poucos, passados em todos esses anos, no desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus Filhos, Renan e Tamara, que por um processo de alienação parental massiva exercido pela mãe, excluíram-me de suas vidas, espero que temporariamente, pois o tempo os fará enxergar como foram manipulados e o quanto estão enganados a meu respeito e de minha esposa. Continuarei sempre esperando por eles como Pai amoroso que sempre fui, com a certeza inquebrantável que este dia chegará. Este, sem sombra de dúvida, é o maior e mais difícil teste de meu amor por eles.

## **AGRADECIMENTOS**

À Universidade Federal de Uberlândia, e ao departamento de Engenharia Elétrica, setor de Bioengenharia, pela possibilidade e toda a retaguarda técnica e científica na condução deste trabalho.

À Dra. Marlete Ribeiro da Silva, coordenadora do PRODAE, Programa de Acolhimento, Tratamento e Controle de Pacientes com DTM e Dor Orofacial da Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal de Uberlândia, pela possibilidade da composição dos grupos estudados nesta pesquisa.

Ao meu orientador Dr. Adriano Alves pela sua simplicidade, obstinação, profundo conhecimento e disponibilidade apesar de seus muitos afazeres à frente do programa de Pós Graduação. Sempre me lembrarei das palavras do Prof. Adriano Alves: “traga-me um problema que juntos resolveremos” passou a ser como um lema, sua marca pessoal e que através desta visão, pudemos transformar minha ideia inicial neste trabalho.

A todo o Departamento de Engenharia Biomédica, professores e alunos, pela convivência, pelo aprendizado e pela troca de conhecimentos interdisciplinares entre as várias áreas da Medicina e a da Engenharia, em prol da saúde do ser humano.

Ao Dr. Alan Petrônio pelos primeiros passos deste trabalho quando fizemos um ensaio em 2D.

Ao Dr. Daniel Furtado por transformar a ideia inicial em um ambiente 3D, criando o Jaws Capture, numa interface extremamente amigável e fácil de ser operado.

Ao Danilo Cunha, que se juntou ao time, no final do segundo tempo, mas que muito somou ao trabalho, ajudando-me a firmar a parceria entre Odontologia e Engenharia Biomédica, sedimentando mais esta linha de pesquisa, conjuntamente com a Dra. Marila.

## RESUMO

BELLOMO JR, D.P. *Caracterização de movimentos mandibulares na disfunção temporomandibular por meio de parâmetros cinemáticos*. Tese de Doutorado. Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2015.

Este estudo quantifica os movimentos mandibulares de abertura e fechamento, lateralidade e protrusão, de 20 indivíduos saudáveis, e 20 indivíduos com DTM, sendo, 10 indivíduos portadores de miopatia e 10 indivíduos portadores de artropatia, triados segundo o protocolo de *Research Diagnostic Criteria* (RDC). Os movimentos mandibulares, de cada um deles, foram capturados e medidos em suas amplitudes máximas, velocidade e aceleração médias, bem como os desvios durante os mesmos, por um sistema de reconstrução de imagens, desenvolvido na Universidade Federal de Uberlândia, o qual foi chamado neste trabalho de *Jaw Capture*. O sistema recebe imagens simultâneas de nove marcadores de alta refletividade, capturadas por três câmeras de infravermelho, conectadas a um computador pelo sistema *firewire*, através de uma abordagem matemática para analisar e quantificar as trajetórias dos marcadores em três dimensões (3D), nos eixos X, Y e Z. Os sensores foram posicionados em suportes afixados nos incisivos inferiores e na pele do rosto, sem considerar os movimentos das cabeças da mandíbula. A amplitude dos movimentos em todos os indivíduos mostrou-se semelhante, entretanto os desvios e a velocidade e aceleração médias foram muito diferentes, após a análise estatística. O método provou ser confiável e eficiente.

Palavras chaves: Síndrome da Disfunção da Articulação Temporomandibular; Diagnóstico da Disfunção Temporomandibular; Cinemática dos Movimentos Mandibulares; Sistema de Captura de Movimentos Mandibulares;

BELLOMO JR, D.P. *3D Mandibular movements patterns in the temporomandibular disorders by kinematics parameters*. Doctoral Thesis - Faculty of Electrical Engineering of Federal University of Uberlândia. Uberlândia – Brazil, 2014.

This study quantifies the mandibular movements of opening and close, laterotrusion and protrusion, obtained from 20 healthy subjects and 20 TMD subjects subdivided into 10 individuals with myopathy and 10 individuals with arthropathy, selected by *Research Diagnostic Criteria* (RDC) protocols. These movements of all subjects were captured and measured at maximum length, medium velocity and acceleration and deviation during your trajectories, were captured by three infrared cameras and measured by a computational system previously developed by the University Federal of Uberlândia, which, in this research was named *Jaw Capture*. This system receives images simultaneously from nine reflective markers and send and process this data to a computer using a firewire system through a mathematical approach to analyze and quantify in 3D (at X, Y and Z axis), the marker trajectories. The reflective markers were positioned by supporting systems fixed on vestibular face of lower incisives and skin surface of face. The movement ranges are similar among all individuals, meanwhile the deviation and the medium velocity and acceleration are very different between target and control group after statistical analysis. This system being proves reliable and efficient.

Keywords: TMD, TMD Diagnostics; RDC TMD ; RDC; Mandibular Kinematics; Jaw Tracking; Mandibular Movements.



# SUMÁRIO

<b>Capítulo 1 .....</b>	<b>1</b>
<b>Introdução .....</b>	<b>1</b>
1.1 - Motivação .....	3
1.2 – Objetivo Geral.....	5
1.3 - Objetivos específicos .....	5
1.4 – Contribuições desta Tese .....	5
<b>Capítulo2 .....</b>	<b>6</b>
<b>Anatomia da articulação temporomandibular.....</b>	<b>6</b>
2.1–A anatomia da articulação temporomandibular (ATM).....	6
2.2– A anatomia funcional e dinâmica dos músculos mastigatórios .....	9
2.2.1 – Movimento de abertura .....	9
2.2.2 - Movimento de fechamento.....	12
2.2.2 – Movimentos de lateralidade.....	13
2.2.3 – Movimentos de protrusão e retrusão .....	14
<b>A Desordem Temporomandibular (DTM) .....</b>	<b>15</b>
2.3 - Diagnóstico das DTM's.....	18
2.4 - Classificação das DTM .....	18
2.4.1 – Musculares.....	18
2.4.2 - Problemas de dinâmica articular (locais e sistêmicos) .....	19
2.4.3- Alterações morfológicas.....	19
2.4.4 - Distúrbios do crescimento maxilo-mandibular .....	19
2.5 – A prevalência da DTM .....	21
2.6 – A etiologia da DTM.....	22
2.7 - A regra da maloclusão na DTM .....	25
2.8 – A dinâmica mandibular .....	26
2.9 - O registro da dinâmica mandibular .....	28
<b>Capítulo 3 .....</b>	<b>31</b>
<b>Captura do movimento.....</b>	<b>31</b>
3.1–A biomecânica e o estudo do movimento .....	31
3.2 - Histórico da captura e análise do movimento .....	32
3.3 - O processo de captura do movimento .....	35

3.4 - Métodos de medição .....	36
3.4.1 Sistemas acústicos .....	37
3.4.2 - Sistemas eletromecânicos .....	38
3.4.3 - Sistemas magnéticos.....	38
3.4.4 - Sistemas óptico-eletrônicos .....	39
3.5 - Descrição e caracterização dos sistemas óptico-eletrônicos .....	40
<b>Captura dos Movimentos Mandibulares .....</b>	<b>41</b>
3.6 - Sistemas de captura dos movimentos mandibulares .....	41
3.6.1 - Dispositivos Mecânicos .....	41
3.6.2 - Método Fotográfico .....	42
3.6.3 - Métodos Radiográficos .....	43
3.6.4 - Métodos Eletrônicos e Telemétricos .....	44
3.6.5 - Sistemas Magnéticos .....	44
3.6.6 – Sistemas Ultrassônicos .....	46
3.6.7–Sistemas Óptico-eletrônicos.....	47
3.7 - Fases da captura da cena e análise do movimento .....	48
<b>Materiais e método .....</b>	<b>50</b>
4.1 – A escolha dos indivíduos .....	50
4.2 – A colocação dos marcadores .....	51
4.3 – Características técnicas das câmeras .....	54
4.4–A calibração das câmeras .....	55
4.5 – A configuração das câmeras.....	57
4.6 - Marcadores e Reconstrução .....	59
4.6.1 - Identificação do ponto e armazenamento em 2D .....	59
4.6.3 - Reconstrução dos marcadores em 3D .....	62
4.6.4 - Pré-processamento dos dados em 3D .....	64
4.6.5 - Implementação dos aspectos do sistema de software .....	64
<b>Capítulo 5 .....</b>	<b>69</b>
<b>Resultados .....</b>	<b>69</b>
5.1 - Precisão e confiabilidade do sistema.....	69
5.2 - Dados estatísticos .....	70
5.2.1 – Medidas lineares.....	70
5.2.2 - Medidas angulares.....	72
5.2.3 – Desvios da trajetória mandibular .....	74

5.6 – Velocidade e Aceleração dos movimentos mandibulares .....	83
<b>Capítulo 6 .....</b>	<b>86</b>
<b>Discussão .....</b>	<b>86</b>
6.1 – Comparativo com outros sistemas .....	90
<b>Capítulo 7 .....</b>	<b>91</b>
<b>Conclusão e trabalhos futuros .....</b>	<b>91</b>
7.1 - Conclusão .....	91
7.2 Aplicação .....	92
7.3 - Trabalhos futuros .....	93
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>94</b>
<b>ANEXO i - TABELAS .....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO II - TESTES DE NORMALIDADE.....</b>	<b>118</b>
<b>ANEXO Ili - Gráficos .....</b>	<b>121</b>
<b>ANEXO IV – TERMO DE CONSENTIMENTO .....</b>	<b>128</b>

# LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Medição direta dos movimentos mandibulares.....	3
Figura 1.2 – Registro indireto do Ângulo Funcional Mastigatório de Planas.....	4
Figura 2.1 – Articulação Temporomandibular – vista lateral.....	6
Figura 2.2 – Ligamentos intracapsulares da ATM.....	8
Figura 2.3 – Ligamentos extracapsulares da ATM.....	9
Figura 2.4 – Músculo Pterigóide Lateral.....	10
Figura 2.5 – Ação antagonística dos ventres do m. pterigóide lateral na abertura da boca.....	11
Figura 2.6 – Músculos supra e infra-hióides.....	11
Figura 2.7 – Músculos mastigatórios.....	12
Figura 2.8 – Ação antagonística dos ventres do m pterigóide lateral no fechamento da boca.....	13
Figura 2.9 – Gráfico de Posselt (Ülf Posselt).....	27
Figura 2.10 - Decomposição das trajetórias descritas pelo ponto interincisivo.....	28
Figura 3.1 – Diagrama da captura do movimento.....	36
Figura 3.2 – Sistema de captura eletro-mecânico.....	38
Figura 3.3 – <i>Sirognathograph</i> .....	45
Figura 3.4 – Sistema Myotronics.....	46
Figura 3.5 – Sistemas ultrassônicos.....	46
Figura 3.6 – Sistema magnético.....	46
Figura 4.1 - Apoio de cabeça e pescoço utilizado para imobilização parcial do indivíduo.....	51
Figura 4.2 – Suporte plástico e marcadores retroreflexivos.....	52
Figura 4.3 - Marcadores retroreflexivos afixados nos pontos.....	53
Figura 4.4 - O conjunto haste metálica e marcador retroreflexivoafixados.....	54
Figura 4.5 - Câmeras de infravermelho utilizadas nesta pesquisa (optitrack).....	55
Figura 4.6 - Objeto de calibração utilizado nesta pesquisa.....	56
Figura 4.7 –O Plano de Frankfurt ilustrado na cor rosa.....	57
Figura 4.8 - Posicionamento esquemático e real das câmeras em relação ao indivíduo e à cena.....	58
Figura 4.9 - Três amostras das imagens geradas usando dados em 2D captadas pelas câmeras.....	59
Figura 4.10 - Ilustração do método de rastreamento usado na trajetória em 2D.....	62
Figura 4.11 - Interface do <i>software jawcapture</i> .....	63
Figura 4.12 – Representação geométrica do cálculo do ângulo $\alpha$ .....	66
Figura 4.13– Modelo de reconstrução em 3D feita pelo software.....	67
Figura 4.14- Trajetórias descritas pelos movimentos de lateralidade esquerda e direita no plano frontal (a) e de protrusão no plano parassagital(b).....	67
Figura 4.15 – Resumo das fases de aquisição de dados.....	68
Figura 5.1 – Barra criada para se calcular a precisão e acurácia das câmeras.....	69
Figura 5.2 – Desvio no fechamento em indivíduo do grupo controle.....	78
Figura 5.3 – Desvio na abertura em indivíduo com miopatia.....	78
Figura 5.4 – Desvio na abertura e no fechamento em indivíduo com artropatia.....	79

Figura 5.5 – Desvio e deflexão em um mesmo indivíduo portador de miopia.....	79
Figura 5.6 – Sequência gráfica dos seis movimentos de abertura e fechamento do grupo controle.....	80
Figura 5.7 - Sequência gráfica dos seis movimentos de abertura e fechamento do grupo miopia.....	80
Figura 5.8 - Sequência gráfica dos seis movimentos de abertura e fechamento do grupo artropatia.....	80

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 – Diferenças das velocidades dos três grupos em todos os movimentos.....	83
Gráfico 5.2 – Diferenças das acelerações dos três grupos em todos os movimentos.....	84

# LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Exemplo da extensão dos movimentos fornecida pelo Jaw Capture.....	65
Tabela 5.1 - Extensão dos movimentos fornecidos pelo Jaw Capture– Grupo Controle.....	71
Tabela 5.2 - Extensão dos movimentos fornecidos pelo Jaw Capture - Grupo Miopatia.....	71
Tabela 5.3 - Extensão dos movimentos fornecidos pelo Jaw Capture - Grupo Artropatia.....	71
Tabela 5.4 – Ângulos Funcionais Mastigatórios medidos no grupo controle.....	73
Tabela 5.5 – Valores encontrados dos AFMP em portadores de artropatia.....	74
Tabela 5.6 – Valores encontrados dos AFMP em portadores de miopatia.....	74
Tabela 5.7 – Desvios na abertura do grupo controle.....	75
Tabela 5.8 – Desvios na abertura do grupo de portadores de miopatia.....	76
Tabela 5.9 – Desvios na abertura do grupo de portadores de artropatia.....	76
Tabela 5.10 – Desvios no fechamento do grupo controle indivíduos de 1 a 10.....	77
Tabela 5.11 – Desvios no fechamento do grupo controle de indivíduos de 11 a 20.....	77
Tabela 5.12 – Desvios no fechamento do grupo miopatia.....	77
Tabela 5.13 – Desvios no fechamento do grupo artropatia.....	77
Tabela 5.14 – Desvios na protrusão dos indivíduos de 1 a 10 do grupo controle.....	81
Tabela 5.15 – Desvios na protrusão dos indivíduos de 11 a 20 do grupo controle.....	81
Tabela 5.16 – Desvios na protrusão dos indivíduos portadores de miopatia.....	81
Tabela 5.17 – Desvios na protrusão dos indivíduos portadores de artropatia.....	81
Tabela 5.18 – Testes estatísticos aplicados aos desvios mandibulares.....	82
Tabela 5.19 – Velocidades médias dos movimentos mandibulares nos três grupos.....	83
Tabela 5.20 - Acelerações médias dos movimentos mandibulares nos três grupos.....	84
Tabela 5.21 – Sinopse dos testes de normalidade aplicados à velocidade dos movimentos.....	85
Tabela 5.22 – Sinopse da significância dos testes aplicados para a velocidade dos movimentos.....	85
Tabela 6.1 – Quadro comparativo de valores de outras pesquisas.....	88
Tabela 6.2 – Comparativo das velocidades e proporções.....	89
Tabela 6.3 – Comparativo das acelerações e proporções.....	89
Tabela 6.4 – Tabela comparativa de outros trabalhos.....	90

# LISTA DE ACRÔNIMOS

AF – Movimentos de abertura e fechamento da mandíbula

AFMP – Ângulo Funcional Mastigatório de Planas

AFMPd - Ângulo Funcional Mastigatório de Planas do lado direito

AFMPe - Ângulo Funcional Mastigatório de Planas do lado esquerdo

AFX – Movimentos de abertura e fechamento da mandíbula projetados no eixo X

AFY - Movimentos de abertura e fechamento da mandíbula projetados no eixo Y

AFZ - Movimentos de abertura e fechamento da mandíbula projetados no eixo Z

Ang. Prot. – Ângulo de protrusão da mandíbula

ATM - Articulação Temporomandibular

DLT – *Direct Linear Transformation*

DTM – Disfunção Temporomandibular

LD - Movimentos de lateralidade da mandíbula para o lado direito

LD IDA – Primeiro estágio dos movimentos de lateralidade de ida para o lado direito

LD VOLTA – Segundo estágio dos movimentos de lateralidade de volta para a linha média

LDX - Movimentos de lateralidade direito da mandíbula projetado no eixo X

LDY - Movimentos de lateralidade direito da mandíbula projetado no eixo Y

LDZ - Movimentos de lateralidade direito da mandíbula projetado no eixo Z

LE – Movimentos de lateralidade da mandíbula para o lado esquerdo

LE IDA - Primeiro estágio dos movimentos de lateralidade de ida para o lado esquerdo

LE VOLTA - Segundo estágio dos movimentos de lateralidade de volta para a linha média

LEX - Movimentos de lateralidade esquerdo da mandíbula projetado no eixo X

LEY - Movimentos de lateralidade esquerdo da mandíbula projetado no eixo Y

LEZ - Movimentos de lateralidade esquerdo da mandíbula projetado no eixo Z

MVU – Mastigação viciosa unilateral

NIH – *National institute of Health*

P – Movimentos de protrusão mandibular.

PX – Movimentos de protrusão mandibular projetado no eixo X

PY - Movimentos de protrusão mandibular projetado no eixo Y

PZ - Movimentos de protrusão mandibular projetado no eixo Z

RDC – *Research Diagnostic Criteria*

SD – Sem desvio

SVD – *Singular Value Decomposition*

T0 – Tendente a zero, indivíduos que têm deflexão.



# CAPÍTULO 1

## INTRODUÇÃO

A quantificação e análise do movimento humano é um tema amplamente utilizado em diversas áreas do conhecimento humano (Soutas-Little, 1998), sendo utilizado para o estudo e compreensão dos parâmetros cinemáticos das articulações do corpo e seu deslocamento espacial. Os dispositivos tecnológicos usados para este fim, como câmeras de vídeo, sensores eletromagnéticos, dispositivos eletromecânicos, e outros, têm sido metodologicamente utilizados para registrar o movimento e reconstruir graficamente sua trajetória no espaço bi ou tridimensional.

Estes sistemas de captura, também conhecidos como sistemas para a análise e captura de movimentos (*System of Capture and Analysis of Movements* – SCAM) têm inúmeras aplicações, despertando o interesse da comunidade científica global. Entre os anos de 2000 a 2005 foram publicados cerca de 350 artigos sobre este tema (Moeslund et al., 2006). Os SCAM's, especificamente, têm contribuído para uma melhor compreensão do sistema muscular esquelético humano e dos desequilíbrios, disfunções e desordens que podem acometê-lo (Andriacchi & Alexander, 2000). Em outras situações, os dados cinemáticos medidos pelos SCAMs ajudam na identificação de padrões locomotores (Adams & Cerney, 2007), na medida da potência muscular e sua transmissão para o tecido ósseo e articular (Zajac et al., 2002), na busca por estratégias otimizadas de locomoção e um melhor controle motor (Park et al., 2005) e o no estudo da coordenação muscular e de suas desordens neurológicas (Pandy, 2001). Também tem sido muito utilizado na prática clínica para se estudar e interpretar a função mastigatória (Yoon, et al. 2006), possibilitando uma avaliação clínica objetiva mais precisa, confiável e reproduzível e um melhor acompanhamento da evolução e da efetividade do tratamento escolhido.(Sholuka et al., 2006).

A disfunção temporomandibular e a dor orofacial crônica são problemas comuns que desafiam Médicos, Cirurgiões-Dentistas, Fisioterapeutas e Fonoaudiólogos. Um estudo epidemiológico realizado há mais de uma década (Carlsson, 1999), provou serem freqüentes os sinais e sintomas como dor à palpação das Articulações Temporomandibulares (ATM's) e músculos mastigatórios, sons articulares e limitação ou outro distúrbio nos movimentos mandibulares, em ambos os gêneros.

A articulação temporomandibular, pode ser avaliada com precisão em qualquer ponto da mandíbula, e, o ponto menos invasivo e mais acessível é o ponto interincisivo, situado entre os incisivos centrais inferiores. Tanto os incisivos inferiores como as duas cabeças da mandíbula são partes de um sistema ósseo rígido, que se movimenta conjuntamente e têm sido frequentemente aceito que as medidas dos movimentos dos incisivos fornecem informações precisas sobre o movimento das cabeças da mandíbula. A base para essa afirmação é que movimentos anormais do ponto interincisivos revelam problemas dentro do complexo articular e/ou relacionados aos músculos de mastigação, indicando a presença de desordens temporomandibulares. A quantidade de translação das cabeças da mandíbula revela muito sobre a saúde articular, e, devido ao fato dos incisivos serem facilmente acessíveis, sem ser invasivo aos tecidos circundantes, o ponto interincisal tem sido utilizado como a medida indireta mais comumente usada da translação condilar (Travers et al., 2000).

Por este motivo, o ponto interincisivo inferior foi o escolhido nesta pesquisa para se avaliar a patofisiologia da articulação temporomandibular e dos músculos mastigatórios, como um exame complementar, avaliando a articulação em movimento, diferentemente da análise realizada por meio de radiografias, tomografias e ressonâncias magnéticas, as quais têm sido amplamente utilizadas, entretanto, em todos estes exames a mandíbula encontra-se em posição estática. Muitos

pesquisadores reportaram diferenças no padrão de movimentos mandibulares quando comparados grupos controle, sem sinais e sintomas da Disfunção Temporomandibular (DTM), a grupos alvos, com sinais e sintomas articulares e musculares de DTM (Dworkin SF et al, 1990; Hesse JR et al, 1996; Tallents RH et al, 1996; Miller VJ et al, 1999).

Neste sentido, a análise de parâmetros lineares e cinemáticos foi utilizada neste trabalho para análise dos movimentos da mandíbula. As alterações do padrão de normalidade dos movimentos mandibulares podem refletir alterações funcionais nas ATM's e nos músculos do sistema estomatognático, quando comparados a valores normais (Ash MM, Ramfjord SP, 1995; Okeson JP, 1998). Estes parâmetros podem ser detectados no exame clínico, através da amplitude e simetria dos movimentos de abertura e fechamento, lateralidade direita e esquerda e da protrusão (Clark GT, 1989).

### 1.1 - Motivação

Este estudo surgiu da necessidade premente em se quantificar e qualificar os movimentos mandibulares em ambiente ambulatorial, de maneira protocolar e com metodologia científica adequada, o que na maioria dos consultórios e clínicas odontológicas ainda é realizado pela inspeção visual e/ou com registros gráficos e medidas, realizados diretamente no paciente (figuras 1.1 e 1.2), normalmente executado por profissionais, que por mais habilitados que sejam, há sempre a possibilidade do erro humano ocorrer e alterar o diagnóstico, o que afeta diretamente o plano de tratamento e consequentemente os níveis de sucesso do tratamento.



Figura 1.1 – Medições dos movimentos mandibulares realizados diretamente no paciente.

Fonte: Disfunção Temporomandibular. BulmannA., Lotzman U. p 64-5. Ed Artmed, São Paulo 2002.

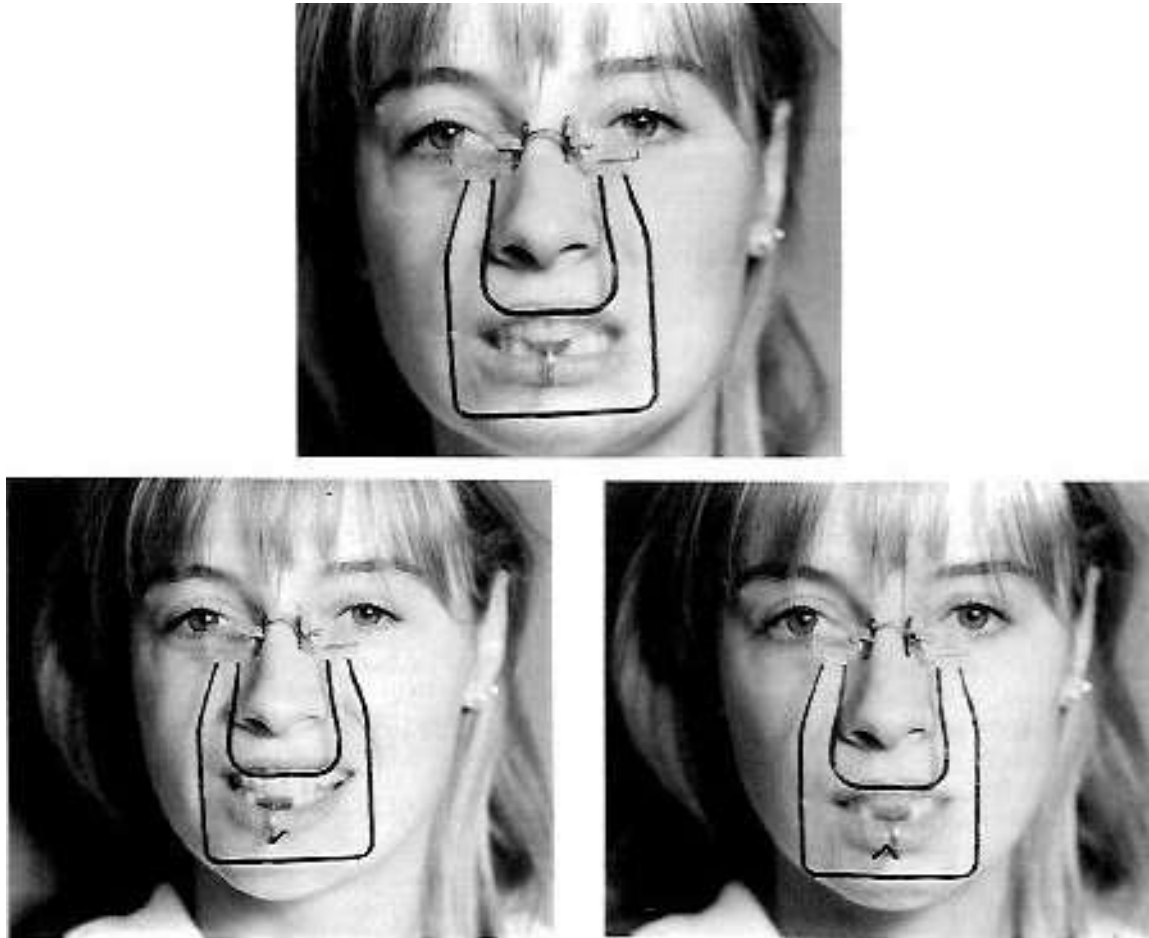


Figura 1.2 - Registro indireto do Ângulo Funcional Mastigatório de Planas – AFMP.  
Fonte: PLANAS P. *Rehabilitación Neuroclusal (RNO)*. Salvat Editores, Barcelona, p. 31, 2ª edición. 1994.

A grande maioria dos casos de DTM inicia-se com alterações musculares que se revelam na análise da dinâmica mandibular e as alterações detectadas por radiografias, que são os exames complementares mais rotineiramente utilizados no diagnóstico da DTM, somente são detectadas tardiamente, quando as lesões já se tornaram irreversíveis. (Bulmann & Lotzman, 2002).

Este trabalho foi idealizado pela associação de duas áreas de conhecimento: a Engenharia Biomédica e a Odontologia, em prol da saúde, bem estar e qualidade de vida dos seres humanos.

## **1.2 – Objetivo Geral**

Este estudo tem como principal objetivo analisar e quantificar o movimento mandibular entre um grupo controle, sem sinais e sintomas de DTM, e um grupo experimental, com sinais e sintomas de DTM.

## **1.3 - Objetivos específicos**

- ▶ Desenvolvimento de um Sistema de Captura, Reconstrução e Análise dos Movimentos Mandibulares em 3D, e em tempo real, com alta confiabilidade, precisão e um erro mínimo.
- ▶ Medir a extensão linear dos movimentos de Abertura/fechamento, Lateralidade esquerda e direita e protrusão.
- ▶ Medir os valores angulares dos movimentos mandibulares de lateralidade.
- ▶ Detectar e medir os desvios nos movimentos mandibulares de abertura/fechamento e protrusão.
- ▶ Medir a velocidade e aceleração dos movimentos mandibulares de abertura/fechamento.

## **1.4 – Contribuições desta Tese**

A criação e aplicação deste sistema, direcionado para a reconstrução dos movimentos mandibulares, em tempo real, permitirá aos profissionais de Saúde avaliar estes movimentos quer sejam normais ou anormais, sendo uma informação clínica valiosa para o estudo da patofisiologia da dinâmica mandibular.

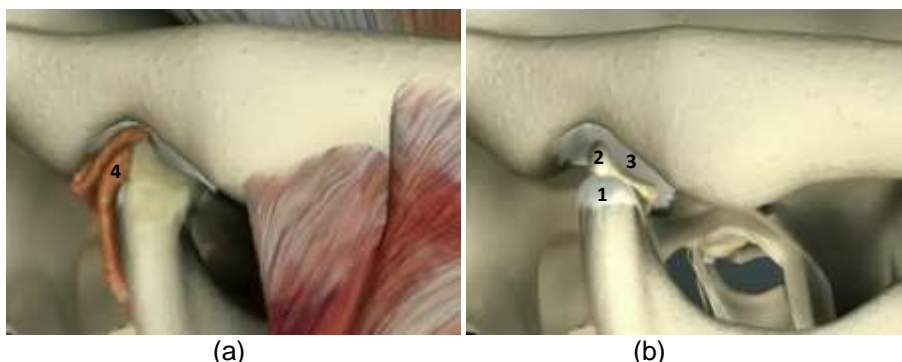
Este sistema poderá ser utilizado, não só como ferramenta de diagnóstico, estadiamento, prognóstico e preservação das Disfunções Temporomandibulares, como também para realização de pesquisas acadêmicas.

## CAPÍTULO 2

### ANATOMIA DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

#### 2.1–A anatomia da articulação temporomandibular (ATM)

A ATM determina a articulação entre a mandíbula e o osso temporal direito e esquerdo do crânio. É uma articulação bilateral que funciona como uma unidade. A ATM tem três partes diferentes conforme a figura 2.1 (a) e (b): (1) cabeça da mandíbula; (2) o disco articular (3) a fossa mandibular e a eminência articular do osso temporal, e (4) zona bilaminar. Uma cápsula de tecido conjuntivo fibroso que produz, internamente, líquido sinovial para a lubrificação e nutrição, e envolve em um compartimento hermeticamente fechado todas estas partes anteriormente descritas (Moore, 1992).



(a) (b)

Figura 2.1 – Articulação Temporomandibular – vista lateral.

Fonte: <http://www.youtube.com/watch?NR=1&feature=endscreen&v=1iVcv3HQpLo> - 2013

A cabeça da mandíbula situa-se sobre o bordo posterior do ramo mandibular, e forma a superfície articular da mandíbula, dividindo-se em uma parte inferior chamada de colo e uma superior ou parte articular chamada de cabeça. A forma da cabeça da mandíbula é altamente variável, e, pode parecer irregular em radiografias devido à variabilidade na forma de seu contorno ósseo, sendo recoberta por uma fina camada de fibrocartilagem. A cabeça da mandíbula é extremamente convexa quando vista lateralmente, mas quando vista posteriormente ela exhibe uma forma retangular mais

larga. O aspecto superior da cabeça da mandíbula é convexo e se ajusta à fossa mandibular do osso temporal. (Moore, 1992).

A fossa mandibular é uma depressão elíptica no osso temporal, posicionada anteriormente ao canal auditivo externo. Sua forma é côncava e se adapta a porção superior do côndilo mandibular. A fossa é considerada como uma parte não funcional da ATM devido ao fato que quando os dentes estão em oclusão cêntrica não há uma posição coincidente de travamento entre a cabeça da mandíbula, o disco e a parte côncava da fossa (Okeson, 2008). A eminência articular é um maciço ósseo que delimita o limite anterior da fossa mandibular. O fato da superfície da eminência articular ser coberta por uma camada mais densa de tecido conjuntivo fibroso do que a fossa articular indica que a eminência é a região funcional do osso temporal durante a movimentação mandibular. (Moore, 1992).

O disco articular situa-se entre a eminência articular e a fossa mandibular do osso temporal e a cabeça da mandíbula. As principais funções do disco são: resistir à carga que tem o potencial para perfurá-lo e reduzir a fricção no deslizamento (Patonay, 2002). Ele é constituído principalmente de tecido conjuntivo fibroso e denso separado em três regiões: a parte anterior, intermediária e posterior. O disco é mais fino na parte intermediária e mais amplo na parte anterior e posterior. A superfície superior do disco é côncava anteroposteriormente e convexa mediolateralmente, contornando a forma da eminência articular contra a qual ele repousa. A superfície inferior do disco é côncava em ambas as direções, ajustando-se geometricamente à cabeça do côndilo e fixada aos polos lateral e medial do processo condilar por fibras colágenas alinhadas transversalmente em sua parte anterior e posterior (ligamentos intracapsulares).

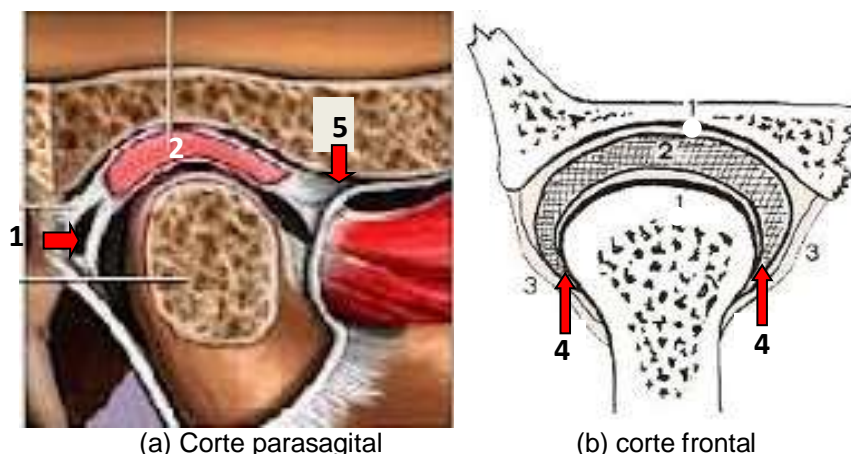


Figura 2.2 – ligamentos intracapsulares

Fontes:(a)<http://www.amiodonto.com.br/ATM.php>(b)<http://medicinadentaria.pt/articulacao-temporomandibular-atm/> - 2013

Em sua parte distal, o disco articular (figura 2.2b – 2) continua como uma camada dupla e fina de tecido conjuntivo, denominada de zona bilaminar (figura 2.2a – 1; figura 2.1a - 4) cuja principal função é ajudar a estabilidade do disco durante os movimentos articulares na direção anteroposterior.

Em sua parte anterior, o disco é ligado à cápsula articular (figura 2.2a – 3) pelo ligamento anterior (figura 2.2a - 5). A camada superior da zona bilaminar liga o processo glenóide posterior à parede anterior da cartilagem formando o meato acústico externo e sua camada inferior liga-se à porção posterior do processo condilar diretamente abaixo da superfície articular do côndilo. (Moore, 1992).

Os ligamentos que estabilizam o disco articular lateralmente são chamados de ligamentos colaterais, lateral e medial (figura 2.2b - 4).

Os ligamentos extracapsulares da ATM têm três principais funções: estabilizar, guiar e limitar os movimentos. Os ligamentos temporomandibulares (figura 2.3 seta 2), estilomandibulares (figura 2.3 seta 3) e esfenomandibulares (figura 2.3 seta 4) são os três ligamentos primários da ATM. Eles são um reforço considerável da parede lateral da cápsula articular (figura 2.3 seta1). As fibras do ligamento temporomandibular vão de uma direção inferior e posterior da parte lateral de eminência articular para a porção posterior do colo da cabeça da mandíbula. Este ligamento limita o movimento de



abertura e retrusão. O ligamento estilomandibular liga o processo estilóide do osso temporal ao ângulo goníaco da mandíbula. Ao contrário do ligamento temporomandibular ele encontra-se relaxado durante a abertura e limita os movimentos protrusivos e mediotrusivos. O ligamento esfenomandibular origina-se da espinha do osso esfenóide e da fissura petrotimpânica fixando na língula da mandíbula, assim como o ligamento estilomandibular ele limita os movimentos protrusivos e mediotrusivos (Okeson, 2008).

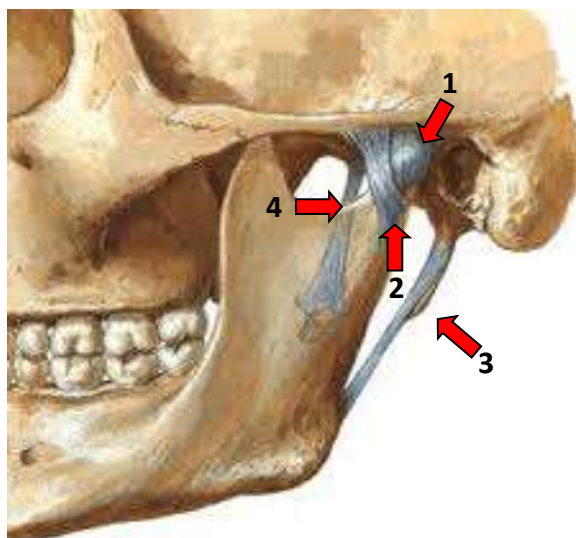


Figura 2.3 – Ligamentos extracapsulares.

Fonte: <http://consultoriodefisioterapiaerechim.blogspot.com.br/> 2013

## **2.2– A anatomia funcional e dinâmica dos músculos mastigatórios**

### **2.2.1 – Movimento de abertura**

O início do movimento de abertura é realizado pelo músculo pterigóide lateral (figura 2.4), e, na seqüência até o seu final, pelos músculos supra-hióides (figura 2.6) e o músculo platisma. O músculo pterigóide lateral tem dois locais de origem. Seu ventre inferior (figura 2.4 – 2) origina-se da superfície externa da lâmina lateral do processo pterigóide e insere-se no colo da cabeça da mandíbula, e o ventre superior (figura 2.4 – 1) origina-se na asa maior do osso esfenóide e se insere na cápsula e no disco articular.

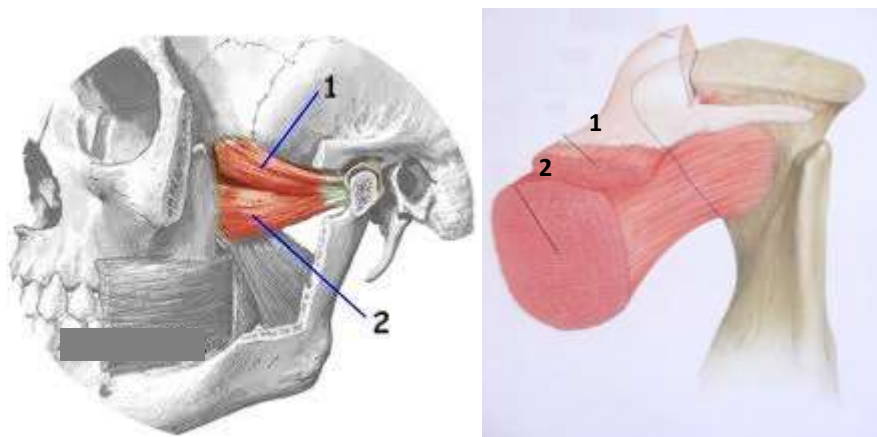


Figura 2.4 – Ventre superior (1) e inferior (2) do m. pterigoide lateral

odontologiareview.blogspot.com / Ide, Y.&Nakazawa, K., Anatomical Atlas of the temporomandibular joint. Quintessence, 1991

Ambos os ventres desempenham uma relação antagonista. O ventre inferior é ativo durante os movimentos de abertura, protrusão e mediotrusão e o ventre superior é ativo nos movimentos de fechamento, retrusão e laterotrusão (Wilkinson, 1988).

No início do movimento de abertura da boca, pode-se observar na figura 2.5.1 que o disco articular encontra-se interposto entre a cabeça da mandíbula e a eminência articular e, o feixe superior do músculo pterigoideo lateral mantém-se contraído para estabilizá-lo. Na figura 2.5.2, as contrações isotônicas e concêntricas dos feixes inferiores dos músculos pterigoideos laterais tornam-se mais evidentes, e gradativamente os feixes superiores vão relaxando e as fibras dos ligamentos da zona bilaminar aumentam seu tensionamento (figura 2.5.3), até que a abertura chegue ao seu máximo, limitada pelos ligamentos estilomandibular e esfenomandibular (figura 2.5.4). No movimento normal de abertura, o disco continua sempre interposto entre essas duas estruturas como resultado do equilíbrio entre o músculo, os ligamentos retrodiscais e a pressão intra-articular.

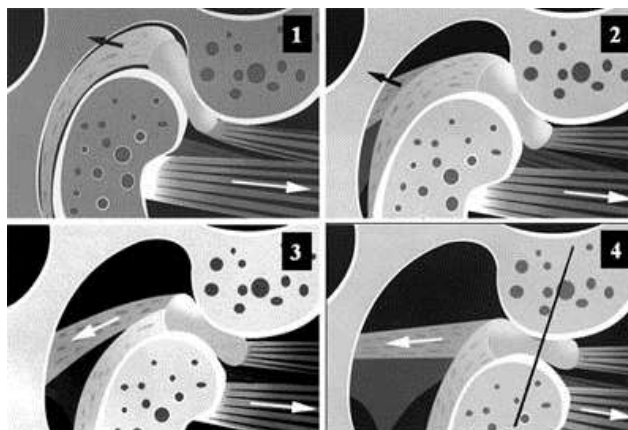


Figura 2.5 – Ação antagônica dos ventres do músculo pterigóide lateral  
<http://facecare.com.br/articulacao/disfuncoes/como-ocorre-o-movimento-normal-da-articulacao/> 2012

Os músculos supra-hióides, são os principais agonistas do movimento de abertura e consistem em: digástrico, milohióide e geniohióide, conjuntamente com o músculo platisma. O músculo digástrico tem dois ventres. O ventre posterior do músculo se origina medialmente ao processo mastóide do osso temporal e suas fibras se estendem anterior, inferior e medialmente em direção ao osso hióide. No osso hióide, o ventre posterior liga-se ao ventre anterior através de um tendão intermediário. O ventre anterior se origina no lado interno da mandíbula na fossa digástrica. O músculo milohióide estende-se do corpo do osso hióide até a linha milohóidea do lado interno do corpo da mandíbula. O músculo geniohióide surge do processo geni na parte posterior da sínfise mentoniana da mandíbula e se estende como uma tira estreita, passando posterior e inferiormente, para se inserir na secção medial e superior do corpo do osso hióide. (Moore, 1992).

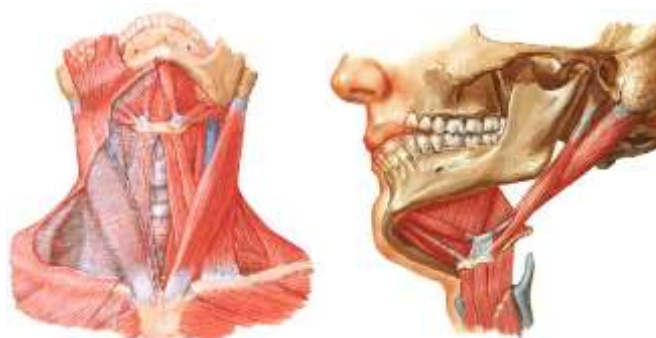


Figura 2.6 – músculos supra e infra-hióides.

Fonte: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/pescoco.htm> 2013

### 2.2.2 - Movimento de fechamento

Os músculos agonistas envolvidos com o movimento de fechamento mandibular (figura 2.7) são: os temporais (1), masseteres (2), e pterigóide medial (3). O músculo pterigóide lateral (4) atua como sinergista. O músculo temporal é achatado e em forma de leque, que se origina da fossa temporal e se insere sobre o processo coronóide e na margem anterior do ramo mandibular. Ele funciona como se fosse composto por três partes distintas. As fibras musculares da parte anterior tracionam a mandíbula para cima, elevando-a. A secção média do músculo temporal efetua o fechamento mandibular com retrusão, sendo uma função secundária. A parte posterior está envolvida principalmente na retrusão. O músculo masseter é um elevador que provê a maior potência requerida para trituração dos alimentos. Ele também auxilia a protrusão. Sua origem é o arco zigomático e sua inserção ocorre sobre a área lateral do ramo mandibular anterior e lateralmente e no ângulo mandibular. O músculo pterigóide medial se origina da superfície média do processo pterigóide do osso esfenóide. Suas fibras musculares seguem a mesma direção das fibras do masseter, direcionando-se para baixo e lateralmente na superfície interna do ramo mandibular superior ao ângulo goníaco, região onde se insere. Funciona primariamente como um elevador mandibular e ajuda no posicionamento lateral e também na protrusão mandibular. (Okeson, 2008).

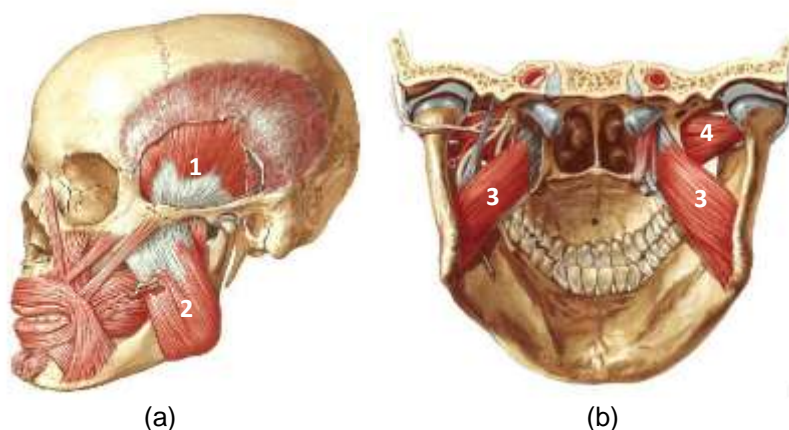


Figura 2.7 – Músculos mastigatórios.

Fonte: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/atm.htm> 2012

No início do fechamento da boca, pode-se observar no quadro 2.8.1 que o disco e o côndilo estão no limite máximo da eminência articular e o equilíbrio entre o músculo pterigoideo, os ligamentos retrodiscais e a pressão intra-articular continuam mantendo o disco interposto entre essas duas estruturas ósseas até o final do fechamento. Na figura 2.8.2, no início do fechamento o feixe inferior ainda está ativo, entretanto, na figura 2.8.3 ele cessa sua contração para permitir o recuo da cabeça da mandíbula, mantendo-se somente o feixe superior em contração isométrica excêntrica (Koolstra, 1997) e seguido de uma diminuição gradual da tensão dos ligamentos da zona bilaminar, para controlar o posicionamento coordenado do disco articular até o final do movimento (figura 2.8.4).

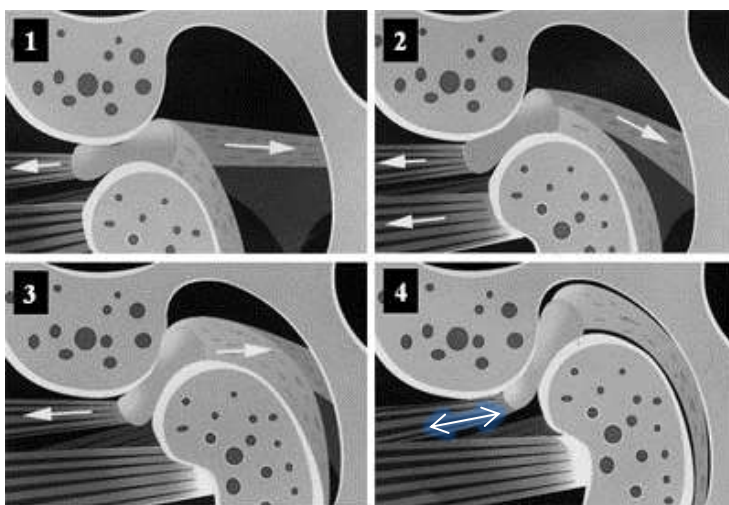


Figura 2.8 – Ação antagônica dos ventres do músculo pterigóide lateral no fechamento da boca.  
<http://facecare.com.br/articulacao/disfuncoes/como-ocorre-o-movimento-normal-da-articulacao/2012>

### **2.2.2 – Movimentos de lateralidade**

A contração unilateral do músculo pterigóide lateral acarreta o deslocamento da mandíbula para o lado oposto (contralateral) através do movimento de translação unilateral da cabeça da mandíbula, tendo por eixo rotacional o centro da cabeça da mandíbula do lado oposto ao da contração (contralateral). O feixe horizontal, do músculo temporal, do mesmo lado onde ocorre a contração do m. pterigóide lateral age como um modulador e controlador do movimento de lateralidade, através da contração excêntrica isotônica. (Wilkinson, 1988)

No retorno do movimento, os papéis de invertem, o feixe horizontal do músculo temporal age como agonista do movimento em contração isotônica concêntrica

(ipsilateral) e o feixe inferior do músculo pterigóide lateral (ipsilateral) como controlador em contração isotônica excêntrica, retruindo unilateralmente a mandíbula.

Tal movimento, quando observado, tendo como referência fixa, o ponto entre os incisivos centrais superiores, e, como referência móvel, o ponto entre os incisivos centrais inferiores, este último ponto descreve um ângulo denominado de Ângulo Funcional Mastigatório de Planas (AFMP – Figura 1.2) em relação ao eixo horizontal (eixo x) que pode ser simétrico ou assimétrico, variando muito entre vários indivíduos de uma população. Os determinantes do AFMP são duas estruturas anatômicas: a eminência articular do osso temporal do lado oposto para o qual a mandíbula excursiona e a face palatina das cúspides vestibulares dos dentes posteriores superiores em contato com as faces vestibulares das cúspides vestibulares dos dentes posteriores inferiores, do lado que ocorre o movimento de lateralidade (Planas, 1987).

### **2.2.3 – Movimentos de protrusão e retrusão**

O deslocamento simétrico da mandíbula para frente e para trás denomina-se, respectivamente, de protrusão e retrusão.

A protrusão ocorre como consequência de contrações bilaterais, isotônicas e concêntricas dos músculos pterigóides laterais, esquerdo e direito (agonistas), sendo controlada antagonicamente pelos feixes horizontais dos músculos temporais por contrações bilaterais, isotônicas e excêntricas.

Na retrusão, os papéis se invertem, os feixes horizontais dos músculos temporais executam contrações bilaterais isotônicas e concêntricas (agonistas) e os músculos pterigóides laterais executam contrações bilaterais isotônicas, porém, excêntricas. Desta forma, as cabeças da mandíbula retornam a sua posição de repouso, controladamente, para que não sejam lesadas por compressão das zonas bilaminares, posteriores às mesmas, por movimentos bruscos.

## **A DESORDEM TEMPOROMANDIBULAR (DTM)**

As disfunções temporomandibulares (DTM) constituem um termo genérico de um número de sinais clínicos e sintomas, envolvendo os músculos mastigadores, a articulação temporomandibular (ATM) e estruturas associadas. Hábitos parafuncionais, desarmonias oclusais, estresse, ansiedade, traumas e microtraumas, instabilidade mandibular, desequilíbrios posturais, condições fisiológicas anormais são fatores comumente relacionados às DTMs, portanto a DTM apresenta etiologia multifatorial e normalmente envolve uma abordagem interdisciplinar para seu tratamento. (Santos, 2009; Okeson, 2008; Pertes, 1991; Leman-Grimes, 2005; Bell, 1990)

A desordem temporomandibular continua sendo um problema para os pacientes e para os profissionais de saúde envolvidos com o tratamento. A necessidade de se apurar os exames e melhor entender esta condição, justifica as pesquisas dos constituintes anatômicos da articulação e a ilustração de seus movimentos. Quando ambos, pacientes e profissionais, tornam-se mais conscientes dos sintomas que envolvem a DTM, a cura da doença torna-se mais urgente e relevante dentro da comunidade médica e odontológica.

Segundo Bottlang (1998), a articulação temporomandibular (ATM) é uma parte da anatomia humana que vem chamando a atenção, tanto da medicina como da odontologia, nos últimos cinquenta anos, até os dias atuais. A ATM é considerada como a segunda estrutura anatômica mais difícil de analisar, sendo a coluna espinhal a mais difícil. Devido à alta complexidade morfológica e dinâmica, a ATM continua a ser extensivamente estudada com o objetivo de se alcançar uma base sólida pela qual se crie critérios para se diagnosticar disfunções da articulação.

A dificuldade de se identificar e tratar corretamente as disfunções temporomandibulares revela por si só a complexidade das ATM's que trabalham não só como uma combinação de ossos e ligamentos, mas também como a coordenação de dentes e músculos. A composição anatômica da ATM apresenta muitas variáveis para a disfunção. A disfunção temporomandibular, entretanto, serve como um termo genérico para se rotular qualquer conjunto de sinais clínicos ou sintomas originados de uma anormalidade fisiológica ou resposta neurológica dentro ou nas proximidades da ATM. Às vezes, a DTM apresenta-se como uma anormalidade monoarticular traumática do sistema musculoesquelético que não responde ao tratamento ortopédico. Em outras ocasiões pode ser um problema complexo no qual a oclusão ocupa um pequeno espaço e um tratamento efetivo mais elaborado pode ser requerido. (Okeson, 2008).

A ATM não é apenas uma articulação complexa de se entender, mas também é uma estrutura anatômica onde podem estar presentes uma série de sinais e sintomas que causam dificuldade para se elaborar um diagnóstico adequado. Três áreas específicas contribuem para a dificuldade do diagnóstico e tratamento adequado da DTM: (1) outros problemas que causem dores craniofaciais ou craniocervicais podem induzir ao erro de diagnóstico da DTM e receber tratamento inadequado; (2) a DTM por ser fortemente influenciada por fatores emocionais ou comportamentais que são melhores tratados por meios não ortopédicos; (3) A DTM pode ser parte de uma patologia miofascial e ligamentar generalizada relacionada ao pescoço ou cintura escapular e desta forma, sujeito a *feedback* dolorosos, como por exemplo, a dor neurogênica ou mesmo somáticas nos quadros de fibromialgia.(Solberg & Seligman, 1985).

A DTM é vista como um problema multifatorial que envolve o estresse, que, por sua vez, induz à hiperatividade muscular (o sistema límbico, sobrecarregado, ativa



continuamente a formação reticular), e à sobrecargas excessivas devido às anormalidades estruturais, e lesões articulares e musculares causadas ou exacerbadas por micro traumas diversos (Griffiths, 1983).

O diagnóstico da DTM deveria se basear em características específicas ao invés de ser generalizada como uma dor craniofacial. Para se entender as características específicas das DTM é necessário que se entenda a ATM anatomicamente, incluindo mudanças nas estruturas dos ligamentos e discos articulares durante movimentos como o ciclo mastigatórios (Beek *et al.*, 2001). Inventos tecnológicos agora tornam possível demonstrar os movimentos dos ligamentos e discos tridimensionalmente.

Ambas as imagens fornecidas pela ressonância magnética e tomografias computadorizadas, associadas aos refinamentos do registro de dados de um software, assim como os parâmetros da análise do eixo helicoidal, permitem um maior entendimento da ATM, pela análise de sua estrutura anatômica em uma situação dinâmica. (Tanaka *et al.*, 2001). Enquanto a deficiência na compreensão nos movimentos articulares for apenas uma área de problemas multifatoriais de amplo espectro conhecido como DTM, maiores explicações dos movimentos articulares deveriam, todavia, fornecer discernimento e aumentar o entendimento do que é normal, e assim melhorar o diagnóstico da DTM.

Indivíduos portadores de DTM apresentam as amplitudes dos movimentos mandibulares reduzidas e, às vezes, ocorre mesmo um impedimento para se realizar alguns movimentos (Dworkin *et al.*, 1990). A velocidade dos movimentos também é reduzida em indivíduos com DTM em relação a indivíduos normais (Clark GT, Lynn P, 1986).

## **2.3 - Diagnóstico das DTM's**

O otorrinolaringologista James Costen descreveu um grupo de sintomas que estava focado no ouvido e ATM (Costen, 1934), mas com o passar do tempo tal teoria foi sendo desacreditada. Estes sintomas tornaram-se conhecidos como a Síndrome de Costen. Em 1959, Shore introduziu o termo “Síndrome da Disfunção da Articulação Temporomandibular”, que mais tarde foi refinada para “Distúrbios Funcionais da ATM” por Ramfjord e Ash (Okeson, 2008). Embora várias terminologias fossem aplicadas e um esforço para descrever esta alteração, Bell (1982) criou o termo “Desordem Temporomandibular” (DTM), que ganhou popularidade devido ao reconhecimento do termo da articulação e do sistema mastigatório.

A Associação Dental Americana (ADA) adotou o nome de Desordem Temporomandibular, em 1983, para evitar confusão no ainda difícil campo do diagnóstico (Griffiths, 1983).

Em 1989, Clark et al. estabeleceram apropriadamente o Protocolo de Exame e Diagnóstico da DTM, onde estabeleceram subcategorias pertinentes com uma história clínica abrangente com uma revisão dos sistemas. Os procedimentos de exame constavam de: amplitude do movimento craniomandibular e craniocervical; análise dos sons articulares; registro da sensibilidade articular e muscular à palpação.

## **2.4 - Classificação das DTM**

### **2.4.1 – Musculares**

Alterações como mialgia, trismo, espasmos, miosites, discinesia, contratura muscular, hipertrofia e bruxismo; a fibrose ou calcificação (miosite ossificante) do tecido muscular e ligamentos (calcificação do ligamento estilomandibular - síndrome de Eagle).

#### **2.4.2 - Problemas de dinâmica articular (locais e sistêmicos)**

Fatores locais compreendem a incoordenação disco-côndilo, translação condilar restrita, deslocamento condilar, artralgia, traumas mecânicos agudos (fraturas, hemartrose, ruptura de ligamentos intracapsulares com deslocamento permanente ou transitório do disco), anquiloses (fibrosas ou ósseas) e adesões intracapsulares; os fatores sistêmicos compreendem: osteoartrite, artroses, poliartrites (artrite reumatóide juvenil, psoríase, hiperuricemia, esclerodermia, lúpus eritematoso sistêmico), fibromialgia, cefaleias, diabetes (neuropatia diabética), estresse, alterações psicopatológicas diversas e dependência química.

A dor e a disfunção no sistema mastigatório de origem não muscular e esquelética como sinusites, doenças neoplásicas, ou doenças infecciosas na região orofacial não são consideradas como causa primárias de DTM.

#### **2.4.3- Alterações morfológicas**

Alterações da forma do disco e superfícies articulares que podem levar à hipermobilidade articular (lassidão ligamentar) ou à hipomobilidade articular (alongamento do processo coronóide; hipertrofia da cabeça da mandíbula).

#### **2.4.4 - Distúrbios do crescimento maxilo-mandibular**

Estes distúrbios incluem a hipertrofia dos músculos mastigatórios, atrofia, neoplasias, hipo e hiperplasia maxilo-mandibular, agenesia condilar (Clark et al, 1989).

A necessidade de uma história médica compreensível é fundamental, particularmente quando o portador de DTM sofre de dor crônica. Sugere-se que a história deveria, rigorosamente, ser feita conforme a história médica e revisão dos sintomas. A queixa principal e a razão da visita do paciente são prontamente identificadas. A história da doença atual e o relato de cada sintoma incluem detalhes de seu início, característica, intensidade, duração, frequência, localização e padrão diário,

tanto quanto a descrição de tratamentos anteriores e sua evolução. Os fatores desencadeantes, agravantes, atenuantes e a quantidade de deficiência deveriam também ser registrados apropriadamente para cada sintoma. A história presente da doença termina com uma cronologia da progressão do sintoma e resume a relação entre os sintomas (Clark et al, 1989).

A história médica pregressa inclui o relato de todas as cirurgias, hospitalizações, traumas e doenças causadas por anomalias do desenvolvimento e adquiridas, uso de medicações (incluindo duração de uso e dosagem) e também de morbididades associadas à DTM como a fibromialgia, cefaleias, síndrome da dor miofascial, artrite reumatóide e neuropatia diabética trigeminal. Fatores gerais deveriam ser avaliados, particularmente a qualidade do sono devido a sua relação com depressões e no tratamento de dores musculoesqueléticas.

A história dental pregressa deveria incluir doenças dentárias anteriores e tratamentos dentários. A história dos hábitos revisa fatores etiológicos potenciais, incluindo a discussão da sensibilização do paciente quanto aos hábitos deletérios de apertamento, bruxismo noturno, mastigação unilateral, mascar frequente de chicletes, e a postura mandibular ou da língua (Clark et al, 1989).

Na história familiar, o paciente deveria ser questionado quanto à incidência destes mesmos problemas em parentes próximos ou mesmo conflitos nos relacionamentos familiares e no trabalho que induzam a estresses, e, principalmente como os pacientes lidam com eles, ou até onde os afetam negativa ou positivamente. Na história psicossocial, terapias psicológicas anteriores ou atuais devem ser exploradas. Distúrbios de funções devido à depressão ou ansiedade devem ser identificados. Um questionário médico-dental é sugerido como sendo uma tentativa de se identificar qualquer doença existente que possa estar associada à DTM (Clark et al, 1989).

## **2.5 – A prevalência da DTM**

O diagnóstico da DTM era associado ao nome da condição. Durante a década de 50, a DTM tornou-se uma condição diagnosticável conhecida pela maioria dos profissionais (Okeson, 2008). A prevalência dos sinais e sintomas atribuídos a DTM tinha aumentado tremendamente após ter se passado meio século, devido ao aumento do conhecimento de ambos, pacientes e profissionais de saúde.

Vários estudos epidemiológicos examinaram a incidência da DTM em vários grupos. Nilner & Lanzig (1981) relataram que 36% dos indivíduos de seu grupo (158/440) possuíam ao menos um sintoma e 72% (317/440) tinham ao menos um sinal clínico de DTM. Gazit (1984) encontrou 56% dos indivíduos (207/369) tinham ao menos um sintoma, enquanto 44% (162/369) tinham ao menos um sinal de DTM. Pullinger (1988) encontrou 39% de pessoas (87/222) apresentaram ao menos um sintoma de DTM e 48% (107/222) um sinal de DTM. Swanljung and Rantanen (1979) relataram que 59% (344/583) com ao menos um sintoma enquanto que 86% (501/583) tinham ao menos um sinal. Embora estes estudos epidemiológicos fossem formados por grandes amostras eles não eram representativos da população devido à natureza específica de cada amostra nas quais todas as pessoas eram crianças ou adultos, ou de uma etnia específica. Parece lógico, apesar disso, inferir que 40% a 60% da população em geral deveria ter algum sinal ou sintoma de DTM. (Okeson, 2008).

Solberg (1985) realizou um estudo detalhado de DTM entre estudantes universitários, incluindo ambos os exames clínicos da ATM, bem como um questionário para ser respondido antes do indivíduo ser examinado. Ele descobriu que aproximadamente 50% de 739 indivíduos tinham sinais que não eram relatados como sintomas. Além do mais, foi encontrado que apenas 10% do grupo (74/739) tinham sintomas que eram bastante severos para eles e que os faziam procurar tratamento.

Geralmente, supondo que aproximadamente 25% da população informam sintomas de DTM, apenas 10% da população procuram por tratamento. O estudo de Solberg é reconhecido na comunidade odontológica como a reflexão mais precisa quanto à prevalência da DTM na população em geral. A maioria dos estudos epidemiológicos revela que a maioria dos pacientes que procura por tratamento para suas DTM's, situa-se na faixa etária entre 20 a 40 anos, embora crianças, adultos jovens e aqueles acima dos 60 anos também revelam ter sintomas de DTM.

De acordo com o Instituto Nacional de Saúde dos Estados Unidos da América (NIH), a população tem a prevalência dos sintomas auto relatados de 5% a 15%, sem considerar a diferença de gênero, e, tem prevalência máxima nos adultos jovens entre 20 e 40 anos de idade. O NIH, entretanto, reconhece o conflito dos percentuais entre os estudos epidemiológicos relacionados à prevalência de DTM e apoia pesquisas voltadas para a DTM, especialmente estudos longitudinais.

## **2.6 – A etiologia da DTM**

Os sintomas da DTM podem surgir quando a função normal é associada a algum fator que exceda a tolerância fisiológica (Emshoff *et al.*, 2002). Este evento pode ser local e/ou sistêmico. Um evento local pode ser a mudança de um estímulo sensorial causado por uma restauração dentária alta, ou pode ser secundário a um trauma que envolva os tecidos locais, como por exemplo, uma resposta pós-injeção de anestésico local. O trauma também pode advir do uso indevido dos dentes como, por exemplo, o ranger de dentes (bruxismo).

A causa decisiva, em termos de frequência do estímulo nocivo de um evento sistêmico, é o estresse. Os centros emocionais responsáveis pelo processamento das emoções, o sistema límbico, influenciam a função muscular ativando excessivamente o

hipotálamo e a formação reticular, afetando o sistema muscular através da sobrecarga das vias eferentes gama (motoneurônios gama), causando o aumento da contração das fibras intrafusais dos fusos musculares, estruturas responsáveis pela manutenção do grau de contração muscular tônica (tônus muscular em repouso). Os fusos neuromusculares podem ser sensibilizados por esse estímulo exagerado e qualquer alongamento muscular, por menor que seja, pode causar uma contração reflexa, aumentando a tonicidade do músculo (Carlsson, 1973).

Quando o corpo está estressado, o estresse deve ser aliviado (Okeson, 2008). O alívio do estresse ocorre de duas formas, externa e interna. Externamente a manifestação do estresse ocorre de várias formas: gritar, xingar, atirar objetos e etc. Internamente a manifestação do estresse se percebe como uma alteração psicofisiológica como a hipertensão, asma, aumento do tônus dos músculos da cabeça, pescoço e cintura escapular, ou, em uma atividade parafuncional como o bruxismo (Solberg & Seligman, 1985).

Porque algumas pessoas toleram melhor o estresse do que outros ou porque o estresse nos diferentes meios científicos de discussão é pouco entendido? O que se entende é que diferentes pessoas tem diferentes tolerâncias individuais que se diferenciam das tolerâncias psicológicas, e que os níveis de tolerância podem ser influenciados por fatores locais, sistêmicos ou mesmo culturais. Quando o sistema estomatognático é ortopedicamente estável, ele está mais bem adaptado para suportar a ação dos fatores locais. A estabilidade ortopédica da mandíbula, maxila, ossos temporais, mais os músculos e ligamentos relacionados a estas estruturas, favorecem os movimentos mandibulares, quando as cabeças da mandíbula estão posicionadas contra as faces posteriores das eminências articulares, em uma posição o mais supero-posterior, com os discos articulares interpostos entre ambas corretamente. Deve

também haver igualmente, contatos dentários distribuídos entre todos os dentes e que esta força seja direcionada e dissipada na direção do eixo longitudinal dos dentes. Da posição anteriormente mencionada, na protrusão, a mandíbula move-se excentricamente e os contatos dos dentes anteriores, desocluem os dentes posteriores (Okeson, 2008). A instabilidade ortopédica pode ser resultado de uma oclusão ruim, patologia da ATM ou ambas. A falta de coincidência entre a posição muscular estável e os contatos oclusais podem também aumentar a instabilidade e predispor futuramente os indivíduos a serem portadores de DTM (Solberg & Seligman, 1985).

Há vários fatores sistêmicos que afetam a tolerância fisiológica, tais como: fibromialgia, cefaleias, síndrome da dor miofascial, artrite reumatóide e neuropatia diabética trigeminal. Cada pessoa possui características únicas que formam sua constituição. Isto inclui predisposição genética, fisiologia, gênero, dieta e maus hábitos. Outras variáveis como uma doença aguda ou crônica e condições físicas de sobrecarga do indivíduo, pode também afetar sua tolerância fisiológica. Deveria ser observado que, se a efetividade na modulação da dor individual não é a ideal, o sistema torna-se mais vulnerável (Okeson, 2008). Passatore e Grassi (1988) demonstraram como a atividade do sistema nervoso simpático pode aumentar a atividade do tônus muscular causando mialgias, que dificultam a adaptação da resposta a um agente estressante. Devido a isso, o estresse emocional pode influenciar a atividade simpática, e isso se manifesta de duas formas: sendo um evento sistêmico e um fator sistêmico que afeta a tolerância fisiológica.

Um fator de relevada importância para o desenvolvimento das DTM são as mastigações viciosas unilaterais (Planas – 1987; Simões – 2004), que acarretam desequilíbrios estáticos e dinâmicos na fisiologia da motricidade mandibular,



provocando alterações adaptativas no funcionamento dos músculos e consequentemente na morfologia dos ossos do crânio.

## **2.7 - A regra da maloclusão na DTM**

Embora a maloclusão tenha sido implicada como um fator etiológico da DTM, (Perry, 1970; Roth, 1982), estudos clínicos verificaram que esta relação é equivocada (Hultgren *et al.*, 1978; Mohlin & Kopp, 1978). Mohlin & Kopp (1978) demonstraram uma associação entre sobremordida incisiva e DTM.

Por outro lado, há muitos estudos que sugerem uma forte associação entre mordidas cruzadas e mordidas abertas anteriores que predispõe um indivíduo à DTM (Egermark-Eriksson *et al.*, 1983). As mordidas cruzadas anteriores e sobremordidas extremas com 100% de trespasse vertical parecem causar disfunção neuromuscular e reposicionamento mandibular que gera desarmonia no ciclo mastigatório. Tal desarmonia pode ser suficiente para produzir efeitos de uma isquemia circulatória o que predispõe a DTM. (Solberg & Seligman, 1985).

Finalmente, contatos oclusais assimétricos e interferências estão associados com distúrbios funcionais (Ingervall *et al.*, 1980; Egermark-Eriksson *et al.*, 1983). Estas interferências estão correlacionadas como os sons articulares, desta forma fortalecendo a associação com a disfunção. Embora alguns estudos relataram associações estatisticamente significantes entre DTM e Bruxismo, mordidas cruzadas e interferências oclusais, é ainda duvidoso que a maloclusão por si só seja implicada como fator etiológico da DTM. A oclusão e a maloclusão não são os únicos fatores predisponentes para um problema tão complexo (Solberg & Seligman, 1985).

O deslocamento lateral da mandíbula protagonizado pela contração do m. pterigoide lateral contralateral é chamado de movimento de lateralidade. Este

movimento descreve uma trajetória de um segmento de circunferência e registra um ângulo na região central dos incisivos em relação ao plano horizontal, denominado de Ângulo Funcional Mastigatório de Planas (AFMP). Quanto menor for este ângulo, menor é a energia muscular despendida para se realizar este movimento com maior eficiência na trituração dos alimentos (Planas, 1994; Simões, 2004), tal fato determina o lado de preferência mastigatória que ocorre em cerca de 45% dos indivíduos (Diernberger, 2008) e causa um desequilíbrio de todas as estruturas dos sistema estômato-glosso-gnático, podendo levar à Síndrome do Lado Habitual de Mastigação com alta probabilidade de desencadear uma DTM (Santana-Mora, 2013). Em outro estudo encontrou-se lado preferencial de mastigação em 87% em crianças com dentição decídua, 82% com dentição mista e 76% na permanente (Barcellos, 2011). Em indivíduos com lado preferencial de mastigação foram correlacionados com maior incidência de DTM (Reinhardt, 2006).

## **2.8 – A dinâmica mandibular**

Os movimentos mandibulares se originam de uma complexa sequência de inter-relações tridimensionais de rotação e translação. Os principais movimentos da mandíbula são denominados de abertura e fechamento, sendo uma combinação de rotação e translação. Os componentes rotacionais e translacionais não são combinados igualmente através de todo o movimento (Merlini & Palla, 1988). Na fase inicial do ciclo de abertura o movimento é primeiramente rotacional, mas depois dos primeiros 20 mm de abertura, aproximadamente, a translação torna-se mais pronunciada, com os côndilos e discos deslizando anteriormente ao longo da parede posterior da eminência articular. A abertura máxima ocorre quando a distância entre os incisivos está entre 40 e 60 mm, e, é limitada pelo ligamento temporomandibular e pela cápsula articular. O movimento de fechamento inicia-se com uma fase na qual a

translação posterior é predominante. A mandíbula fecha com translação quando seu maior componente chega até mais ou menos dois terços da abertura máxima. Neste momento os côndilos e discos retornam também para a posição inicial. Uma vez que isso acontece, o fechamento ocorre como uma suave combinação de movimentos rotatórios e translatórios. A posição oclusal é então alcançada primariamente, embora não inteiramente por movimento rotacional (Nevakari, 1955).

Um ponto localizado entre os incisivos centrais inferiores na altura da face incisal, denominado de ponto incisal, é comumente usado para descrever os movimentos mandibulares. O gráfico de Posselt destaca os movimentos bordejantes do ponto incisal. A posição inicial do ponto incisal é chamada de oclusão cêntrica, e nesta posição os dentes mantêm máximo contato em suas superfícies oclusais.

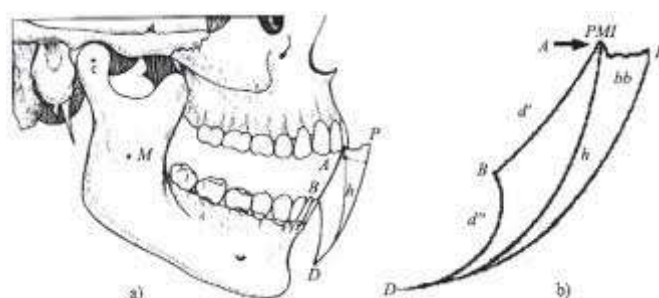


Figura 2.9 – Gráfico de Posselt (Posselt 1952)

Fonte: <http://www.gsdl.bvs.sld.cu>

A figura 2.9 ilustra o gráfico de Posselt e no plano sagital pode ser dividido em quatro partes. A decomposição dos movimentos mandibulares é feita por segmentos conforme ilustrado na figura 2.10. No primeiro segmento, chamado de período de movimento de abertura retruída, a mandíbula rotaciona aproximadamente  $10^\circ$  (onde ainda há somente o movimento de rotação) sobre seu eixo que intersecciona os centros dos côndilos (segmento AF). Se a abertura exceder os  $10^\circ$  iniciais, a translação das cabeças da mandíbula inicia-se, e o período de abertura com retrusão mandibular final pode ser considerada como uma combinação de movimento rotacional sobre o eixo localizado entre as cabeças da mandíbula e uma protrusão (segmento FE). Após

este período, a abertura máxima é alcançada. A trajetória frontal máxima é descrita com um movimento de fechamento, executado em protrusão máxima (segmento ED). No bordo superior a mandíbula está em máxima protrusão (D), e pode retornar à posição inicial de oclusão cêntrica por um movimento retrusivo (segmentos DC, CB e BA).

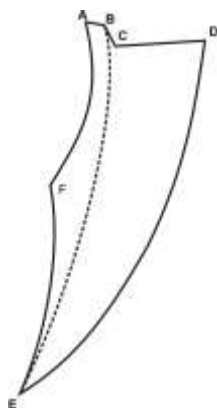


Figura 2.10 - Decomposição das trajetórias descritas pelo ponto interincisivo no plano parassagital.

As considerações anatômicas que envolvem a ATM são complexas e variáveis dependendo da condição médica do paciente. Todavia, os princípios básicos de anatomia devem ser compreendidos de modo a avaliar, com precisão, quaisquer movimentos que envolvem a ATM.

## 2.9 - O registro da dinâmica mandibular

A mastigação é uma das principais funções do sistema estomatognático. Um sistema de controle neurológico, integrado, o gerador de padrão central, regula e coordena todos os componentes estruturais envolvidos no processo.

O uso de dispositivos para se medir quantitativamente a movimentação mandibular, tem sido usado recente e predominantemente em ambiente laboratorial por seu alto custo, o que o inviabiliza em ambiente clínico, restringindo seu uso somente para pesquisas.

A presença de disfunções temporomandibulares acarreta redução das amplitudes máximas de abertura, e, redução da velocidade, tanto de abertura quanto de fechamento dos movimentos mandibulares durante a fala. (Bianchini et al, 2007).

Durante a mastigação, em indivíduos normais, a velocidade de abertura mandibular variou entre máxima e mínima, de 444 mm/seg a 150 mm/seg. Já em relação à máxima velocidade, durante o fechamento mandibular, obteve-se 515 mm/seg de máxima e a mínima de 169 mm/seg. Em relação a amplitude vertical de abertura máxima foi achado 51,3 mm e 24,1 para a mínima. (Silva et al, 2011).

Em um estudo, eletromiográfico e cinemático, onde foram analisados dois grupos: um com dez indivíduos normais e outro com dez indivíduos portadores de DTM com dor leve a moderada, foram medidas a atividade muscular e as velocidades de abertura e fechamento livres (sem interposição, entre os dentes, de qualquer alimento), e, através do EMG, quando do apertamento máximo de rolos de algodão e durante a mastigação de goma de mascar. Os indivíduos portadores de DTM, em relação aos indivíduos do grupo controle, apresentaram uma menor rotação mandibular relativa ao final da abertura, um número médio maior de intersecções na trajetória mandibular de abertura e fechamento durante a mastigação, e, uma assimetria menor entre o lado de trabalho e o lado de balanceio em termos de atividade eletromiográfica. Na análise cinemática (velocidade) dos movimentos, não foram encontrados valores com diferenças, entre os dois grupos, estatisticamente significantes. (De Felicio et al, 2013).

A dor induzida no músculo masseter, por infiltração de solução salina hipertônica, limitou os movimentos mandibulares apenas nos movimentos de maior amplitude, como a abertura e fechamento. Entretanto não afetou significativamente os movimentos de menor amplitude, como a protrusão e lateralidade direita e esquerda,

que ocorrem por ação direta de outros músculos que não foram infiltrados pela solução salina hipertônica, e conseqüentemente não foram afetados (Sae-Lee et al, 2008).

## **CAPÍTULO 3**

### **CAPTURA DO MOVIMENTO**

#### **3.1–A biomecânica e o estudo do movimento**

A biomecânica é por definição uma ciência que estuda sistemas biológicos com um enfoque mecânico (Hall, 2005). A mecânica Newtoniana é empregada para fins de estudos anatômicos e funcionais dos seres vivos, tendo como objetivo a descrição do movimento, as variações da energia, e as forças atuantes sobre determinado corpo. Ela apresenta várias subdivisões e duas delas são de especial importância: a dinâmica e a cinemática. A primeira (dinâmica) relaciona o movimento de um corpo com a força atuante sobre ele; a segunda (cinemática) enfoca a descrição do movimento, considerando o tempo e o espaço. Uma vez associadas, estas duas divisões, nos dão informações de crucial importância ao estudo da biomecânica do movimento.

A relevância do estudo do movimento é ampla. Não só o planejamento de locomoção é uma atividade básica à sobrevivência humana, como também é capaz de transmitir muitas das características fisiológicas ou mecânicas dos vários sistemas: o neural, o muscular esquelético e outros que trabalham sincronizada e harmonicamente com os demais, para executar função tão complexa e delicada, que é o movimento. Os cálculos ou estimativas das variáveis dinâmicas e cinemáticas são procedimentos realizados no dia-a-dia dos laboratórios de biomecânica (Holden et al., 2003). Para se capturar tais dados, diferentes equipamentos são utilizados. A plataforma de força é um exemplo de equipamento usado na obtenção das variáveis dinâmicas do movimento (Adu et al., 2007). Os sistemas de captura e análise de movimento (SCAM) são um exemplo de um conjunto de equipamentos usados para se obter as variáveis cinemáticas, capazes de calcular as trajetórias de segmentos de um corpo. Uma vez

obtidos os valores lineares da trajetória e do tempo gasto para executá-lo, calcula-se a seguir, a velocidade e aceleração destes segmentos, tendo sua posição e orientação espacial definido por vários sensores afixados do segmento em análise. No caso específico deste estudo, foram fixados, na superfície da pele sobreposta à mandíbula, ao osso frontal e na superfície vestibular dos incisivos inferiores.

A captura do movimento é um conceito utilizado na biomecânica para descrever sistemas cuja finalidade é registrar o movimento de um corpo através de algum dispositivo (por ex.: aparelhos de raios X - fluoroscopia, câmeras fotográficas - fotogrametria, câmeras de vídeo, sensores eletromagnéticos, potenciômetros) e a partir destes dados registrados, calcular as variáveis cinemáticas do movimento. Os SCAMs possibilitam a avaliação quantitativa do movimento o que contribui substancialmente para o estudo e avaliação do sistema muscular esquelético humano e animal (Andriacchi & Alexander, 2000). Valores cinemáticos do movimento estão sendo combinados com modelos computacionais (Delp & Loan, 2000), para prever forças, calcular potência muscular, torque e outras variáveis mecânicas do movimento. Isto ajuda na compreensão dos mecanismos do sistema muscular esquelético durante a realização de tarefas motoras (Leardini et al., 2005).

Os estudos que utilizam os SCAMs têm como objetivo o esclarecimento de algumas desordens do sistema locomotor (Pandy, 2001), análises clínicas (Flavel et al., 2002; Fukui et al., 2002), diagnóstico (Cheung et al., 2002; Matsumara et al. 2006), reabilitação (Mündermann et al., 2006) e distinção de doenças (Leardini et al., 2006).

### **3.2 - Histórico da captura e análise do movimento**

A história do estudo do movimento está intimamente associada às técnicas de medida do movimento usadas em cada época. Houve uma grande variação de técnicas



e também muitos problemas envolvidos neste processo, além dos esforços empreendidos. O enfoque histórico também possibilita a compreensão da evolução atual dos SCAMs.

Os Egípcios foram os primeiros a despertar o interesse sobre a locomoção humana e animal assim como os mecanismos envolvidos no processo (Thurston,1999). Coube aos gregos os primeiros ensaios no estudo do movimento. Podem ser citados os trabalhos de Aristóteles (384-322 AC) que analisaram os movimentos sob um enfoque mais matemático do que médico. Arquimedes (287-212 AC) colaborou ao formular um conceito muito similar ao de centro de gravidade. Os filósofos gregos defendiam que os sentidos do observador do movimento eram enganadores e que nenhum método experimental levaria a deduções sobre a verdadeira forma do movimento e que só poderia ser obtida pelo pensamento lógico.

As questões essenciais feitas pelos gregos eram: A percepção humana limita a habilidade de observação e análise do movimento humano/animal? Os métodos para se estimar o movimento influenciam as características naturais do movimento? Questões estas muito relevantes e que são levadas em consideração até os dias hoje.

Com uma visão baseada em estudos anatômicos apurados, Leonardo da Vinci (1452-1519) ilustrou alguns princípios do movimento humano, nos quais relata a relação de centro de gravidade e sua influência sobre o equilíbrio corporal, somando a esses dados a influência da ação muscular. Ele e seus seguidores fizeram parte do “período anatômico” no estudo do movimento.

Um novo período mecânico e matemático foi iniciado no estudo da locomoção com os estudos de Galileu Galilei (1560-1642) e Isaac Newton (1642-1727). Foi chamado de “período teórico” onde Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679 - Nápoles) destacou-se a ponto de posteriormente ser reconhecido como o pai da biomecânica

moderna. Discípulo de Galileu, ele associava e comparava homens e animais às máquinas, e seus estudos continham análises detalhadas das ações musculares no movimento. Nos membros inferiores, Borelli tentou correlacionar a força dos músculos e ângulo de aplicação, fundamentado em princípios matemáticos e geométricos. E ainda determinou o centro de gravidade do corpo humano e criou teorias que envolviam seu deslocamento (Pope, 2005).

O grande interesse que o assunto despertava no meio acadêmico da época criou a necessidade da criação de um método de observação. Edward Muybridge (1830-1904) foi um dos primeiros a desenvolver o método da fotogrametria (Mündermann, 2006) a qual consistia de se usar fotografias seriadas e sequenciais para se obter informações métricas das imagens. Outros pesquisadores anatomistas como Wilhelm Braune e matemáticos como Otto Fisher, durante as duas guerras mundiais (1914 – 1918; 1939 – 1945), usaram este mesmo método para fins militares relacionadas a aumentar a eficiência do movimento das tropas alemãs (Baker, 2007).

Nas décadas de 40 e 50 diante da necessidade de um melhor entendimento dos princípios da locomoção humana e de usá-los no tratamento e reabilitação dos feridos de guerra, na Universidade da Califórnia foram realizados estudos usando-se três câmeras de vídeo, com sensores afixados no tecido ósseo (pélvis, tíbia e fêmur), posicionando-os em três diferentes planos, sendo extremamente invasivo e doloroso aos indivíduos (Inman et al., 1948).

Em meados dos anos 60, Mary Pat Murray criou um método baseado no registro visual de uma câmera de vídeo (Murray et al, 1964). Seu método utilizava fitas reflexivas denominadas de marcadores, afixadas nos pontos anatômicos de interesse no indivíduo que iniciava a marcha e iluminados por holofotes que destacavam os marcadores da imagem gerada. As medições eram feitas manualmente o que tornava o

processo muito demorado e difícil. Este trabalho foi de grande repercussão e seus resultados são coerentes com os trabalhos atuais na literatura científica.

Nesta mesma época, os irmãos Karpovich desenvolveram uma técnica na qual utilizaram eletrogoniômetros que registravam os ângulos articulares. Era um método eletromecânico simples e barato que estipulava em tempo real os valores dos ângulos. A desvantagem deste método é um fenômeno conhecido como *cross-talk* e o desconforto causado por interferência na propriocepção neural que impedia o movimento natural do indivíduo (Andriacchi & Alexander, 2000).

Nos anos 70 os estudiosos voltaram-se mais para as técnicas fotogramétricas na análise da marcha, por ser uma técnica não invasiva que permitia a análise do corpo inteiro sem interferir no movimento natural, porém exigia um tempo excessivo na análise, processamento e armazenamento dos dados, o que foi se desfazendo com os avanços da computação e este período marca a utilização de computadores junto a fotogrametria e vídeos. A partir daí, engenheiros, matemáticos, físicos, analistas de sistemas e programadores somaram esforços para automatizar os processos, maximizando o aumento da precisão e exatidão dos resultados. Até os dias atuais, outras tecnologias de medição usando vídeos também foram desenvolvidas e praticamente todas se utilizavam de computadores para armazenar, processar e visualizar os parâmetros do movimento (Chiari et al., 2005).

### **3.3 - O processo de captura do movimento**

Em linhas gerais este processo consiste na fixação de sensores em pontos anatômicos do corpo, geralmente em articulações, para representar o movimento humano. Estes sensores captam não só o movimento humano como também do animal

e de objetos de um modo geral. Eles fornecem direta e indiretamente a posição e orientação das principais articulações ou partes do que se está analisando.

Os sensores e a interface com o computador ilustrados da figura 3.1 são os responsáveis por fornecer dados ao computador que serão processados por algoritmos que os transformam em parâmetros cinemáticos do movimento. Os dados assim obtidos podem ser direta ou indiretamente fornecidos ao computador. Neste último caso, estas informações devem passar por algumas formulações matemáticas no computador para que se tornem dados concretos do movimento e posteriormente sejam exibidos ao usuário (Baker, 2007).

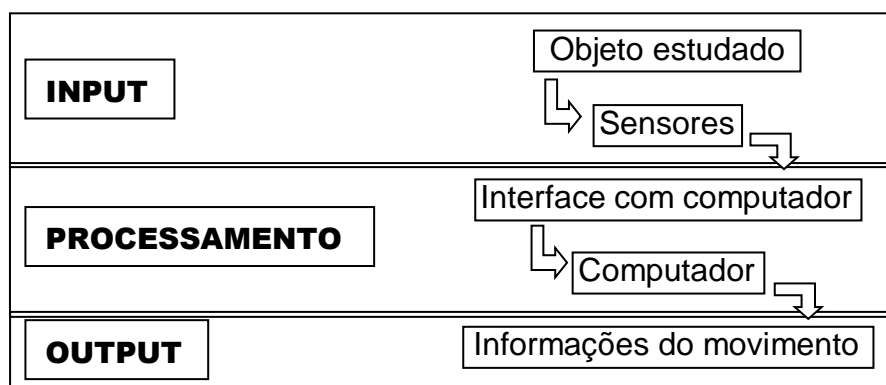


Figura 3.1 – Diagrama de blocos da captura do movimento.

### 3.4 - Métodos de medição

O movimento do corpo humano pode ser estimado ou mensurado por vários métodos. São eles: estereoradiografia (Valstaret al., 2005); fixação de pinos em ossos captados por câmeras comuns de vídeo (Leardini et al., 2005); a fluoroscopia (Katada et al., 1996) e por fim a fixação de marcadores diretamente na superfície da pele (Manal et al., 2000). Os três primeiros fornecem a medida direta do movimento do esqueleto, embora sejam invasivos e/ou expõe o indivíduo a radiações ionizantes deletérias. A fixação por adesivos sobre a superfície da pele tem sido o método escolhido por não submeter o indivíduo a nenhum destes fatores citados anteriormente. Este método é

classificado em quatro categorias de acordo com a tecnologia usada: 1 – sistemas acústicos; 2 – eletromecânicos; 3 – eletromagnéticos; 4 – óptico-eletrônicos.

### **3.4.1 Sistemas acústicos**

São sistemas que se utilizam de tecnologia acústica como o ultrassom ou radiofrequência na obtenção dos dados do movimento. É empregado o par transmissor/receptor onde os primeiros se encontram nas principais articulações ao passo que os receptores (em número de três, geralmente) são colocados no local da captura.

Os transmissores são acionados sequencialmente emitindo sinais sonoros que são capturados pelos receptores calculando assim a posição do transmissor, utilizando como dados o tempo que leva entre a emissão do sinal pelo transmissor e a sua captura pelo receptor, levando-se em conta a velocidade do som ambiente, consegue-se dessa forma calcular a distância percorrida pelo som, do transmissor até cada um dos três receptores. Assim, é feita a triangulação (Avidan & Sashua, 2000) das distâncias entre cada transmissor e os três receptores existentes no local da captura.

A restrição deste método ocorre devido à dificuldade em se obter uma descrição precisa dos dados num determinado tempo considerando o caráter sequencial dos disparos dos transmissores e, somando-se a isso, também o fato do número de transmissores usados serem limitados, esse método está sujeito ao fenômeno da reflexão das ondas sonoras, o que afeta a fidedignidade do método. A vantagem deste método reside no fato de que este tipo de sistema não possui problemas de oclusão, ou seja, a não identificação por um dado momento dos sensores na cena, característicos de sistemas ópticos e interferência de objetos metálicos que ocorrem em sistemas magnéticos.

### **3.4.2 - Sistemas eletromecânicos**

O uso de potenciômetros (eletrogoniômetros) caracteriza este método. Eles são colocados nas articulações em estudo, fornecendo suas posições e trajetórias com altas taxas de amostragem. O uso destes aparelhos forma uma verdadeira armadura como mostra a figura 2.2. Outros sistemas (Flavel et al., 2002) usam acelerômetros para estipular a aceleração de determinado ponto. A vantagem deste sistema está no fato de não exigirem muito poder computacional, o que favorece a criação de um projeto de obtenção de dados em tempo real com pouca ou nenhuma necessidade de calibragem e de custo acessível. Tem por desvantagem, serem extremamente obtrusivos e limitantes, inibindo o movimento natural do corpo.



Figura 3.2 – Sistema de captura eletromecânico.  
Fonte: Silva (2003)

### **3.4.3 - Sistemas magnéticos**

Caracterizam-se pela alta velocidade de processamento na estimativa do movimento (Yoon et al., 2006). Este método emprega um conjunto de sensores que também são posicionados nas articulações do indivíduo e medem posição 3D e orientação das articulações em relação a uma antena transmissora que emite um sinal em forma de pulso.

Tem como vantagem, ser de custo mais acessível e sua tecnologia é menos sofisticada do que as utilizadas em sistemas ópticos. A maior desvantagem deste método é a interferência causada por objetos metálicos próximos ao local de captura e sua precisão é fortemente influenciada pela distância entre antena e sensores. Apesar disso, este método apresenta um dos melhores valores no binômio precisão/exatidão (Richards, 1999).

#### **3.4.4 - Sistemas óptico-eletrônicos**

Os marcadores deste método são afixados nas articulações do indivíduo e se destacam da cena através de seu contraste de cor e as câmeras são posicionadas estrategicamente no espaço, para rastrear estes marcadores, em relação ao indivíduo, podendo registrar imagens em 2D no caso de uma única câmera ou 3D, caso sejam usadas duas ou mais câmeras. As imagens assim capturadas pelas câmeras serão analisadas pelo computador, tanto a posição de cada marcador, como a variação de suas posições, que através de um conjunto de formulações matemáticas, reconstrói bidimensional ou tridimensionalmente a trajetória percorrida por cada marcador (Hassan et al., 2007).

Os sistemas óptico-eletrônicos têm alto custo devido à alta tecnologia empregada no método. As câmeras são de alta resolução e os softwares de última geração são os responsáveis por este fato, em relação aos demais sistemas que utilizam outros recursos. A vantagem deste método reside no fato de que o indivíduo não tem nenhuma limitação para executar o movimento, pois os marcadores não oferecem resistência à execução do movimento, sem existir um limite para a quantidade de marcadores utilizada permitindo-nos obter um alto nível de detalhe na reprodução dos movimentos. Os valores de precisão/exatidão são análogos ao sistema

magnético. Sua desvantagem é a possibilidade de oclusão dos marcadores durante a captura do movimento, ou seja, a não visualização por parte de alguma câmera usada no processo, somado à necessidade de um software que calcule as coordenadas tridimensionais dos marcadores dificultando a reconstrução em tempo real. Este sistema tem sido o mais utilizado nos dias atuais (Hassan et al., 2007).

### **3.5 - Descrição e caracterização dos sistemas óptico-eletrônicos**

O registro óptico dos movimentos em grande parte de sistemas mais sofisticados é realizado por câmeras de vídeo (aparelhos óptico-eletrônicos) que usam imagens para registrar o movimento e calcular seus parâmetros cinemáticos. Durante este processo, informações métricas da cena são suprimidas ou perdidas. Isso ocorre devido ao fato de que uma imagem é uma representação bidimensional de um objeto ou cena que está em um espaço tridimensional.

Os marcadores usados inicialmente eram marcadores coloridos, depois alguns pesquisadores utilizaram marcadores de LED (*light emitting diode*) – marcadores ativos que emitem luz própria e são capturados por câmeras comuns, mas que necessitam de fiação elétrica para cada um deles o que limita seu uso, até finalmente chegarmos aos marcadores de alta reflexividade ou retroreflexivos – marcadores passivos (refletem com eficiência a luz ambiente ou com maior eficiência ainda a luz emitida pelas câmeras de infravermelho) não necessitando de fios elétricos. Os algoritmos utilizados no processo de captura são algoritmos de rotulação, com a finalidade de atribuir identificação única para cada marcador (Josefsson et al., 1996), devido ao alto contraste entre o plano de fundo e os marcadores.

Devido às distorções produzidas pelas lentes das câmeras, é indispensável a realização de um procedimento conhecido como calibragem para aumentar a precisão



da captura. Nos sistemas tridimensionais, cada marcador deve ser identificado, por pelo menos, duas câmeras no mesmo momento para possibilitar o cálculo de suas coordenadas em 3D, ou em outras palavras, deve-se ter pelo menos duas imagens do mesmo marcador podendo o movimento ter até seis graus de liberdade. Esta técnica é conhecida como estereoscopia ou conjunto estéreo (Chiari et al. 2005). O software que irá reconstruir tridimensionalmente o movimento deverá ser capaz de encontrar em cada quadro os marcadores e na sequência aplicar um conjunto de algoritmos para calcular a terceira coordenada perdida no processo de aquisição de imagens, recuperando a tridimensionalidade do movimento.

## **CAPTURA DOS MOVIMENTOS MANDIBULARES**

### **3.6 - Sistemas de captura dos movimentos mandibulares**

Os métodos utilizados para registro e análise dos movimentos mandibulares passaram por registros gráficos de dispositivos mecânicos (1896), métodos fotográficos (1889), radiográficos (1939), eletrônicos e telemétricos (1953), magnéticos (1974) e óptico-eletrônicos (1977) (Soboleva U et al., 2005a, b).

#### **3.6.1 - Dispositivos Mecânicos**

Os dispositivos mecânicos tinham a desvantagem de causar interferências nos movimentos mandibulares e os registros eram feitos em um ou dois planos (horizontal e vertical).

Em 1952, Ülf Posselt usou um método gráfico para analisar a capacidade mandibular para movimentos bordejantes nos planos horizontal e mediano, e determinar a influência dos vários fatores na retrusão e posições habituais da

mandíbula em estudantes de graduação portadores de uma oclusão harmônica (Salzman, 1953).

Stuart (1957) introduziu o Pantógrafo que era também fixado aos dentes e, portanto, causava interferências no movimento natural da mandíbula, soma-se a isso também o fato de que para se analisar os registros do pantógrafo, os mesmos eram transferidos para um articulador por meio de um arco facial, o que aumentava muito a ocorrência de erros tornando o método impreciso.

Em 1969, Masserman criou o Replicador Gnático, baseado em registros dos ciclos mastigatórios feitos por seis dispositivos transdutores foto-ópticos afixados em ambas as arcadas e transferindo os dados assim colhidos, diretamente para um computador. Isto permitia medir os ângulos das trajetórias de abertura e fechamento, os centros instantâneos de rotação, a posição mandibular, a velocidade e a aceleração do movimento. O peso e a força friccional gerada pelos transdutores fixados na mandíbula eram de apenas 60 g. A fixação para unir os instrumentos de medida aos dentes, eram cimentadas na superfície labial dos dentes anteriores inferiores sem provocar interferências com as superfícies incisais dos dentes superiores e nem causar interferências com o vedamento labial. A cabeça não era fixada e o paciente sentava em posição ereta durante a coleta dos dados (Soboleva et al., 2005a, b).

### **3.6.2 - Método Fotográfico**

Iniciado em 1889 por Luce e posteriormente por Ulrich (1896), Munzesheimer (1926), o método fotográfico consistia na fixação de esferas de prata polidas fixadas entre os incisivos inferiores e num arco facial externo, sobrepostas às cabeças da mandíbula. A esfera fixada nos incisivos era continuamente fotografada numa mesma película o que descrevia uma trajetória determinada. Os dados eram obtidos no plano sagital e frontal, e feito inicialmente por uma única câmera. Posteriormente,

Munzesheimer usou mais de uma câmera para obter dados tridimensionais. O posicionamento e o tipo de fixação da cabeça não foram descritos e o número de pessoas analisadas foi diminuto sem condições de realizar qualquer análise estatística. Este método é insatisfatório, pois o uso de arcos faciais e fixadores dentais grandes provoca interferências nos movimentos naturais mandibulares, particularmente nos movimentos mastigatórios (Soboleva et al., 2005a, b).

Em 1931, Hildebrand postulou que para ser viável a técnica fotográfica sequencial (cinematografia) o marcador deveria ser pequeno, leve e com o mínimo de interferência possível, seguido da fixação da cabeça. Calculou a velocidade e duração de cada ciclo mastigatório. Mais tarde, em 1955, esta técnica foi aperfeiçoada por Atkinson e Shepard que concluíram que a regularidade dos ciclos mastigatórios foi afetada nos indivíduos portadores de dor e estalos na ATM (Soboleva et al., 2005a, b).

### **3.6.3 - Métodos Radiográficos**

Em 1939, Klatsky introduziu a cinefluorografia (ou cineradiografia) para registrar o movimento de imagens vistos numa tela fluoroscópica. Os indivíduos eram posicionados entre o tubo de raios X e a tela fluoroscópica, com um tempo de exposição de 5 segundos, o que, na época era considerado dentro dos limites de segurança. Com o tempo esta técnica foi aperfeiçoada diminuindo-se cada vez mais o tempo de exposição e melhorando-se as técnicas e materiais usados até sua evolução para a videofluoroscopia. A grande maioria destes estudos foi feito para se observar o comportamento das próteses totais (dentaduras) durante os movimentos mandibulares na fonoarticulação e mastigação, sendo bastante fidedigno quanto ao comportamento intra-oral, livre de qualquer interferência externa. Atualmente, este método foi abandonado por razões éticas relativas à exposição dos indivíduos estudados a doses elevadas e cumulativas de radiação experimentalmente e por se obter apenas imagens

em 2D, o que é aceito somente para fins de diagnóstico (exames complementares) e tratamento como a radioterapia (Soboleva et al., 2005a, b).

#### **3.6.4 - Métodos Eletrônicos e Telemétricos**

Introduzido por Jankelson em 1954 para investigar a frequência dos contatos dentários durante a mastigação, ao fazer um circuito elétrico fixados em dentes antagonistas de forma que todas as vezes que eles se tocavam fechavam o circuito e transmitiam esta informação a um oscilógrafo eletromiográfico. Outro autor usou deste mesmo recurso, só que utilizando ondas de rádio através de transmissores de radio colocados em dentaduras. Somente em 1970, Pameijer e cols. utilizaram-se do mesmo método em indivíduos com dentes naturais e concluíram que seguiam os mesmos padrões de ciclos mastigatórios dos indivíduos desdentados, usuários de próteses totais.

Em 1973, Lewin utilizou-se de células fotoelétricas afixadas em um suporte na face labial dos incisivos inferiores, livres de interferências nos movimentos mandibulares e da cabeça. Cada set era composto de seis fotocélulas que transmitiam o movimento de abertura/fechamento, movimentos laterais e anteroposteriores, registrando-o tridimensionalmente, sem a necessidade de conexão direta entre os indivíduos e meios de registros, sendo feita por medição direta das diferenças na posição do sinal luminoso. Tal método foi denominado de *Mandibulógrafo Fotoelétrico* (Soboleva et al., 2005a, b).

#### **3.6.5 - Sistemas Magnéticos**

Em 1974, Lewin e colaboradores apresentaram um método de registro usando um pequeno magneto afixado entre os incisivos centrais inferiores em sua face labial, que interagia com outro campo magnético, induzido por magnetos, colocados externamente ao rosto do indivíduo, acima do lábio superior. Vinte anos mais tarde, Kazazoglu (1994) testou as limitações técnicas e clínicas do equipamento de nome *Sirognathograph* (figura

3.3), e encontrou uma baixa velocidade amostral e artefatos, o que compromete a fidelidade dos dados, com baixa repetibilidade. Estes artefatos assim produzidos eram eliminados usando-se um gerador de pulsos customizado para controlar a aquisição dos dados.

Clinicamente, o efeito da movimentação craniana durante a mastigação poderia causar uma linha de base alterada com consequentes erros na aquisição dos dados da posição mandibular. Também, a relação espacial entre a antena, a base craniana e o magneto foi considerada crítica para a reprodutibilidade dos dados e para obter a maior sensibilidade o equipamento deveria ser calibrado e a cabeça imobilizada por suportes cranianos e controle voluntário.



Figura 3.3 – *Sirognathograph*

Fonte: <http://ejo.oxfordjournals.org/content/early/2010/11/30/ejo.ciq070/F2.expansion.html> - 2010

Em 1975, Jankelson apresentou outro sistema de magnetometria, denominado Cinesiográfico Mandibular, também, usando um magneto fixado nos incisivos inferiores obtendo informações tridimensionais da dinâmica mandibular, captados por um dispositivo bilateral afixado por uma armação de óculos adaptada ao suporte craniano de seis magnetômetros montados com rígidas especificações dimensionais (Jankelson et al, 1975). Segundo os autores citados, estes dispositivos não interferem com os estímulos proprioceptivos dos indivíduos pesquisados, entretanto, é notoriamente bastante volumoso conforme visto na figura 3.4.



Figura 3.4 –Arco facial e magneto do sistema Myotronics®

Fonte: <http://occlusionconnections.com/Blog/computerized-mandibular-scanning-cms-vs-electromyography-emg/> 2001

### 3.6.6 – Sistemas Ultrassônicos

O sistema *JMA* da *zebris Medical GmbH* (figura 3.5), usa um arco facial integrado com sensores receptores para aquisição de movimentos 3D mandibulares. Neste método o movimento é captado ao se medir o tempo de transmissão dos impulsos ultrassônicos (Enciso, 2003; Koseki, 2007).

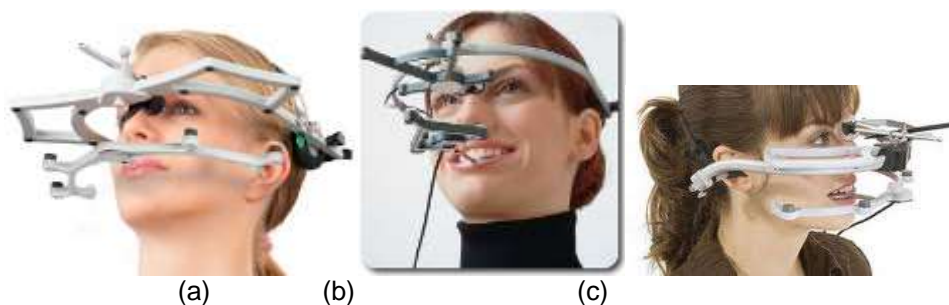


Figura 3.5 – sistema JMAZebris (a)Fonte: <http://noraxon.lunarpages.net/zebris/jma.php3> e ArcusDigma (b, c)Fonte: <http://www.kavo.com/Products/Dental-Laborindividualy/ARCUSdigma-ARCUSevo-Facebows/ARCUSdigma.aspx> - 2010

De forma semelhante, alguns métodos eletromagnéticos, como o protótipo proposto por Santos (2008) que usa um arco facial com sensores eletromagnéticos para registrar a cinemática corretamente. Entretanto, estes métodos podem ser sensíveis à presença de metais no ambiente e sua acurácia raramente é revelada.



Figura 3.6 – Protótipo eletromagnético.  
Fonte: Santos (2008).

Na maioria dos casos, os dispositivos de coleta dos métodos mecânico, eletromagnético e ultrassônicos são mais ou menos volumosos fazendo os pacientes se sentirem desconfortáveis de algum modo durante as sessões de coleta de dados, somado a isso, a maioria deles é relativamente pesado, muito caro e complicado de serem usados (Lin, 2010).

### **3.6.7–Sistemas Óptico-eletrônicos**

Os movimentos mandibulares no espaço são o resultado de movimentos combinados e concomitantes entre a mandíbula e o conjunto cabeça-pescoço. A análise cinemática da mandíbula em relação à cabeça tem sido feita usando-se quatro métodos diferentes;

- 1) Imobilização passiva da cabeça;
- 2) imobilização ativa da cabeça, onde os indivíduos conscientemente restringem os movimentos da cabeça;
- 3) fixação de marcadores à cabeça;
- 4) cálculo matemático dos movimentos mandibulares relativos aos da cabeça por compensação dos movimentos associados, o que requer informações simultâneas de ambos os movimentos. Estes dados podem ser captados usando uma técnica óptico-eletrônica de dois modos diferentes:

1 - Por meio de marcadores que emitem luz (ativos), fixados aos elementos móveis (mandíbula e cabeça) conectados por cabos a um sistema de câmeras (Leman-Grimes, 2005), ou;

2 - Por meio de marcadores retroreflexivos (passivos) captados por câmeras sem a necessidade do uso de cabos tornando o método livre de interferências nos movimentos naturais do conjunto maxila-mandíbula.

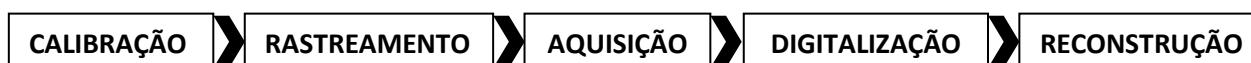
Quando se usa um sistema bidimensional (2D) proporcionado por um única câmera, a compensação matemática é feita unidimensionalmente (1D). Quando duas ou mais câmeras são usadas pode-se fazer a compensação matemática tridimensionalmente, portanto, de maneira mais precisa.

A fixação estável dos marcadores pode ser feita ao fixá-los ao tecido ósseo, indiretamente através dos dentes maxilares e mandibulares. Alternativamente os marcadores podem ser fixados na face diretamente sobre a pele, mas que podem ser influenciados pelo alongamento da pele, durante os movimentos que podem causar erros de medida.

Devido à disposição espacial e anatômica, o complexo cabeça-pescoço tem movimentos altamente variáveis de rotação e inclinação lateral e/ou anteroposterior, e a colocação dos marcadores pode ser crítica para as medidas dos movimentos da cabeça, e também significativa em relação ao método escolhido para a compensação dos movimentos da cabeça (Soboleva et al., 2005a, b).

### **3.7 - Fases da captura da cena e análise do movimento**

Esta fase segue uma sequência de etapas representadas abaixo.



A calibração é o conjunto de métodos empregados para se delimitar o espaço aonde ocorrerá a cena a ser registrada.



O rastreamento é o processo através do qual são checados os elementos de hardware e software em sua capacidade de perceber e identificar os sensores empregados.

A aquisição é captura propriamente dita de forma analógica pelas câmeras, sendo, na sequência, digitalizada (digitalização) para a linguagem binária computacional.

A reconstrução é o processo de output, através do qual o examinador observa o resultado final de todos os processos anteriores, e que determina a trajetória descrita pelo movimento.

O estágio atual de desenvolvimento de sistema de captura e reconstrução de imagens tornou o estudo da mecânica dos movimentos mandibulares muito preciso, e com possibilidade de repetição de qualquer experimento, fato que confere a estes sistemas características científicas.

## MATERIAIS E MÉTODO

A presente pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética da Universidade Federal de Uberlândia, sendo os projetos de número 159/07 (CEP – UFU), e CAAE 09260013.0.0000.5152 (CONEP) e os indivíduos participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo IV).

### 4.1 – A escolha dos indivíduos

Inicialmente, foram pré-selecionados 20 estudantes de odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, de idade média de 20,7 anos, sem distinção de gênero, sendo 15 mulheres e 5 homens, que não apresentavam nem sinais nem sintomas de DTM, segundo o *Research Diagnostic Criteria* – RDC (Dworkin SF, Leresche L, 1992), constituído como grupo controle. Num segundo momento do estudo, foi selecionado o grupo experimental, formado por 20 indivíduos portadores de sinais e sintomas de DTM, triados pelo programa do PRODAE (Programa de Acolhimento, Tratamento e Controle de Pacientes com DTM e Dor Orofacial) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, usando-se também o RDC, sendo dividido em dois subgrupos: um formado por 10 indivíduos portadores de artropatia, sem distinção de gênero, com 4 homens e 6 mulheres, de idade média de 27 anos e o outro formado por 10 indivíduos portadores de miopatia, também sem distinção de gênero, com 2 homens e 8 mulheres, de idade média de 28,5 anos.

A estabilização de cada um deles foi feito em posição sentada, com o espaldar da cadeira paralelo e encostado na parede, e, com o assento paralelo ao piso. A cabeça foi apoiada e estabilizada por um suporte posicionado entre a cabeça e a parede, confeccionado com espuma de alta densidade, tendo a forma negativa do contorno posterior da cabeça e pescoço, conforme visto na figura 4.1.



Figura 4.1 - Apoio de cabeça e pescoço utilizado para estabilização.

Os 4 movimentos mandibulares solicitados, realizados com seis repetições cada, resultando em 24 ciclos para cada indivíduo, foram os seguintes: Abertura máxima e fechamento, lateralidade esquerda e direita e protrusão. As lateralidades e a protrusão foram realizadas em seu limite máximo, inicialmente intrabordejantes (com contatos dentários) e ao seu final extrabordejantes (sem contatos dentários). Em nenhum momento houve interferência do operador quanto a solicitar que os movimentos fossem feitos mais rápidos ou mais devagar, deixando a velocidade a cargo do indivíduo.

Mesmo com a cabeça apoiada na parede, houve pequenos movimentos da cabeça detectados e corrigidos por subtração nos três planos pelo software.

#### **4.2 – A colocação dos marcadores**

Neste estudo foram usados marcadores retroreflexivos de 10 mm de diâmetro, fabricados pela empresa *natural point*, para se identificar e capturar os movimentos mandibulares (figura 4.2). Oito destes marcadores foram denominados de marcadores secundários e fixados diretamente na superfície da pele do rosto dos indivíduos, através de suportes plásticos para os marcadores, afixados com fita adesiva, com a função de fornecer o alinhamento da cabeça, para se corrigir rotações e inclinações durante o registro das imagens.



Figura 4.2 – Suporte plástico para marcadores e marcadores de 10mm de diâmetro.  
<http://www.naturalpoint.com/optitrack/products/suits-markers/> 2008

Os marcadores secundários foram afixados conforme a figura 4.3.

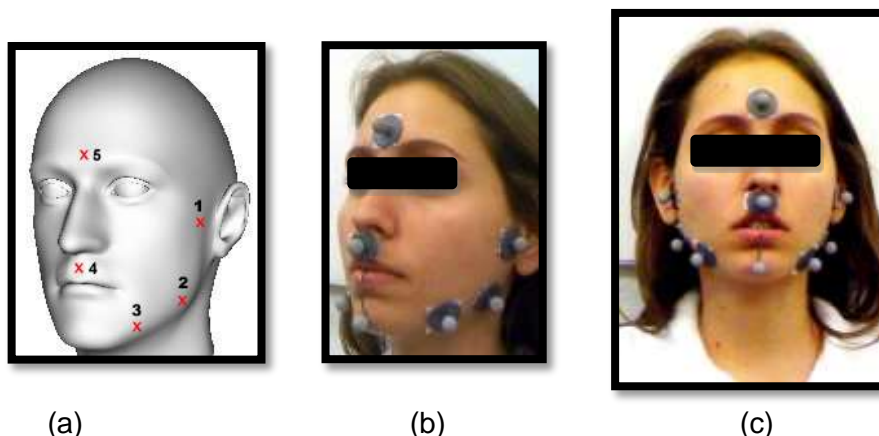


Figura 4.3 – Marcadores retroreflexivos afixados nos pontos demonstrados em (a) e em uma das participantes da pesquisa nas vista lateral (b) e frontal (c)

1) ATM esquerda e direita (superfície externa) – ponto situado à frente do tragus da orelha, exatamente sobreposto à Articulação Temporomandibular de ambos os lados.

2) Ângulo da mandíbula – ponto situado entre o corpo e o ramo da mandíbula.

3) Meio do corpo da mandíbula – ponto situado entre o mento (queixo) e o ângulo da mandíbula.

4) Sub-nasal (Maxilar superior) – ponto situado acima do lado superior e abaixo do septo nasal (columela) na linha média.

5) Ófrion – ponto situado na intersecção da linha média com a linha que tangencia o contorno superior das sobrancelhas.

Considerando a movimentação da pele sobre os ossos, as coordenadas 3D dos marcadores secundários não correspondem exatamente às posições reais dos ossos subjacentes. Entretanto, estas coordenadas podem ser usadas para estimar e compensar os movimentos da cabeça causados pelos movimentos mandibulares (Naeije, 2003; Koolstra & van Eijden, 2004) e manter seu correto alinhamento.

O marcador primário foi utilizado para o registro específico do osso mandibular, afixado indiretamente sobre as faces vestibulares dos incisivos inferiores, através de uma haste metálica, com Godiva e Pasta Zinco-enólica (materiais odontológicos que conferem forte aderência na interface dentes-haste). A haste metálica foi modelada conforme a anatomia da região, ficando entre a face interna do lábio inferior e a face vestibular dos incisivos inferiores, sem contatos com os dentes superiores para se evitar interferências e consequentemente alterações nas contrações musculares e na trajetória mandibular. A seguir, a haste projeta-se para fora da boca contornando o lábio inferior e terminando à frente do mento (queixo) onde é encaixado o marcador retroreflexivo, posição esta que nos assegura o mínimo de interferência nos receptores neurais proprioceptivos labiais, sendo minimamente invasiva. Desta forma a trajetória do marcador primário é fielmente relacionada com a trajetória descrita pela região anterior da mandíbula. (*Dijkstra et al., 1995; Pinheiro et al., 2008; Travers et al., 2000*), conforme visto na figura 4.4.

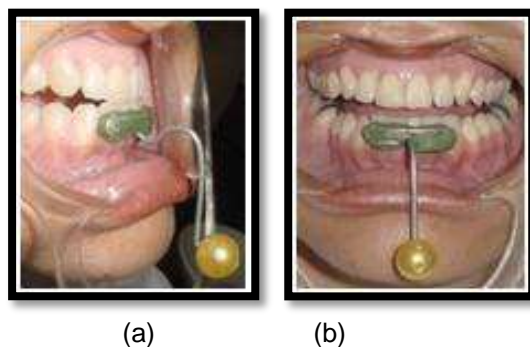


Figura 4.4 - O conjunto haste metálica e marcador retroreflexivo afixado com Godiva e Pasta Zinco-enólica em vista lateral (a) e frontal (b).

Do conjunto dos marcadores secundários, o marcador do ófrion (situado na testa) é utilizado no cálculo do deslocamento vertical da cabeça. Na realidade, os movimentos mandibulares, em sua extensão total são uma combinação do movimento das cabeças da mandíbula e do crânio, devendo este último ser compensado pela subtração dos deslocamentos do marcador Ófrion e o marcador primário, fixados nos incisivos inferiores. (Naeije, 2003).

#### **4.3 – Características técnicas das câmeras**

Para realizar a reconstrução tridimensional dos movimentos mandibulares na região dos incisivos inferiores, foram usadas três câmeras de infravermelho especiais e um conjunto de marcadores reflexivos posicionados nos pontos já descritos da face do indivíduo. Foram usadas câmeras da *Optitrack*, modelo *Flex 100*, fabricadas pela *natural point* (Figura 6.5). Estas câmeras pré-processam as imagens, detectando os pontos em alto contraste que correspondem aos marcadores reflexivos na cena e enviando apenas as coordenadas desses pontos (x, y) para o computador. A luz infravermelha, emitida com frequência de 850 nm, pelos 26 LED's de cada câmera com latência de 10 ms (diferença de tempo entre o início de um evento e o momento em que seus efeitos tornam-se perceptíveis), é refletida de volta pelos marcadores reflexivos e capturados pelo sensor de imagens das próprias câmeras. Todas as três câmeras, sincronizadamente, captam imagens da cena e reduzem os dados para uma montagem de coordenadas 2D, inicialmente, que representam a detecção dos marcadores (processamento *on-board*). Estas câmeras capturam imagens numa frequência de 100 quadros por segundo (100 Hz), com uma resolução de 640 x 480 pixels/pol<sup>2</sup>, o que garante o registro de movimentos mandibulares detalhados e precisos. (<http://optitrack.com/products/flex-3/>)



Figura 4.5 - Câmeras de vídeo acopladas com iluminação de infravermelho utilizadas nesta pesquisa.  
 Fonte: <http://www.mocap.jp/optitrack/product/flexv100.html> -2008

#### 4.4–A calibração das câmeras

O primeiro procedimento a ser feito antes mesmo da colocação dos marcadores no indivíduo, é a calibração das câmeras na cena contida em um espaço de cerca de  $30\text{cm}^3$ , com o objetivo de compensar a distorção das lentes e após isso, o sistema estará pronto para ser usado por várias vezes, desde que não haja mudança na posição das câmeras ou da região espacial da cena.

Para executar a calibração, foi utilizado um calibrador composto de tubos aço inoxidável, de 1,5 mm de diâmetro por 25 cm de comprimento, soldados ortogonalmente representando os três eixos – X, Y, Z – com sete marcadores esféricos reflexivos de 10mm de diâmetro (iguais aos que serão fixados no rosto dos indivíduos participantes da pesquisa). Nas hastes correspondentes aos eixos Y e Z, a partir da origem até a extremidade, os primeiros marcadores estão a exatos 12 cm de distância da origem e entre si (do centro de uma esfera a outra); no eixo X, a partir da origem até a extremidade três marcadores estão a 8 cm de distância da origem do sistema e entre si, conforme ilustra a figura 4.6. Como a posição dos marcadores é precisamente conhecida e pré-estabelecida, torna-se possível estabelecer a correspondência entre o espaço tridimensional e os planos de imagem da câmera. Estas correlações são

usadas para se inicializar os parâmetros da câmera, o que viabiliza a reconstrução futura em 3D da cena.

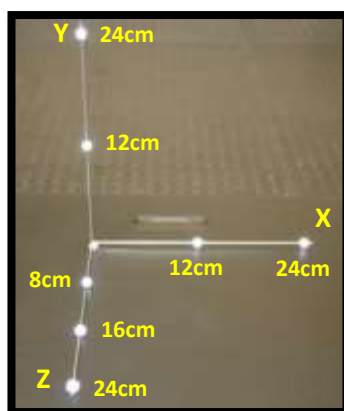


Figura 4.6 -Calibrador utilizado nesta pesquisa.

O protocolo da calibração consiste em posicionar o calibrador no local onde ocorrerá a cena, ou seja, onde os movimentos ocorrerão, antes de serem iniciadas as sessões de coleta de dados. Neste estudo, o espaço delimitado pelas câmeras onde ficaram as cabeças dos indivíduos, possibilitou ao programa identificar e localizar os marcadores, definindo assim o local da cena. A seguir, os movimentos mandibulares devem ser feitos dentro da região definida pelos eixos x-y-z. A cabeça do indivíduo deve ser posicionada de forma que o plano anatômico de Frankfurt (Figura 4.7) fique paralelo ao plano xz e o plano sagital paralelo ao plano yz. É importante que o posicionamento da cabeça seja feito por um odontólogo especialista, muito embora o sistema possa checar estas posições da cabeça usando as posições 3D dos marcadores posicionados nas superfícies externas das ATM's (um eixo imaginário que passa por estes marcadores, deve ser paralelo ao eixo x do calibrador).



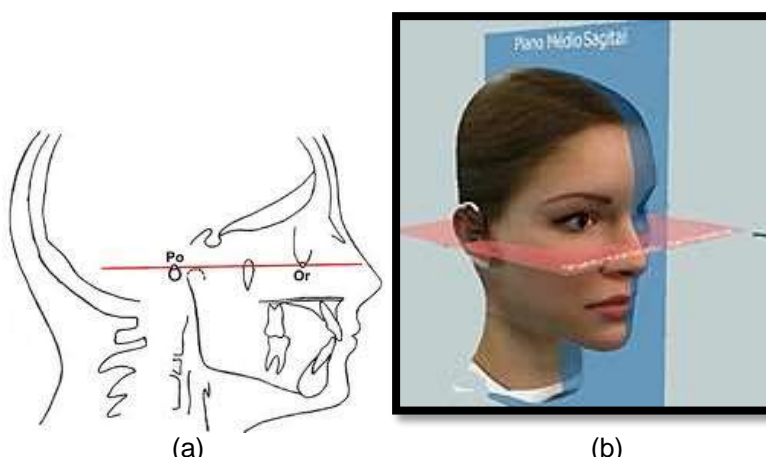


Figura 4.7 – (a) O Plano Anatômico de Frankfurt é definido como o plano que passa tangenciando superiormente o meato auditivo externo (ponto Pório – Po) e inferiormente a órbita (Or). (b) em 3D é o plano ilustrado de cor rosa. Fonte: [http://www.cleber.com.br/livro\\_cefalometria/html/cap06/](http://www.cleber.com.br/livro_cefalometria/html/cap06/).

A calibração é amplamente utilizada em sistemas computacionais para captura e análise de movimentos, a partir das imagens capturadas, para obtenção de informações métricas da cena. Em outras palavras, o processo define uma correspondência matemática entre as coordenadas da imagem plana expressa em pixels, e, as coordenadas espaciais expressa em mm (Pinheiro et al., 2008). Para se obter esta correspondência, alguns coeficientes matemáticos relacionados a posição da câmera e aos aspectos internos devem ser considerados. Das várias técnicas de algoritmos e calibração atualmente disponíveis (Seitz et al., 2006), o sistema utiliza a abordagem da transformação linear direta (*Direct Linear Transformation* – DLT) originalmente proposta por Abdel-Aziz & Karara (1971). Este método foi escolhido devido a sua simplicidade e bons níveis de precisão para o cálculo 3D, aplicado a pequenos volumes (Remondino & Fraser, 2006).

#### 4.5 – A configuração das câmeras

Para fazer a reconstrução 3D do movimento, é necessário que cada marcador seja detectado por pelo menos duas das três câmeras, pois o sistema se utiliza do recurso matemático da triangulação estéreo. Considerando-se o conjunto dos marcadores, esta condição é obtida pela colocação de uma câmera em frente ao

indivíduo (para se identificar todos os marcadores) e duas outras em cada lateral do mesmo (direita e esquerda), conforme demonstrado na figura 4.8.

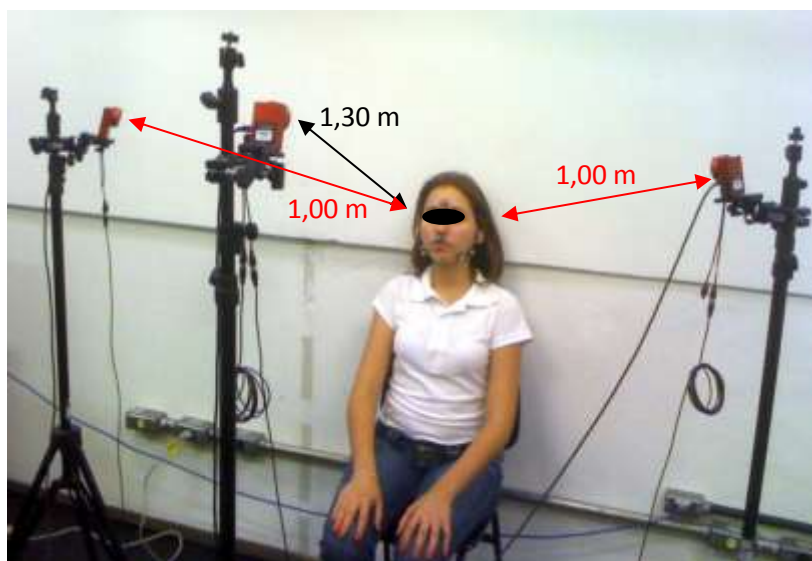


Figura 4.8 - Posicionamento esquemático e real das câmeras no set em relação ao indivíduo e à cena.

As câmeras, esquerda e direita, estão posicionadas a um metro de distância da cena, formando um ângulo de  $120^\circ$  e a câmera central deve ser posicionada a 1,30 m da cena. As distâncias entre as câmeras e a cena foram preconizadas devido ao fato de que, em testes prévios, a estas distâncias, houve as menores distorções. Todas as câmeras devem ser verticalmente posicionadas com cerca de 20 cm acima do plano da cabeça e apontadas para a face do indivíduo. Estas distâncias são preconizadas pelo fabricante (*Natural Point*) para que se tenha a maior nitidez das imagens.

Depois de completado o posicionamento das câmeras, um Cirurgião-Dentista ou o operador do sistema pode livremente se movimentar no set de filmagem, e o fato das distâncias serem pequenas, são suficientes o bastante para se obter uma precisa detecção dos marcadores. Somado a isso, esta disposição possibilita a detecção automática dos marcadores, embora as câmeras laterais não identifiquem os marcadores do lado oposto. A figura 4.9 ilustra os pontos detectados por cada câmera quando usada esta configuração.

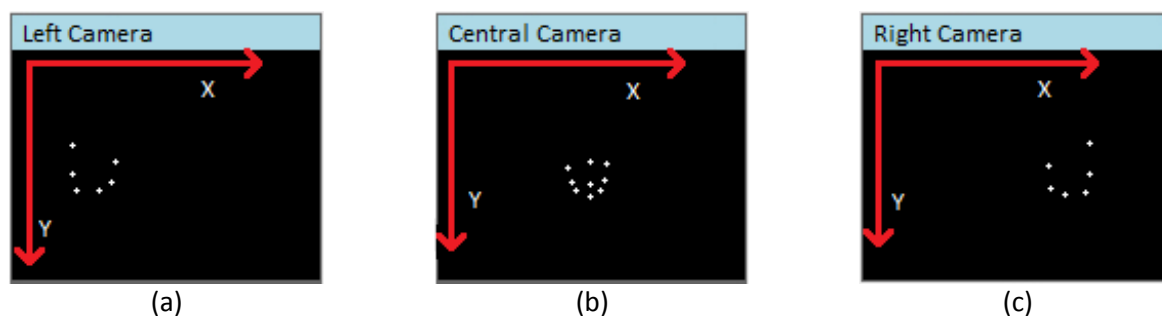


Figura 4.9 - Três amostras das imagens geradas usando dados em 2D captadas pelas câmeras. As imagens ilustram os pontos captados (pontos brancos) pela câmera esquerda (a), central (b) e direita (c). O indivíduo está imóvel com a boca fechada. As setas destacam a referência da origem crescendo em direção às coordenadas das imagens dos marcadores.

Fonte: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-12-17.pdf> - 2013

## 4.6 - Marcadores e Reconstrução

Esta parte apresenta o método computacional proposto por reconhecimento automático dos pontos nas imagens e o cálculo das trajetórias espaciais dos marcadores. O método pode ser dividido em três estágios principais: (1) Identificação dos pontos em 2D e armazenamento; (2) Trajetória em 2D dos pontos; (3) Reconstrução em 3D. Estas etapas são descritas a seguir:

### 4.6.1 - Identificação do ponto e armazenamento em 2D

Antes de se calcular as coordenadas 3D de nosso conjunto de marcadores, a detecção dos pontos em imagens diferentes deve ser o primeiro passo. Considerando-se a figura 4.9 novamente, a associação entre as imagens dos pontos em 2D e os marcadores físicos podem ser obtidos pela análise de cada padrão de imagem, desde que se espere um padrão específico para cada imagem.

O método descrito a seguir, é utilizado pelo sistema de reconstrução de imagens para reconhecer e nomear os nove pontos esperados em um quadro capturado pela câmera central (4.9 - b).

- a. Selecionam-se os pontos por suas coordenadas  $x$  para organizá-los da esquerda para a direita. Pela análise dos escolhidos, podem-se identificar três grupos: (1) os três pontos do lado direito da face; (2) os três pontos na região média (testa, lábio superior e mento) e (3) os três pontos do lado esquerdo.
- b. Selecionam-se, a seguir, os três pontos com as menores coordenadas  $x$  pelas suas coordenadas  $y$ . O primeiro ponto deve ser chamado como ATM – D (Articulação Temporomandibular Direita), e o segundo como Ângulo Direito e o terceiro como meio do corpo da mandíbula direita.
- c. Selecionam-se os três pontos com as maiores coordenadas  $x$  pelas suas coordenadas  $y$ . O primeiro ponto deve ser chamado como ATM – E (Articulação Temporomandibular Esquerda), e o segundo como Ângulo Mandibular esquerdo e o terceiro como meio do corpo da mandíbula esquerda.
- d. Selecionam-se os três pontos intermediários pelas suas coordenadas  $x$ . Nomeie os pontos escolhidos respectivamente como Ófrion, Subnasal e Mento.

Do mesmo modo, o sistema utiliza um método semelhante para reconhecer e nomear os pontos captados pelas imagens da câmera esquerda (figura 4.9 - a).

Selecionar os pontos pelas suas coordenadas  $x$  de forma a organizá-los da esquerda para a direita. Ao se analisar os pontos, dois grupos são identificados: os três pontos mais à esquerda são marcadores na região média da face com as coordenadas  $x$  mais baixas em relação ao eixo  $y$  e os outros três são os pontos remanescentes do lado esquerdo da face - ATM E, ângulo mandibular E e meio do corpo mandibular E.

- a. Seleciona-se os três pontos com as coordenadas  $x$  mais baixas em relação ao eixo  $y$  e teremos Ófrion, Subnasal e Mento;

- b. Seleciona-se, a seguir, os três pontos com as coordenadas  $x$  mais altas em relação ao eixo  $y$ , então teremos: ATM E, ângulo mandibular E e Meio do corpo mandibular E.

Para a câmera direita (figura 4.9 – c), um método análogo pode ser diretamente derivado do último citado no parágrafo anterior. Quando todo o conjunto está ligado para uma nova sessão de captura, o estágio de identificação dos pontos recentemente descritos deve ser executado por dois quadros iniciais capturados por cada câmera. Desta forma, os grupos de pontos em 2D com os mesmos nomes tornam-se prontos para serem usados no estágio do cálculo 3D.

Embora o método de identificação, dos pontos previamente descritos, seja capaz de reconhecer todos os pontos em 2D, ele por si só consome pouco tempo apesar de envolver muitas operações de escolha. Nos quadros seguintes, o ponto de identificação é processado mais eficientemente pela trajetória dos pontos em 2D, e este processo é discutido adiante.

#### ***4.6.2 - Trajetória do ponto em 2D***

Para a captura dos quadros seguintes, é possível acelerar o reconhecimento dos pontos pela observação dos arredores de cada ponto 2D identificados em quadros anteriores. Como os movimentos executados não são de grande magnitude com a cabeça e os côndilos mandibulares, não se espera grandes mudanças nas posições 2D dos pontos nem a oclusão de qualquer marcador durante a sessão de captura. De fato, a técnica de identificação da trajetória do ponto usada nesta pesquisa é uma simplificação da técnica apresentada por Herda et al (2001) que assume o fato de que o deslocamento de um ponto 2D de um quadro para o outro é muito pequeno, o que leva-nos a estimar suas coordenadas para o próximo frame de suas coordenadas dos quadros anteriores.

Considerando-se que  $F_k^t$  originou-se de um quadro capturado no instante  $t$  da câmara  $k$ , o deslocamento do ponto de  $F_k^{t-2}$  até  $F_k^{t-1}$  pode ser usado para se obter a direção do ponto e projetar sua posição esperada  $p$  em  $F_k^t$ . Uma vez que esta posição pré-estabelecida é identificada, deve-se procurar o ponto 2D mais próximo a  $p$ . Este ponto é tido como marcado e deve ser nomeado com base na identificação em por  $F_k^{t-1}$ . A equação (1) demonstra o cálculo da posição preditiva  $p$ . Os valores  $a$  e  $b$  representam, respectivamente, as coordenadas da trajetória do ponto em  $F_k^{t-2}$  e  $F_k^{t-1}$ . O projeto de identificação da trajetória é ilustrado na Figura 4.10.

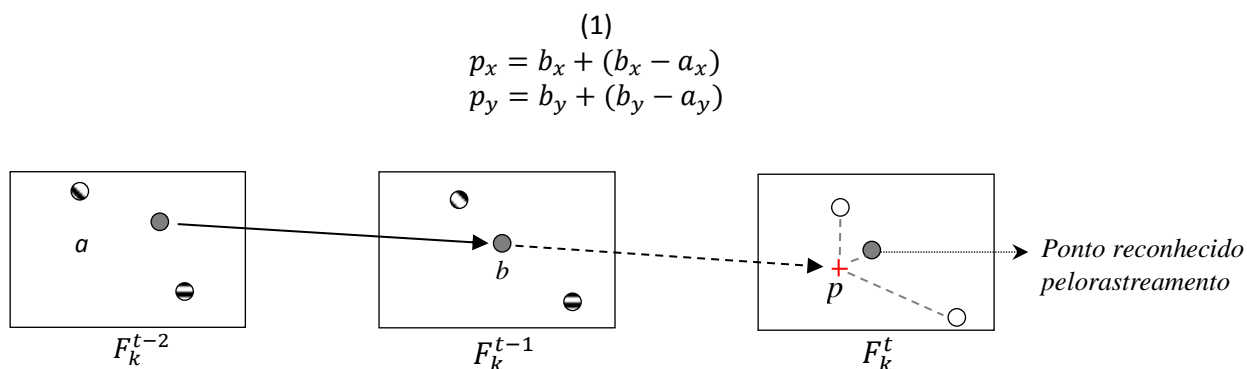


Figura 4.10 - Ilustração do método de rastreamento usado no estágio de trajetória do ponto em 2D.

Herda et al. 2001. Fonte: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-12-17.pdf>

#### 4.6.3 - Reconstrução dos marcadores em 3D

Assim que os pontos em 2D são identificados, aqueles com a mesma identificação devem ser usados para triangular as coordenadas 3D que correspondem aos marcadores físicos. Quando os marcadores do lado esquerdo da face (ATM, ângulo mandibular e ponto médio do corpo mandibular) são identificados pelas câmeras esquerda e central, um par de pontos em 2D de cada marcador é usado para compor um sistema linear. A solução deste sistema é a posição estimada no espaço do marcador analisado. O mesmo processo é aplicado para os marcadores do lado direito.

Para os três marcadores centrais (Ófrion, Subnasal e Mento) e as respectivas projeções nas imagens planas das câmeras central, esquerda e direita são usadas

para se construir um sistema linear de seis equações. A solução de cada um desses sistemas lineares fornece as coordenadas 3D de cada marcador central. O processo de reconstrução em 3D é capaz de fornecer as coordenadas espaciais dos nove marcadores utilizados nesta pesquisa para cada momento  $t$ .

É importante observar que, durante uma sessão de captura, os indivíduos devem ser mantidos com a cabeça o mais imóvel possível. Nesta pesquisa, estas condições foram facilmente satisfeitas ao usarmos um suporte de espuma de alta densidade pré-moldada aos contornos posteriores da cabeça (osso occipital) e pescoço e que promovem uma imobilização parcial da cabeça através da propriocepção destas regiões.

Ao considerar o número e alinhamento dos marcadores nos três eixos do espaço, o programa pode identificar automaticamente os três eixos e calcular os parâmetros de calibração das câmeras. O sistema de reconstrução de imagens *Jaw Capture* oferece ao usuário a interface apresentada na figura 4.11.

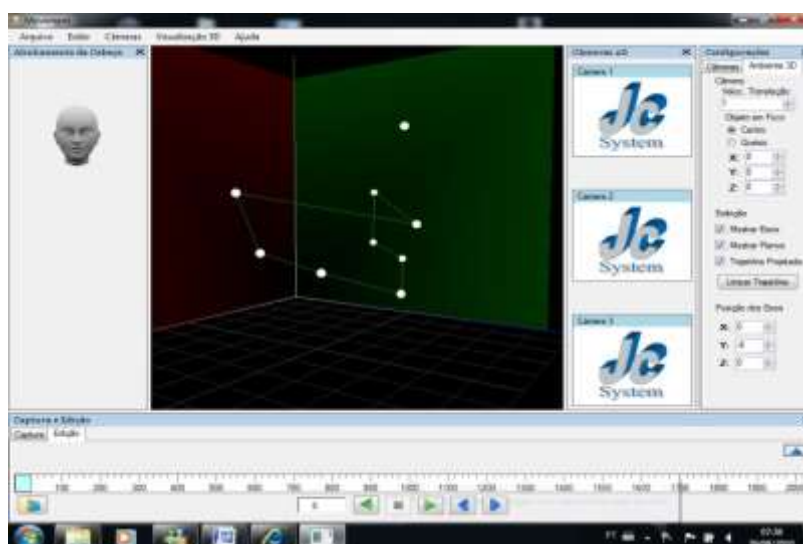


Figura 4.11- Interface do software *jaw capture*

#### **4.6.4 - Pré-processamento dos dados em 3D**

Nesta pesquisa, as coordenadas reconstruídas dos nove marcadores foram atenuadas usando-se um filtro digital Butterworth com 4 polos e uma frequência de corte de 8 Hz. De acordo com Miles (2007), os movimentos voluntários da mandíbula associados aos tremores mandibulares podem alcançar uma frequência de 6 a 7 Hz. Desta forma, os ruídos de frequência menores que 8 Hz são atenuados, dando uma aparência mais contínua e lisa da trajetória do movimento.

#### **4.6.5 - Implementação dos aspectos do sistema de software**

O sistema utilizado gerencia a comunicação entre o conjunto de câmeras e executa todas as operações previamente descritas. O sistema foi programado usando-se o *Microsoft .NET Framework (Visual Studio)* e a linguagem C#. Os testes do sistema e a coleta de dados foram feitos em um computador do tipo PC desktop equipado com processadores Intel® do tipo *quad-core* de 2.8 GHz com 4 GB de memória RAM.

Os movimentos mandibulares foram capturados através da leitura dos marcadores em tempo real e em 3D. Estes movimentos foram medidos, diretamente pelo software, em milímetros e em seguida foram calculadas as médias, desvios padrões, coeficiente de variância, coeficiente de correlação, análise de variância e erro padrão, utilizando-se o programa Microsoft Excel®.

A ação do operador (usuário) restringe-se a escolher o tipo do movimento a ser analisado e a seguir, identificar o frame inicial, máximo e final do movimento em cada uma das seis repetições. Na sequência, o sistema gera automaticamente um conjunto de números expressos em um arquivo com extensão.txt como demonstrado na tabela 4.1:



Tabela 4.1 – Extensão dos movimentos fornecidas pelo Jaw Capture

<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>
AF1	298	479	657	0,33	46,47	34,54	41,46
AF2	688	870	1005	0,86	46,63	37,19	43,50
AF3	1030	1182	1325	1,33	50,54	40,37	45,27
AF4	1350	1545	1685	0,19	53,69	43,52	48,82
AF5	1704	1869	2019	1,40	54,71	44,35	50,38
AF6	2031	2204	2346	0,36	51,28	40,02	47,12

Cada repetição do mesmo movimento é identificado pelas abreviaturas como AF1... AF6 na coluna 1 (no exemplo acima Abertura e Fechamento - AF).

Nas seis sequências numéricas acima (linhas), podem ser identificados os três primeiros números que expressam os frames selecionados para início (coluna 2), máximo (coluna 3) e final (coluna 4) do movimento respectivamente, e na sequência os quatro números seguintes, expressam a extensão do movimento, em milímetros, com duas casas decimais; a projeção do centro do marcador principal nos eixos *x* (coluna 5), *y* (coluna 6), *z* (coluna 7) e o quarto número (coluna 8) representa o extensão do movimento, descontando o movimento da cabeça no eixo *y*.

Medidas angulares também foram calculadas, para cada indivíduo foram calculados os ângulos funcionais mastigatórios de Planas – AFMP em relação ao eixo *x* (Planas, 1994; Simões, 2004), através da fórmula trigonométrica  $\alpha = \arcsen Y/h$  (figura 4.12), onde *Y* é a extensão linear vertical, em milímetros, do movimento de laterotrusão no eixo *y* e *h* é a hipotenusa calculada através das coordenadas *x* (extensão horizontal) e *y* (extensão vertical) pelo teorema de Pitágoras. As medidas angulares encontradas inicialmente em radianos foram convertidas para graus pela fórmula:  $\alpha (gr) = 180 * \alpha (rad)/\pi$ . Todos os cálculos trigonométricos foram feitos em planilhas pelo *software* Excell® (Microsoft™).

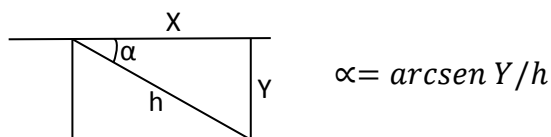


Figura 4.12 – representação geométrica do cálculo do ângulo  $\alpha$

As colunas 2, 3, 4 da tabela 4.1 representam os frames inicial, amplitude máxima e final do movimento. Uma vez que a frequência de captura, utilizada neste trabalho, é de 100 Hz (frames/segundo), ao se calcular o número de frames entre o início e amplitude máxima, através da subtração entre estes frames, este valor é dividido pela frequência (100 Hz) teremos assim o tempo, em segundos, que cada indivíduo leva para abrir ao máximo a boca. Da mesma forma foi calculado o tempo do fechamento da boca, lateralidade esquerda ida e volta, lateralidade direita ida e volta, protrusão e retrusão.

Definidos todos os tempos de cada movimento, nas seis repetições, de cada indivíduo, e de posse de todas as amplitudes destes movimentos, calcula-se imediatamente a velocidade média dos mesmos, dividindo-se a extensão do movimento pelo tempo que os indivíduos levaram para executá-lo, expressa em milímetros por segundo (mm/s), conforme expresso na tabela 4.2. A seguir foi calculada a aceleração média utilizando-se o quociente entre a variação da velocidade e a variação do tempo, em  $\text{mm/s}^2$ , conforme demonstra a tabela 4.3.

Outro recurso muito importante do *software Jaw Capture* é projetar em tempo real as trajetórias decompostas dos movimentos mandibulares em 2D, nos planos xy (frontal), xz (coronal) e yz (parassagital). Conforme a figura 4.13 (a - f) correspondente aos movimentos de abertura/fechamento projetado no plano parassagital (a) e no plano frontal (b).

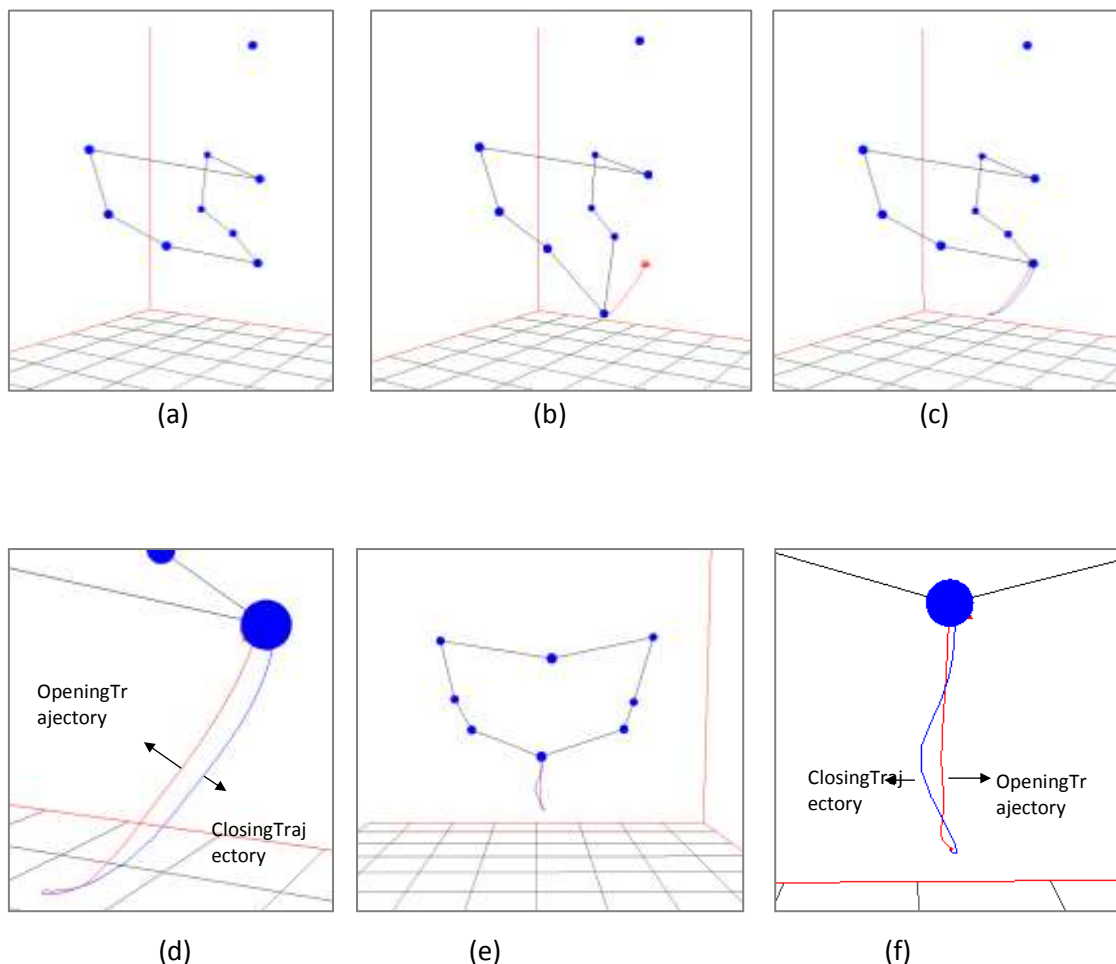


Figura 4.13 - Modelo de reconstrução 3D feito pelo software. As Imagens correspondem ao movimento de abertura e fechamento. Os pontos azuis representam os marcadores. (a) Indivíduo com a boca fechada antes do início da cena. (b) Boca em máxima abertura e a linha vermelha representa o marcador primário em sua trajetória de abertura. (c) Ciclo da abertura/fechamento (linha azul). (d) Perspectiva com zoom do ciclo de abertura/fechamento. (e) Vista frontal. (f) Vista frontal com zoom da trajetória.

A figura 4.14 demonstra as trajetórias do marcador primário nos movimento de lateralidade esquerda / direita e protrusão em zoom máximo.

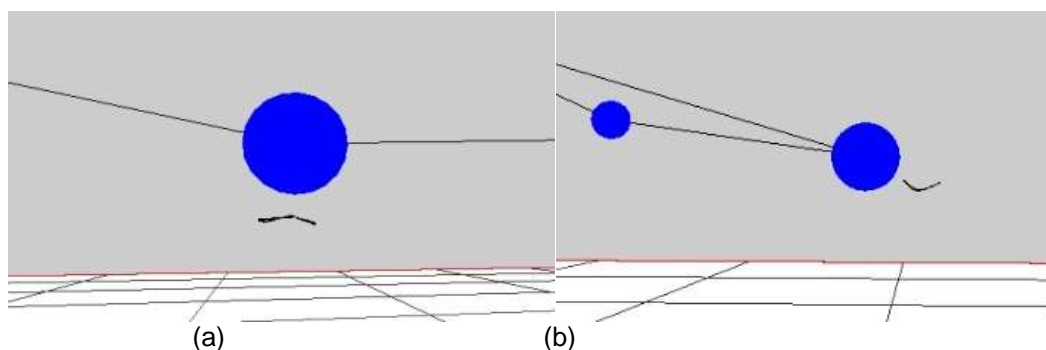


Figura 4.14 - Trajetórias descritas pelos movimentos de lateralidade esquerda e direita projetadas no plano frontal (a) e de protrusão projetadas no plano parasagital (b).

A figura 4.15 apresenta resumidamente as fases da aquisição de dados.

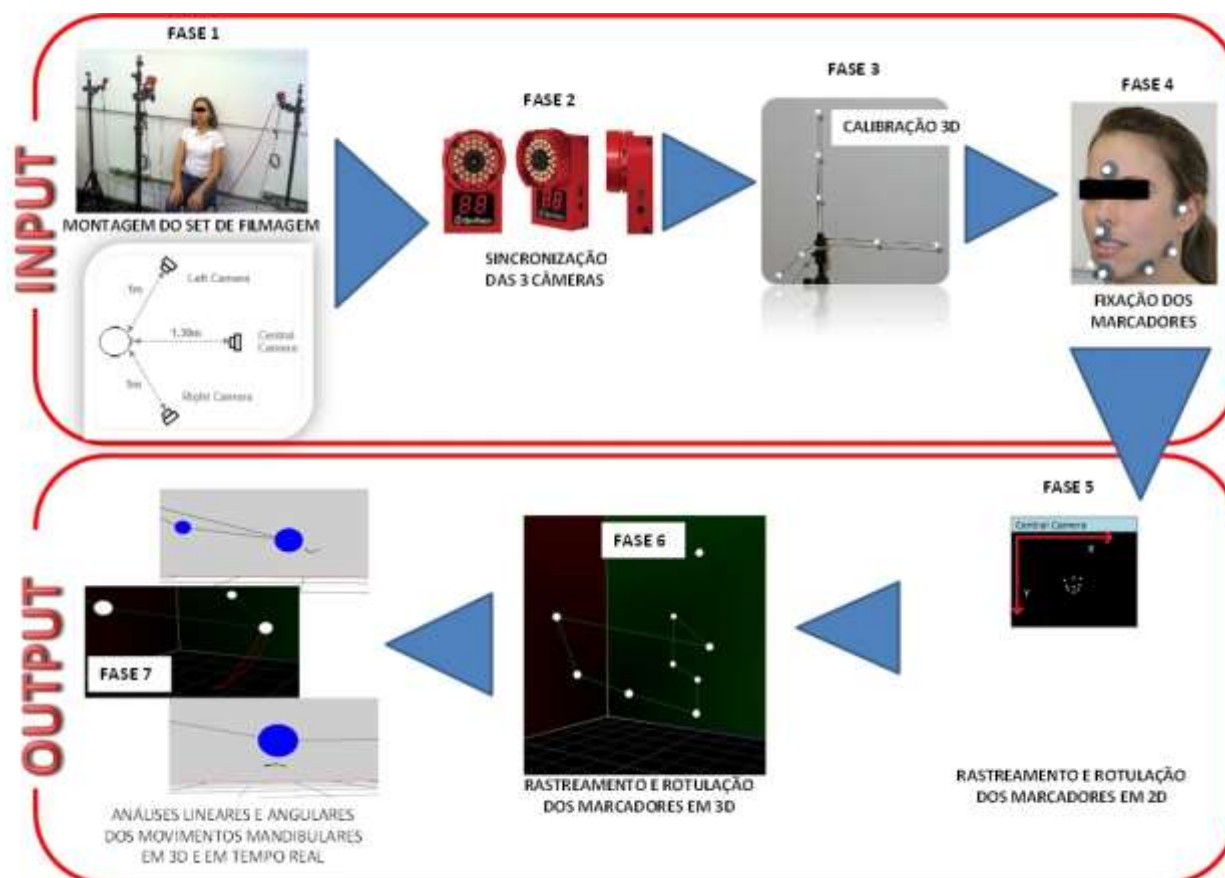


Figura 4.15 – Resumo das fases de aquisição de dados

Outros dados analisados diretamente pelo *software jaw capture*, neste trabalho, foram os desvios e deflexões ocorridos nos movimentos de abertura e fechamento da mandíbula, nos eixos XY, e, os desvios no movimento de protrusão da mandíbula nos eixos XZ de ambos os grupos estudados.

Foram também calculados a velocidade e aceleração dos movimentos mandibulares utilizando-se o tempo decorrente para cada movimento associado com o conhecimento pré-estabelecido da frequência de captura da câmera que é de 100 Hz.

## CAPÍTULO 5

### RESULTADOS

#### 5.1 - Precisão e confiabilidade do sistema

Para avaliar o sistema, foi feito um teste para estimar sua confiabilidade (concordância entre os valores medidos e os valores de referência) e sua precisão (concordância entre medidas feitas por várias vezes). O teste foi realizado utilizando-se de uma barra rígida de referência de 70 mm de comprimento com dois marcadores retro reflexivos afixados em suas extremidades (figura 5.1).



Figura 5.1 – Barra criada para se calcular a precisão e acurácia das câmeras.  
Fonte: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-12-17.pdf> - 2013

A barra foi movimentada (calibração dinâmica), aleatoriamente, dentro da cena a ser medida e a distância entre os marcadores foi calculado em cada quadro, depois de captado por cada câmera. Os valores das distâncias medidas em cada quadro foram então comparados ao valor conhecido e fixo de 70 mm. A confiabilidade foi avaliada pela determinação do erro médio absoluto das distâncias medidas pelo sistema e o valor obtido foi de 98,3%. A precisão foi obtida pelas médias dos desvios padrões, destas mesmas distâncias, calculadas também pelo sistema, e o percentual de precisão foi de 97,2%.

O desvio padrão das medidas foi menor do que 0,2 mm para todas as sessões de coleta de dados e o erro médio da distância foi sempre menor que 0,16 mm.

## 5.2 - Dados estatísticos

Os três grupos analisados são independentes e com distribuição normal, para os valores lineares dos movimentos, segundo teste de Kolmogorov - Smirnov calculado pelo freeware Action (plugin do Excel).

### 5.2.1 – Medidas lineares

O teste F, aplicado para duas variâncias, não mostrou diferenças entre as variações ocorridas não só em AFX, AFY e AFZ, como também nos movimentos de lateralidade e protrusão. O mesmo acontece quando se comparam as médias obtidas para a lateralidade direita e esquerda.

A tabela 5.1 mostra os valores médios obtidos dos deslocamentos registrados pelo sistema *Jaw Capture*, do grupo controle (20 indivíduos) de cada tipo de movimento mandibular com as respectivas médias. A tabela 5.2 mostra os valores médios de 10 indivíduos portadores de miopia e a tabela 5.3 refere-se a 10 portadores de artropatia participantes da pesquisa. Pode-se observar o movimento da abertura máxima projetada nos eixos x, y e z (AFX, AFY e AFZ respectivamente). Da mesma forma, a LE e LD (lateralidade esquerda e direita) representam o deslocamento máximo da excursão lateral da mandíbula, e, P representa a protrusão máxima projetadas nos três eixos.

**Tabela 5.1** - Valores médios e desvios-padrões dos deslocamentos do marcador primário nos eixos X, Y e Z expressos em milímetros, do grupo controle.

Movimento	Média± DP	Movimento	Média± DP
AFX	1,31 ± 0,61mm	LDX	9,56 ± 3,42 mm
AFY	39,04 ± 7,69 mm	LDY	3,41 ± 1,26 mm
AFZ	27,76 ± 9,60 mm	LDZ	1,56 ± 1,37 mm
LEX	9,50 ± 3,13 mm	PX	1,47 ± 1,66 mm
LEY	3,73 ± 1,18 mm	PY	3,63 ± 2,17 mm
LEZ	1,97 ± 1,29 mm	PZ	7,29 ± 2,45 mm

**Tabela 5.2** - Valores médios e desvios-padrões dos deslocamentos do marcador primário nos eixos X, Y e Z expressos em milímetros, do grupo alvo de indivíduos com artropatia.

Movimento	Média $\pm$ DP	Movimento	Média $\pm$ DP
AFX	1,75 $\pm$ 0,36mm	LDX	10.86 $\pm$ 2.06 mm
AFY	44.71 $\pm$ 3.52 mm	LDY	3.2 $\pm$ 0.90 mm
AFZ	30.78 $\pm$ 1.32 mm	LDZ	2.13 $\pm$ 0.70 mm
LEX	10.72 $\pm$ 1.32 mm	PX	1.38 $\pm$ 0.87 mm
LEY	3.17 $\pm$ 1.04 mm	PY	3.09 $\pm$ 0.85 mm
LEZ	1.99 $\pm$ 0.73 mm	PZ	7.34 $\pm$ 0.35 mm

**Tabela 5.3** - Valores médios e desvios-padrões dos deslocamentos do marcador primário nos eixos X, Y e Z expressos em milímetros, do grupo alvo de indivíduos com miopatia.

Movimento	Média $\pm$ DP	Movimento	Média $\pm$ DP
AFX	2.67 $\pm$ 1.64 mm	LDX	11.27 $\pm$ 2.51 mm
AFY	38.77 $\pm$ 3.52 mm	LDY	4.98 $\pm$ 1.95 mm
AFZ	29.39 $\pm$ 11.66 mm	LDZ	4.13 $\pm$ 0.69 mm
LEX	10.79 $\pm$ 0.28 mm	PX	2.80 $\pm$ 1.05 mm
LEY	5.04 $\pm$ 1.53 mm	PY	3.58 $\pm$ 0.60 mm
LEZ	4.30 $\pm$ 0.08 mm	PZ	8.24 $\pm$ 1.67 mm

#### a) 5.2.1.1 - Proporções entre os valores lineares

Em indivíduos normais, para cada milímetro do movimento de protrusão no eixo z, temos quatro mm de abertura/fechamento no mesmo eixo.

A extensão linear dos movimentos de lateralidade tem proporção de 1:1 nos três eixos, entre o lado esquerdo e direito. Estes dados demonstram o equilíbrio entre ambos os lados, para os três grupos.

Os movimentos de protrusão no eixo y são de proporção de 1:1 com os movimentos de lateralidade E e D no mesmo eixo, confirmando o equilíbrio estrutural entre a guia incisiva e as inclinações das paredes anteromediais da fossas glenóides do osso temporal de ambos os lados somente para os indivíduos do grupo controle e de portadores de artropatia. O grupo de portadores de miopatia apresentou um componente vertical, no eixo y, 43% maior em relação aos demais grupos.

### **5.2.2 - Medidas angulares**

O Ângulo Funcional Mastigatório de Planas (AFMP) representado pelo ângulo médio de lateralidade (ângulo formado pelo segmento de reta que liga o ponto inicial ao ponto final da trajetória com o eixo x no plano frontal) foi, em média, de 22,51° do lado esquerdo, com mínimo de 10,71° e máximo de 41,33°, e, em média, de 20,62° para o lado direito com mínimo de 9,18° e máximo de 43,47°.

Todos os movimentos de lateralidade, no eixo z, foram positivos, o que revela a normalidade dos mesmos. Caso se encontrasse algum valor negativo o movimento seria de lateroretrusão e, portanto, patológico.

Os valores expressos na tabela 5.4 demonstram que os indivíduos do grupo controle, que têm estes dois ângulos (AFMPD E AFMPE) com valores muito próximos (maiores que -2 e menores que 2 graus – células amarelas e laranjas) possuem uma mastigação bilateral alternada, apresentando eficiência mastigatória semelhante de ambos os lados.

Os indivíduos que têm estes ângulos assimétricos podem apresentar uma preferência do lado mastigatório (valores menores que -3 e maiores que 3 graus – células azuis – preferência pelo lado direito e verdes – preferência pelo lado esquerdo), fazendo o indivíduo mastigar predominantemente do lado em que o ângulo é menor, seguindo o princípio biológico da lei do menor esforço com o máximo de eficiência mastigatória, no qual se pauta a primeira lei de Planas da mínima dimensão vertical.

Dois indivíduos apresentaram diferenças acentuadas entre os AFMP denotando lados claramente preferenciais de mastigação que se tornaram mais predominantemente estruturais do que musculares (acima de 10 graus – células



vermelhas). No total há 12 indivíduos que têm mastigação viciosa unilateral (Ind.1,6,8,9,12,14,15,16,17,18,19,20), o que representa 60% da amostra.

**Tabela 5.4** – valores encontrados dos AFMP e suas diferenças no grupo controle

	Ind.1	Ind.2	Ind.3	Ind.4	Ind.5	Ind.6	Ind.7	Ind.8	Ind.9	Ind.10
AFMP LE	10,71°	41,33°	17,69°	24,34°	21,86°	27,20°	18,38°	27,95°	31,32°	16,18°
AFMP LD	15,00°	43,47°	17,28°	24,51°	22,06°	21,08°	18,93°	11,98°	20,63°	17,46°
≠	-4,30°	-2,13°	0,42°	-0,16°	-0,19°	6,12°	-0,55°	15,97°	10,70°	-1,28°

	Ind.11	Ind.12	Ind.13	Ind.14	Ind.15	Ind.16	Ind.17	Ind.18	Ind.19	Ind.20
AFMP LE	12,12°	19,41°	23,79°	20,38°	25,00°	36,20°	14,86°	24,07°	16,21°	17,84°
AFMP LD	13,43°	25,56°	25,73°	26,42°	18,53°	30,41°	9,18°	19,95°	21,57°	12,02°
≠	-1,31°	-6,15°	-1,94°	-6,04°	6,47°	5,79°	5,68°	4,12°	-5,36°	5,82°

O sinal negativo foi usado para definir o lado de preferência mastigatória esquerdo e o sinal positivo para o lado de preferência mastigatória direito.

Dos 20 indivíduos analisados apenas oito (40%) deles apresentaram uma diferença mínima (entre -3 e 3 graus) o que denota, funcionalmente, uma mastigação bilateral alternada (grifos amarelos e laranjas). Quanto aos demais, com diferenças maiores que 3 graus denotam um lado preferencial (D ou E) de mastigação predominantemente muscular e/ou estrutural. Quatro indivíduos (20%) apresentaram predominância para o lado esquerdo (grifos verdes) e oito indivíduos (40%) predominância para o lado direito (grifos azuis). Dentre os indivíduos com predominância unilateral de mastigação, 66,66% deles o fazem pelo lado Direito e 33,33% pelo lado esquerdo.

Nos indivíduos normais, sem sinais e sintomas de DTM, pode-se observar preferências de lado de mastigação em 60% deles.

A tabela 5.5 revela que no grupo de artropatia, 90% dos indivíduos têm MVU, sendo 4 deles para o lado esquerdo e 5 para o lado direito.

**Tabela 5.5** – valores encontrados dos AFMP em portadores de artropatia e suas diferenças

AFMPe	15.44	22.30	16.91	7.39	13.59	4.67	26.76	31.00	32.25	13.70
AFMPd	5.42	18.48	19.99	16.52	13.22	23.35	21.34	15.58	13.83	18.74
DIFERENÇA	10.02	3.82	-3.08	-9.12	0.37	-18.68	5.42	15.42	18.43	-5.04
LADO PREF	D	D	E	E	-	E	D	D	D	E

A tabela 5.6 revela que para o grupo de miopatia, 70% possuem MVU, 4 para o lado D e 3 para o lado E.

**Tabela 5.6** – valores encontrados dos AFMP em portadores de miopatia e suas diferenças

AFMPe	16.62	16.29	43.33	32.47	33.85	53.77	18.73	23.18	19.91	6.92
AFMPd	28.12	13.54	45.56	52.48	27.54	23.97	16.85	12.42	5.80	29.34
DIFERENÇA	-11.50	2.75	-2.23	-20.02	6.31	29.80	1.88	10.76	14.10	-22.42
LADO PREF.	E	-	-	E	D	D	-	D	D	E

### 5.2.3 – Desvios da trajetória mandibular

#### 5.2.3.1 – Abertura

Devido à amplitude do movimento, foram consideradas as medidas médias dos desvios, superiores a 3 mm e não foram identificados desvios na abertura dos indivíduos do grupo controle. Foram identificados 7 indivíduos com desvio e um com deflexão, no grupo dos portadores de artropatia, e, 7 indivíduos com desvios e 2 indivíduos com deflexão no grupo dos portadores de miopatia.

#### 5.2.3.2 – Fechamento

Da mesma forma, foram considerados valores médios maiores que 3 mm nos desvios da trajetória. Foram encontrados no grupo controle, 3 indivíduos portadores de desvios na trajetória mandibular; no grupo de artropatia, 5 indivíduos e no grupo de miopatia, 6 indivíduos.

#### 5.2.3.3 – Protrusão

Devido à menor amplitude deste movimento em relação à abertura e ao fechamento, foram considerados desvios, medidas médias superiores a 2 mm.

Foram encontrados nos indivíduos do grupo controle, 10 indivíduos (50%) portadores de desvios, no grupo dos portadores de artropatia não houve desvios na protrusão e no grupo de miopatia houve 8 (80%) indivíduos portadores de desvios.

#### 5.2.3.4 – Valores numéricos integrais

Os valores integrais obtidos dos desvios do movimento de abertura pelo programa Jaw Capture são expressos nas tabelas 5.7, 5.8 e 5.9 a seguir, sendo, para imediata identificação, as colunas sem preenchimento de cor indicam os indivíduos sem desvios e as colunas preenchidas com azul claro correspondem aos indivíduos portadores de desvios.

Tabela 5.7 – Desvios na abertura do grupo controle – indivíduos de 1 a 20

GRUPO CONTROLE																			
ABERTURA	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10
	E		E																
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X
1	2.17	41.08	1.92	30.82	2.15	31.66	0.82	8.52	3.77	28.5	1.56	23.87	3.37	12.14	2.15	26.95	1.67	41.65	2.52
2	2.23	39.71	1.71	6.14	2.1	30	0.62	6.23	3.07	29.13	2.55	22.25	3.12	36.17	2.61	27.91	1.53	41.56	2.17
3	1	40.73	0.95	6.75	1.77	30.26	1.17	18.84	1.89	30.32	2.7	28.08	2.39	38.8	2.91	30.61	3.28	43.27	1.87
4	2.91	40.63	2.5	40.19	2.21	12.86	1.13	15.46	2.53	17.63	2.63	28.17	3.09	36.27	2.32	36.25	2.38	41.3	1.93
5	2.52	41.88	3.13	28.95	1.15	15.5	0.58	12.17	3.11	26.28	2.39	26.82	2.17	17.92	2.92	25.94	3.37	42.53	2.43
6	1.75	42.26	2.13	41.23	2.08	12.44	1.38	13.12	1.86	28.31	2.57	36.31	2.5	31.92	2.88	28.11	1.87	41.74	2.89
MÉDIA	2.10	41.05	2.06	25.68	1.91	22.12	0.95	12.39	2.71	26.70	2.40	27.58	2.77	28.87	2.63	29.30	2.31	38.93	2.30
DP	0.66	0.92	0.74	15.68	0.40	9.41	0.33	4.57	0.75	4.63	0.42	4.89	0.48	11.10	0.33	3.75	0.81	0.74	0.39
VAR	0.44	0.85	0.61	188.15	0.16	88.53	0.11	20.91	0.57	21.46	0.18	23.91	0.23	123.15	0.11	14.04	0.65	0.55	0.15
CV	0.01	0.38	0.02	4.03	0.01	2.08	0.00	0.57	0.02	1.24	0.01	1.35	0.01	3.20	0.01	1.10	0.01	0.01	0.01

	11		12		13		14		15		16		17		18		19		20
Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X
50.11	1.64	30.39	3.53	4.3	0.84	23.52	0.96	20.19	1.74	18.48	1.86	26.91	0.84	27.29	2.19	23.2	0.81	14.01	2.18
48.49	1.75	30.19	2.26	22.6	2.01	22.77	3.04	28.86	1.25	21.37	2.07	30.23	1.48	29.4	1.66	17.9	1.13	33.26	2.06
46.54	1.33	30.63	1.6	15.95	2.73	24.73	3.32	23.78	1.04	16.01	1.91	28.86	0.83	28.44	1.37	21.4	0.85	44.42	2.22
43.37	1.87	23.47	3.44	17.08	2.81	25.86	2.62	22.04	0.91	6.25	2.13	33.22	0.55	10.84	2.31	21.19	3.24	29	1.62
36.18	1.1	34.43	1.2	38.59	2.89	24.02	1.53	24.91	0.65	5.81	2.09	28.52	0.97	10.12	2.4	11.33	0.9	34.76	2.78
36.96	0.77	27.45	1.67	13.82	3.22	31.15	1.22	24.54	0.65	3.52	2.09	25.68	1.5	22.15	1.53	19.3	1.32	9.2	1.3
43.61	1.41	29.43	2.28	18.72	2.42	25.34	2.12	23.09	1.04	11.91	2.03	28.90	1.03	21.37	1.91	19.05	1.38	27.44	2.03
5.90	0.42	3.67	0.99	11.42	0.87	3.04	1.00	1.96	0.41	7.60	0.11	2.64	0.38	8.80	0.44	4.20	0.93	13.35	0.51
34.83	0.18	13.48	0.98	130.44	0.75	9.21	1.01	3.85	0.17	57.82	0.01	6.98	0.15	77.51	0.20	17.66	0.87	178.25	0.26
2.57	0.01	1.08	0.02	2.14	0.02	0.77	0.02	0.45	0.00	0.91	0.00	0.76	0.00	1.88	0.01	0.80	0.01	3.66	0.01

Tabela 5.8 – Desvios na abertura do grupo miopatia

					MIOPATIA																		
	1	2			3	4			5	6			7		8			9	10				
ABERTURA	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y			
	3.2	41.52	3.88	43.78	3.43	48.83	4.35	34.01	7.65	30.89	5.53	34.49	5.07	18.1	1.74	43.02	4.4	16.6	3.25	29.67			
	3.03	43.31	3.89	43.42	2.95	43.52	5.51	37.19	6.04	33.09	6.86	32.13	1.97	15.45	2.16	42.55	0.97	5.71	2.82	31.02			
	2.55	41.62	3.46	43.31	3.78	44.89	4.93	19.01	6.48	34.32	2.74	16.74	3.09	14.79	1.07	42.91	2.24	15.32	2.05	25.08			
	2.82	42.07	3.63	43.81	2.34	25.39	4.63	24.91	2.57	21.97	3.64	27.04	2.21	11.57	2.24	46.63	1.67	17.63	1.1	26.44			
	2.46	41.32	3.2	45.68	2.73	45.56	3.18	49.25	4.41	18.79	3.26	20.51	8.8	15.19	1.97	46.99	1.39	16.45	1.2	15.8			
	2.76	43.2	4.23	43.6	3.34	48.28	3.18	49.35	5	13.19	3	46.58	1.35	10.34	1.49	45.55	3.05	20.46	1.02	10.51			
MÉDIA	2.80	42.17	3.72	43.93	3.10	42.75	4.30	35.62	5.36	25.38	4.17	29.58	3.75	14.24	1.78	44.61	2.29	15.36	1.91	23.09			
DP	0.28	0.87	0.36	0.88	0.52	8.74	0.95	12.41	1.78	8.64	1.65	10.71	2.79	2.83	0.44	2.01	1.26	5.04	0.96	8.16			
VAR	0.08	0.76	0.13	0.77	0.27	76.40	0.90	153.99	3.16	74.68	2.72	114.64	7.80	7.98	0.20	4.06	1.59	25.40	0.92	66.55			
CV	0.01	0.37	0.01	0.39	0.02	3.74	0.04	4.42	0.10	2.19	0.07	3.17	0.10	0.40	0.01	0.90	0.03	0.77	0.02	1.88			

Tabela 5.9 – Desvio na abertura do grupo artropatia

ARTROPATIA																				
ABERTURA	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	3.06	47.13	2.41	52.59	7.61	27.96	3.5	37.86	2.1	51.47	4.74	31.91	1.72	32.69	6.27	29.76	2.22	23.5	3.37	36.08
2	3.55	51.18	3.04	50.91	4.63	32.42	1.9	39.84	2.67	51.58	4.9	32.02	3.08	44.48	1.73	36.36	3.43	21.93	3.62	34.91
3	3.17	52.77	1.57	52.26	5.99	28.12	2.59	41.27	2.93	51.89	5.16	33.73	2.82	41.9	4.27	29.67	3.41	22.1	2.84	33.61
4	2.21	57.19	2.18	51.64	3.92	26.66	3.74	42.42	3.08	51.61	6.77	33.38	3.4	32.97	1.92	37.77	2.65	20.88	2.19	27.82
5	3.36	37.83	1.84	48.89	4.89	28.23	3.95	40.32	1.98	51.74	5.23	35.17	2.49	36.69	2.42	40.29	3.6	20.44	2.22	32.86
6	3.68	36.63	1.44	52.09	4.47	49.91	4.22	37.88	2.74	52.81	5.28	34.98	3.28	40.54	4.01	31.04	3.05	21.79	2.22	34.14
MÉDIA	3.17	47.12	2.08	51.40	5.25	32.22	3.32	39.93	2.58	51.85	5.35	33.53	2.80	38.21	3.44	34.15	3.06	21.77	2.82	29.59
DP	0.52	8.32	0.59	1.36	1.34	8.89	0.89	1.82	0.45	0.49	0.73	1.40	0.62	4.87	1.75	4.58	0.53	1.07	0.64	2.87
VAR	0.27	69.23	0.35	1.85	1.80	78.95	0.79	3.33	0.20	0.24	0.53	1.95	0.39	23.72	3.06	20.94	0.28	1.14	0.40	8.26
CV	0.02	3.92	0.01	0.70	0.07	2.86	0.03	0.73	0.01	0.26	0.04	0.47	0.02	1.86	0.06	1.56	0.02	0.23	0.02	0.02

Os desvios nos movimentos de fechamento mandibular estão expressos nas tabelas: 5.10 e 5.11 – grupo controle; 5.12 - grupo miopatia e 5.13 – grupo artropatia.

Assim como na tabela anterior, as células sem preenchimento de cor são de indivíduos sem desvios e preenchidas em azul claro de indivíduos com desvios.

Dois indivíduos do grupo de miopatia e um do grupo de artropatia (colunas preenchidas na cor roxa clara) foram identificados com T0, ou seja, tendentes a zero, foram assim classificados, devido à particularidade de terem o máximo desvio lateral (eixo X) coincidente com o máximo da abertura (eixo Y), mas durante o fechamento da boca, o desvio lateral diminui gradativamente até atingir a origem do sistema cartesiano (0,0) e clinicamente este movimento caracteriza-se como sendo não um desvio e sim uma deflexão.

Tabela 5.10 – Desvios no fechamento dos indivíduos de 1 a 10 do grupo controle

FECHAM.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
D										
	XY	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	2.29	25.08	2.26	24.6	3.08	29.64	1.08	21.76	1.83	6.55
2	1.76	28.27	1.75	22.47	2.13	29.55	0.92	19.82	2.13	21.02
3	3.24	25.72	3.32	25.03	4.32	25.62	0.84	22.32	1.52	35.93
4	2.33	27.32	2.3	26.17	3.46	28.41	0.68	14.52	1	10.85
5	2.35	26.28	2.28	12.36	2.9	28.7	1.82	19.08	2.53	44.62
6	2.03	24.01	2.39	24.19	3.33	27.71	0.45	7.82	2.28	38.89
MÉDIA	2.33	26.11	2.38	22.47	3.20	28.27	0.97	17.55	1.88	26.31
DP	0.50	1.54	0.51	5.10	0.72	1.49	0.97	17.55	1.89	29.60
VAR	0.25	2.36	0.26	25.99	0.52	2.21	0.22	30.36	0.31	248.70
CV	0.01	0.40	0.01	1.15	0.02	0.42	0.01	3.08	0.04	7.79

Tabela 5.11 – Desvios no fechamento dos indivíduos de 11 a 20 do grupo controle

11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1.74	29.14	3.1	23.28	1.12	34.21	2.19	15.57	1.02	7.58
1.05	34.72	2.97	25.49	1.2	20.87	7.78	18.16	0.63	4.73
1.52	32.7	2.25	23.48	0.91	9.14	5.51	19.48	0.65	19.06
1.98	26.23	2.5	26.7	1.19	18.67	2.35	22.67	0.77	18.99
1.3	23.38	3.11	30.25	1.17	2.92	2.68	13.09	1.05	28.76
2.26	14.05	2.59	31.97	3.09	16.53	1.04	9.2	1.64	11.71
1.64	26.70	2.75	26.86	1.45	17.06	3.59	16.36	0.96	15.14
1.63	26.30	2.70	27.46	1.50	14.20	3.83	16.49	0.95	16.40
0.20	55.51	0.13	12.75	0.66	114.84	6.41	23.07	0.14	78.60
0.03	7.02	0.07	7.38	0.02	2.42	0.14	2.70	0.01	2.48

Tabela 5.12 – Desvios no fechamento dos indivíduos do grupo miopatia

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
		DX	DX						DX	DX
FECHA/O	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
	3,51	29,83	T0	T0	1,82	30,99	SD	SD	T0	T0
	3,8	24,82	T0	T0	5,6	16,65	SD	SD	T0	T0
	3	10,47	T0	T0	6,1	27,35	3,3	26,77	T0	T0
	4,41	23,53	T0	T0	3,15	22,97	4,85	38,64	8,72	30,39
	3,07	23,08	T0	T0	3,06	12,94	0,92	20,22	7,53	31,7
	3,09	34,52	T0	T0	3,15	28,77	4,03	28,59	8,57	31,72
MÉDIA	3,48	24,38			3,81	23,28	3,28	28,56	8,27	31,27
DP	0,55	8,11			1,66	7,17	1,69	7,62	0,65	0,76
VAR	0,30	65,72			2,77	51,42	2,87	58,12	0,42	0,58
CV	0,02	1,98			0,06	1,67	0,06	2,18	0,05	0,24

Tabela 5.13 – Desvios no fechamento dos indivíduos do grupo artropatia

FECHA/O	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	DX	DX								
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	T0	T0	3,46	17,95	3,7	31,38	3,4	35,61	1,12	22,75
2	T0	T0	1,64	2,85	1,79	35,06	2,3	27,3	1,76	11,41
3	T0	T0	3,26	17	4,12	26,53	1,47	14,73	0,96	11,77
4	T0	T0	2,2	11,54	4,16	15,23	5,23	32,71	2,3	11,36
5	T0	T0	0,46	15,87	2,76	32,53	1,18	40,51	1,74	22,95
6	T0	T0	4,27	19,87	4,46	31,79	1,49	36,75	1,23	22,13
MÉDIA			2,55	14,18	3,50	28,75	2,51	31,27	1,52	17,06
DP			1,39	6,21	1,03	7,18	1,56	9,23	0,50	6,09
VAR			1,92	38,55	1,05	51,60	2,43	85,13	0,25	37,03
CV			0,04	0,88	0,04	2,07	0,04	2,89	0,01	1,04

A figura 5.2 demonstra graficamente o desvio no fechamento (seta branca) de um indivíduo do grupo controle.

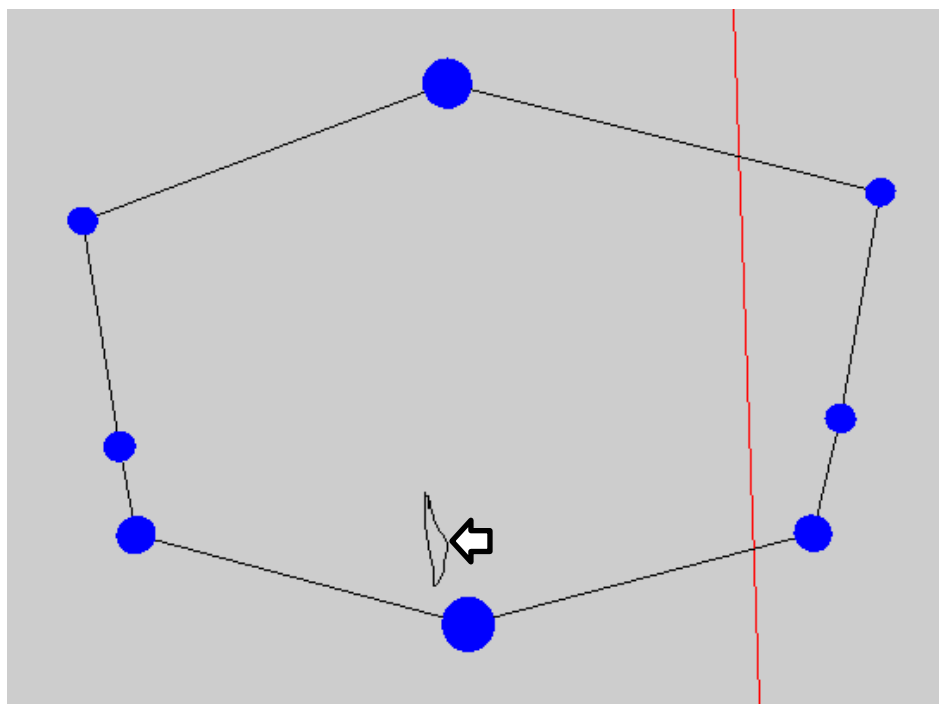


Figura 5.2

A figura 5.3 demonstra um indivíduo do grupo miopatia com desvio na abertura (seta branca) e fechamento (seta preta).

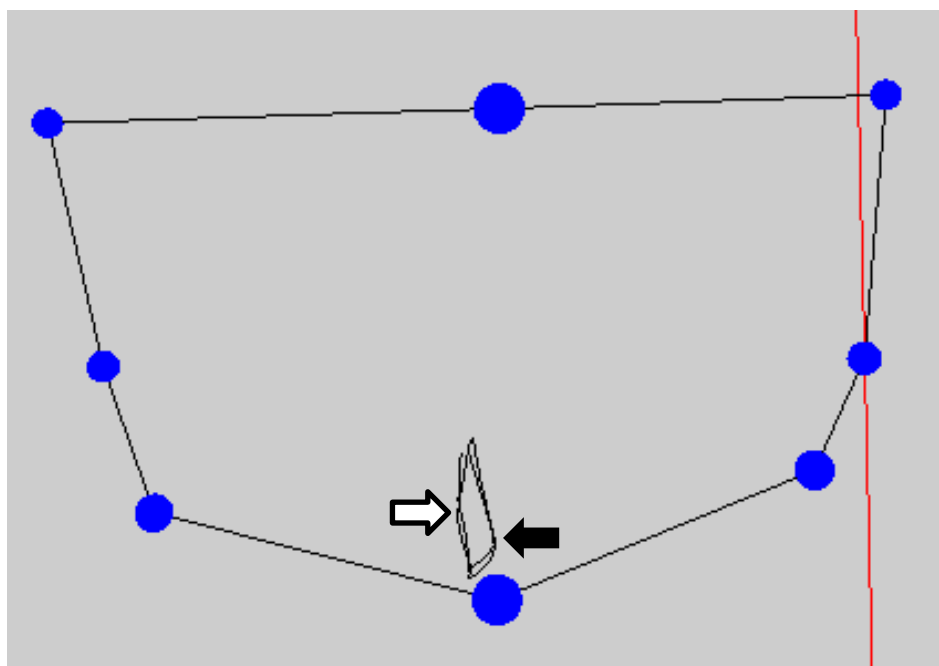


Figura 5.3

A figura 5.4 ilustra os desvios de abertura (seta preta) e fechamento (seta branca) de um indivíduo do grupo artropatia.

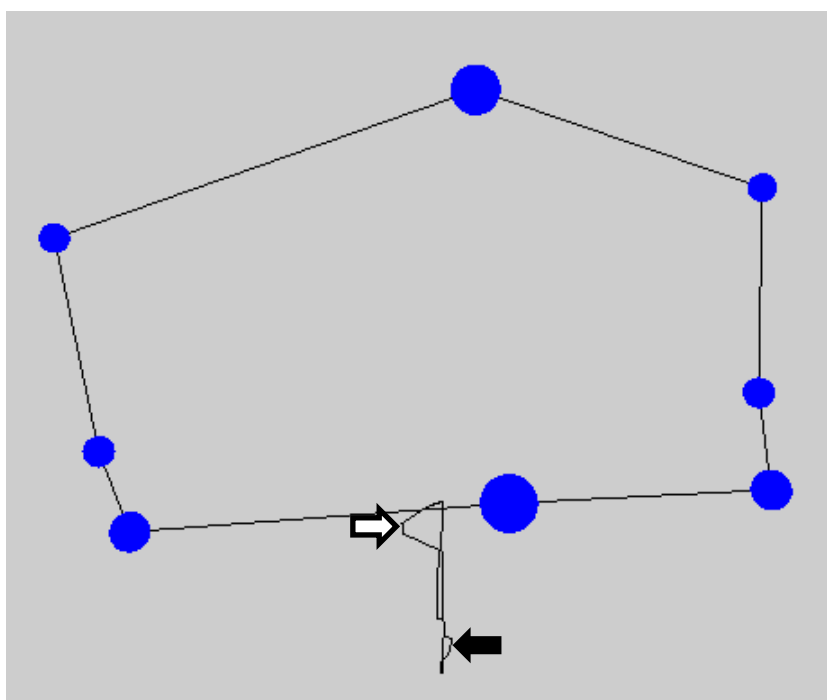


Figura 5.4

A figura 5.5 ilustra um caso onde houve desvio (chave) e deflexão (setas) em um indivíduo do grupo miopatia.

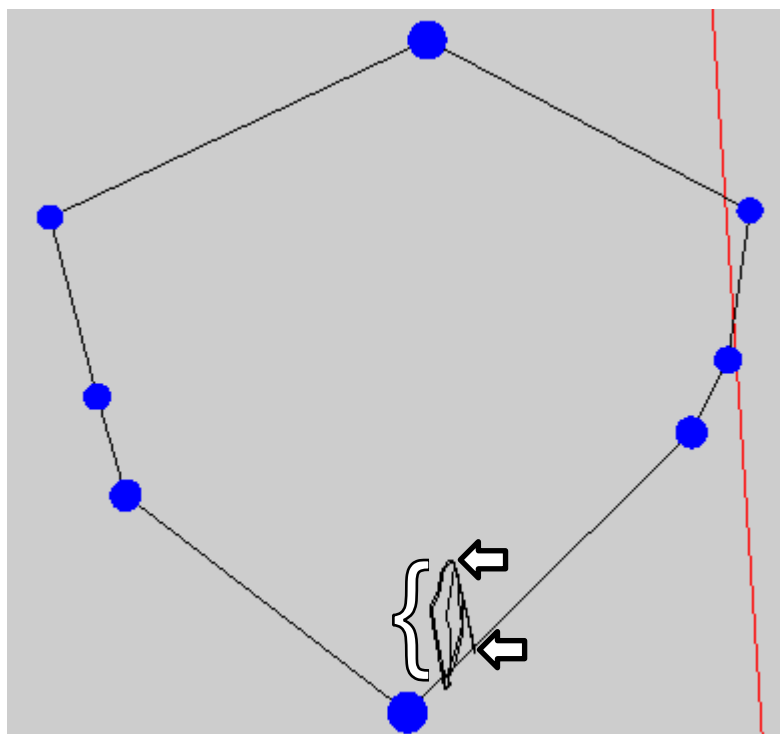


Figura 5.5

A figura 5.6 ilustra uma sequência de movimentos de abertura e fechamento, no grupo controle, onde é expresso, visualmente, um padrão regular e repetitivo, sem desvios.

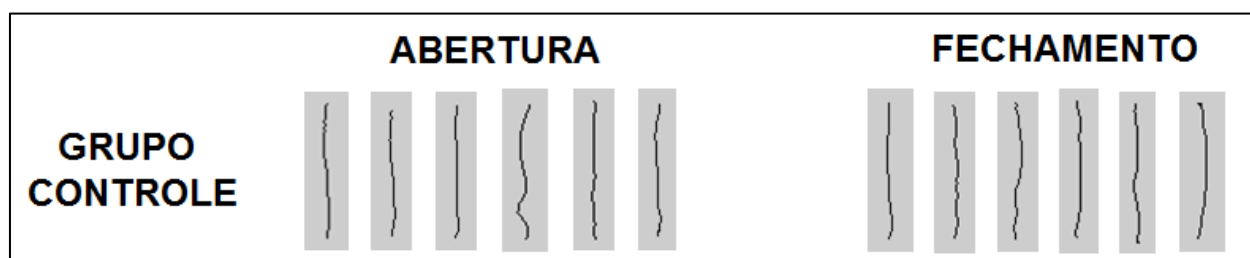


Figura 5.6

A figura 5.7 ilustra uma sequência de movimentos de abertura e fechamento, no grupo de portadores de miopatia, onde é expresso visualmente um padrão irregular e aleatório.

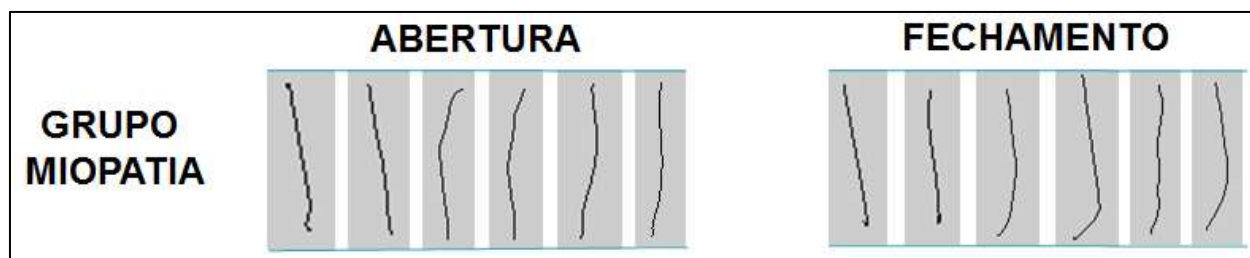


Figura 5.7

A figura 5.8 ilustra uma sequência de movimentos de abertura e fechamento, no grupo de portadores de artropatia, onde se identifica um padrão visual com desvios regulares.

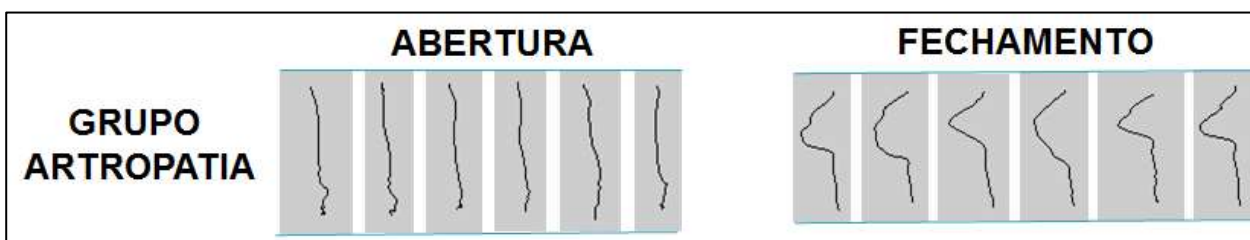


Figura 5.8



As tabelas 5.14, 5.15, 5.16 e 5.17 representam os desvios ocorridos no movimento de protrusão, em indivíduos do grupo controle, miopatia e artropatia respectivamente.

Tabela 5.14 – Desvios na protrusão do grupo controle, indivíduos de 1 a 10.

PROTRUSÃO	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	D																			
	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
1	2.2	3.55	2.27	2.7	3.45	3.45	2.4	7.39	3.49	3.53	1.25	4.39	5.86	10.84	0.99	2.27	2.03	7.43	0.9	1.43
2	1.86	4.28	2.08	7.91	3.28	4.48	2.45	4.38	3.25	4.51	1.94	6.99	6.15	12.33	0.62	3.5	1.82	7.41	0.79	7.32
3	2.11	8.64	2	6.92	2.91	3.99	3.72	7.62	2.9	3.98	2.13	6.3	8.57	8.18	0.51	3.59	1.43	4.17	0.81	6.24
4	1.52	3.85	1.16	7.05	1.51	4.87	2.7	8.15	1.68	5.2	0.25	6.17	5.95	13.69	0.75	4.18	2.02	7.43	0.89	7.21
5	1.85	3.27	2.06	3.6	1.4	2.93	3.57	8.89	1.38	3.07	0.8	2.43	8.22	9.01	0.43	3.62	1.94	6.98	5.44	6.68
6	2.17	3.48	2.31	4.28	1.17	4.46	2.48	5.3	1.15	4.51	2.11	6.16	6.83	4.64	1.26	1.9	1.63	6.84	1.06	7.15
MÉDIA	1.95	4.51	1.98	5.41	2.29	4.03	2.89	6.96	2.31	4.13	1.41	5.41	6.93	9.78	0.76	3.18	1.81	6.71	1.65	6.01
DP	0.26	2.05	0.42	2.15	1.04	0.73	0.60	1.74	1.02	0.77	0.78	1.69	1.19	3.24	0.31	0.89	0.24	1.27	1.86	2.28
VAR	0.07	4.21	0.18	4.62	1.07	0.53	0.36	3.03	1.05	0.59	0.61	2.87	1.42	10.50	0.10	0.79	0.06	1.61	3.46	5.19
CV	0.01	0.09	0.01	0.12	0.02	0.03	0.02	0.12	0.02	0.03	0.01	0.09	0.08	0.32	0.00	0.03	0.00	0.09	0.03	0.14

Tabela 5.15 – Desvios na protrusão do grupo controle, indivíduos de 11 a 20.

11		12		13		14		15		16		17		18		19		20	
X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
0.71	5.45	4.21	8.96	2.5	6	1.87	16.45	1.44	4.56	3.33	4.26	1.14	6.74	1.47	4.21	2.25	7.73	4.02	9.73
0.57	6.13	5.42	8.78	3.27	5.72	1.01	10.97	1.04	4.25	2.47	3.77	0.52	1.78	1.84	4.28	1.95	4.23	2.31	10.22
0.93	6.13	4.99	8.53	0.9	4.92	2.13	11.83	0.99	0.72	2.88	3.78	0.87	3.62	2.64	5.1	3.41	8.1	3.09	9.31
1.14	6.04	4.83	5.7	1.37	6.9	2.4	10.6	0.81	0.71	2.49	3.75	0.95	4.06	2.43	4.8	3.29	8.28	3.1	10.16
0.25	5.98	5.71	6.33	0.59	7.96	2.29	13.28	1.02	0.62	1.85	2.72	0.92	3.46	2.31	4.51	3.93	8.69	2.62	9.61
0.9	5.89	6.6	6.54	0.87	7.25	2.84	9.8	0.76	0.25	2.27	3.38	0.87	3.71	1.54	6.17	2.59	6.68	3.42	8.82
0.75	5.94	5.29	7.47	1.58	6.46	2.09	12.16	1.01	1.85	2.55	3.61	0.88	3.90	2.04	4.85	2.90	7.29	3.09	9.64
0.31	0.26	0.82	1.44	1.07	1.11	0.62	2.42	0.24	1.99	0.51	0.52	0.20	1.61	0.49	0.73	0.76	1.64	0.60	0.53
0.10	0.07	0.68	2.07	1.14	1.24	0.38	5.84	0.06	3.95	0.26	0.27	0.04	2.58	0.24	0.53	0.58	2.71	0.36	0.28
0.00	0.02	0.04	0.11	0.02	0.07	0.01	0.29	0.00	0.04	0.01	0.02	0.00	0.06	0.01	0.04	0.02	0.12	0.02	0.05

Tabela 5.16 – Desvios na protrusão do grupo portador de miopatia

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
PROTRUSÃO	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
	5.54	8.42	0.39	10	2.02	0.63	1.58	11.34	1.98	4.75	0.56	11.83	9.1	7.79	1.12	5.99	2.99	6.74	4.54	2.26
	4.77	8.86	0.38	10.59	2.09	2.24	0.81	11.22	3.12	8.5	1.8	5.37	8.45	8.05	1.85	3.78	3.57	8.3	4.63	6.17
	4.53	9.18	2.1	7.78	1.73	8.58	0.87	10.77	4.02	9.31	0.82	5.64	7.52	4.68	2.45	4.97	2.74	6.71	3.14	5.99
	5.3	8.06	2.45	5.83	2.74	6.84	1.68	10.59	2.58	6.4	3.27	7	8.43	7.24	2.73	5.38	2.14	7.33	1.85	4.61
	4.44	8.89	3.02	5.64	1.62	1.25	1.81	6.3	2.36	9.83	4.22	8.38	4.13	5.14	2.13	5.26	2.53	7.73	2.33	6.05
	5.17	8.13	2.45	6.42	2.23	8.29	1.34	7.2	2.73	6.8	2.43	9.07	1.44	4.63	2.07	5.63	2.65	6.27	2.43	6.07
MÉDIA	4.96	8.59	1.80	7.71	2.07	4.64	1.35	9.57	2.80	7.60	2.18	7.88	6.51	6.26	2.06	5.17	2.77	7.18	3.15	5.19
DP	0.44	0.45	1.13	2.15	0.40	3.66	0.42	2.22	0.71	1.94	1.42	2.42	3.05	1.61	0.55	0.76	0.48	0.75	1.18	1.55
VAR	0.20	0.21	1.29	4.61	0.16	13.40	0.18	4.93	0.50	3.78	2.01	5.87	9.31	2.58	0.31	0.58	0.23	0.56	1.40	2.41
CV	0.02	0.04	0.02	0.17	0.01	0.17	0.01	0.21	0.02	0.15	0.03	0.19	0.20	0.10	0.01	0.04	0.01	0.05	0.04	0.08

Tabela 5.17 – desvios na protrusão do grupo de portadores de artropatia

PROTRUSÃO	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
1	0.96	7.1	2.8	6.45	1.27	12.71	2.24	3.44	1.51	7.42	1.71	5.05	2.09	4.14	1.3	2.35	1.85	1.95	2.2	4.45
2	1.34	5.46	2.52	6.03	0.86	12.25	1.69	8.93	1.59	7.81	0.86	6.66	1.12	4.24	1.45	1.1	2.35	3.88	2.5	4.65
3	1.07	4.92	3.87	6.76	1.06	12.13	2.01	3.03	2.08	8.5	3.71	5.27	1.52	3.74	1.38	4.24	1.75	3.9	1.69	5.29
4	1.13	6.12	3.72	7.53	1.16	11.46	1.3	3.3	2.2	8.1	1.29	6	1.31	3.32	1.25	4.11	1.67	4.99	1.94	4.58
5	1.89	6.57	3.23	7.58	0.97	12.58	2.19	6.8	1.44	8.57	1.58	2.69	1.41	4.51	1.6	5.84	1.05	4.08	1.84	4.79
6	1.18	6.82	3.54	6.71	1.11	11.39	1.46	9.67	1.49	8.43	0.38	5.73	2.23	4.11	1.36	6.74			1.82	4.32
MÉDIA	1.26	6.17	3.28	6.84	1.07	12.09	1.82	5.86	1.72	8.14	1.59	5.23	1.61	4.01	1.39	4.06	1.73	3.76	2.00	4.68
DP	0.33	0.84	0.53	0.61	0.14	0.55	0.39	3.01	0.33	0.45	1.15	1.37	0.45	0.42	0.12	2.10	0.47	1.11	0.30	0.34
VAR	0.11	0.70	0.28	0.37	0.02	0.31	0.15	9.05	0.11	0.21	1.32	1.87	0.20	0.18	0.02	4.41	0.22	1.23	0.09	0.12
CV	0.00	0.05	0.02	0.04	0.00	0.07	0.01	0.18	0.01	0.04	0.02	0.07	0.01	0.02	0.00	0.09	0.01	0.04	0.01	0.02

Ao se aplicarem testes estatísticos comparativos nos três grupos de indivíduos, nota-se que há um grau de dispersão dos valores maior dos indivíduos artropatas e miopatas em relação ao grupo controle, e que somente houve significância estatística (95%), segundo os testes aplicados, no movimento de abertura e fechamento em relação ao eixo X, conforme expresso na tabela 5.18.

Tabela 5.18 – Testes estatísticos aplicados aos desvios

	Movimento	Grupo	Média	DP	p-valor	Teste
<b>Eixo X (referência)</b>	Abertura	Controle	1,99	0,55	b	<b>p&lt;0,001</b> Anova
		Artropatia	3,38	1,09	a	
		Miopatia	3,32	1,15	a	
	Fechamento	Controle	2,22	0,97	b	<b>p=0,02</b> Kruskal
		Artropatia	4,00	3,48	a	
		Miopatia	4,17	2,62	a	
	Protrusão	Controle	2,31	1,50	a	p=0,08 Kruskal
		Artropatia	1,75	0,60	a	
		Miopatia	3,06	1,37	a	
<b>Eixo Y</b>	Abertura	Controle	25,77	8,65	b	<b>p=0,003</b> Anova
		Artropatia	39,54	9,54	ab	
		Miopatia	31,67	11,8	a	
	Fechamento	Controle	22,46	5,18	a	p=0,48 Kruskal
		Artropatia	19,99	9,49	a	
		Miopatia	18,46	9,74	a	

## 5.6 – Velocidade e Aceleração dos movimentos mandibulares

As tabelas 5.19 e 5.20 e os gráficos 5.1 e 5.2 expressam os valores encontrados das velocidades e acelerações dos três grupos respectivamente.

Tabela 5.19 – Velocidades médias dos movimentos mandibulares nos três grupos.

VEL. MÉDIA mm/s	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R
CONTROLE	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13
MIOPATIA	30.25	32.64	7.82	8.32	8.14	8.66	6.58	6.61
ARTROPATIA	29.46	30.12	8.39	7.97	7.24	7.71	6.21	7.24

Gráfico 5.1 – Comparativo das médias das velocidades dos movimentos

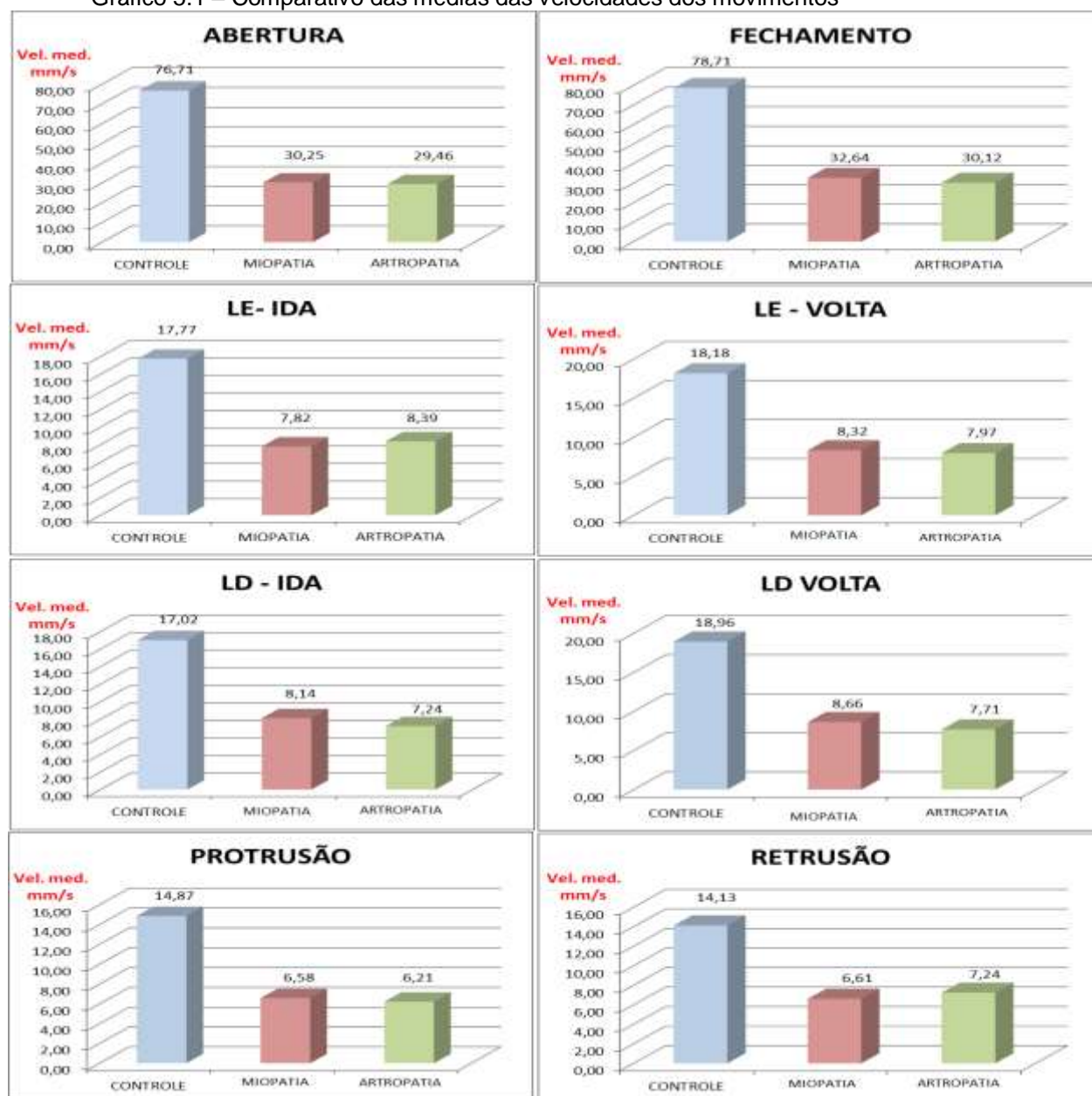
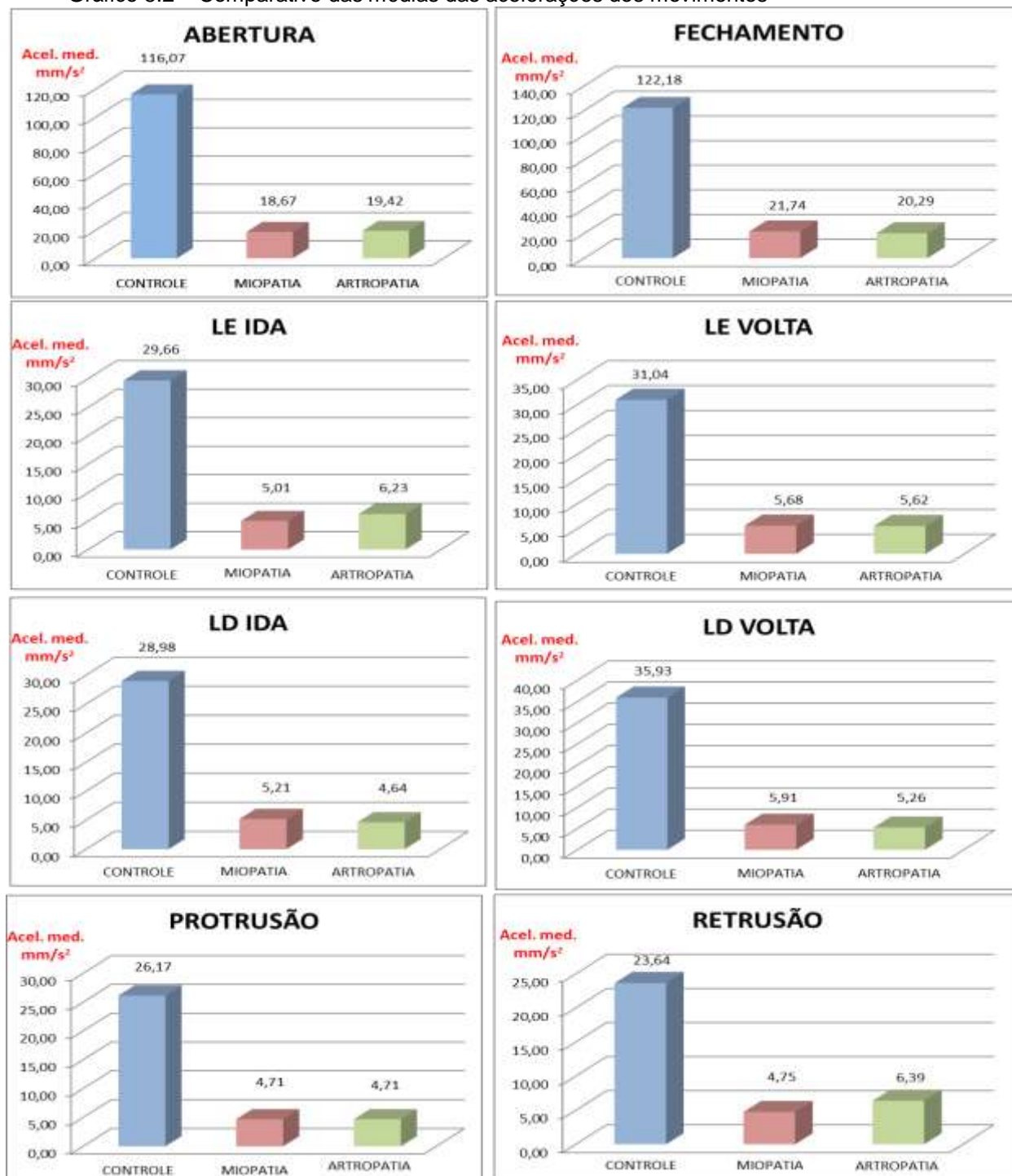


Tabela 5.20 – Acelerações médias dos movimentos mandibulares nos três grupos.

ACEL. MÉDIA mm/s <sup>2</sup>	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R
CONTROLE	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64
MIOPATIA	18.67	21.74	5.01	5.68	5.21	5.91	4.71	4.75
ARTROPATIA	19.42	20.29	6.23	5.62	4.64	5.26	4.71	6.39

Gráfico 5.2 – Comparativo das médias das acelerações dos movimentos



A análise da normalidade dos três grupos revela grupos normais e não normais segundo a tabela 5.21.

Tabela 5.21 – Sinopse dos testes de normalidade aplicados à velocidade dos movimentos

CONTROLE	TESTES DE NORMALIDADE	MIALGIA	TESTES DE NORMALIDADE	ARTROPATIA	TESTES DE NORMALIDADE
ABERTURA	NORMAL	ABERTURA	NORMAL	ABERTURA	NORMAL
FECHAMENTO	NORMAL	FECHAMENTO	NORMAL	FECHAMENTO	NORMAL
LE IDA	NORMAL	LE IDA	NORMAL	LE IDA	NORMAL
LE VOLTA	NORMAL	LE VOLTA	NORMAL	LE VOLTA	NÃO NORMAL
LD IDA	NORMAL	LD IDA	NÃO NORMAL	LD IDA	NÃO NORMAL
LD VOLTA	NORMAL	LD VOLTA	NÃO NORMAL	LD VOLTA	NORMAL
PROTRUSÃO	NORMAL	PROTRUSÃO	NORMAL	PROTRUSÃO	NÃO NORMAL
RETRUSÃO	NORMAL	RETRUSÃO	NORMAL	RETRUSÃO	NÃO NORMAL

Para os grupos normais foi usado o teste paramétrico *t de student* e para os grupos não normais foram usados os testes não paramétricos de Kruskal-Wallis e Wilcoxon, para todos os grupos comparados dois a dois.

O resultado encontrado foi que há diferença estatisticamente significativa, estatística *p* maior que 99,9%, entre o grupo controle comparado aos grupos de mialgia e artropatia, relativo à velocidade dos movimentos, exceto no movimento de retrusão entre controle e artropatia para o teste Kruskal-Wallis. A tabela 5.22 expressa a sinopse dos testes aplicados.

Tabela 5.22 – Sinopse dos resultados de significância dos testes aplicados para velocidade dos movimentos

CONTROLE X MIOPATIA			CONTROLE X ARTROPATIA			MIOPATIA X ARTROPATIA		
MOVIMENTO	ESTATÍSTICA <i>p</i>	SIGNIFICÂNCIA	MOVIMENTO	ESTATÍSTICA <i>p</i>	SIGNIFICÂNCIA	MOVIMENTO	ESTATÍSTICA <i>p</i>	SIGNIFICÂNCIA
A	6,56463E-05	***	A	0,000538989	***	A	0,640726127	NS
F	0,000131879	***	F	0,001407846	***	F	0,940908837	NS
LE IDA	0,001684773	***	LE IDA	9,01932E-05	***	LE IDA	0,410657765	NS
LE VOLTA	7,84622E-07	***	LE VOLTA	0,000417075	***	LE VOLTA	0,799943788	NS
LD IDA	0,001529018	***	LD IDA	0,001523358	***	LD IDA	1	NS
LD VOLTA	1,38521E-07	***	LD VOLTA	1,28427E-07	***	LD VOLTA	1	NS
P	0,001265218	***	P	7,29022E-05	***	P	0,727680564	NS
R	0,000631183	***	R	0,003562143	***	R	0,230536349	NS

A diferença da velocidade dos movimentos mandibulares foi estatisticamente significativa entre o grupo controle em relação aos grupos de portadores de miopatia e artropatia. Entre estes dois grupos, não houve diferenças significativas.

## **CAPÍTULO 6**

### **DISCUSSÃO**

Os movimentos mandibulares registrados dos 40 indivíduos participantes foram analisados por um Cirurgião-Dentista especialista em Ortopedia Funcional dos Maxilares.

As trajetórias espaciais, captadas pelo marcador primário, foram efetivamente usadas para rastrear os movimentos mandibulares em 20 indivíduos normais, 10 indivíduos portadores de miopatia e 10 indivíduos portadores de artropatia. As trajetórias nos planos sagital, frontal e horizontal da cada tipo de movimento mostraram-se em conformidade com os intervalos encontrados por outras pesquisas, em grupos semelhantes de indivíduos, tendo alta acurácia e confiabilidade, com um erro muito baixo.

Os valores referentes aos desvios laterais na abertura foram menores que 2 mm, no grupo controle, foram condizentes com o padrão de normalidade (Furuya, 1975,1982).

Este estudo foi compatível com o valor médio da extensão dos movimentos de lateralidade, no plano xy, de 9,5 mm para o lado esquerdo e direito, no grupo controle, em relação a 10,2 mm para o lado direito e 9,6 mm para a esquerda (Agerberg, 1974), 8,8 mm à direita e 9,2mm à esquerda (Ingervall, 1971) e 9,81mm à esquerda e 9,54mm à direita (Koak J-K, 2000), porém não corrobora a diferença entre ambos os lados observado em um estudo fotográfico (Furuya, 1975).

No plano sagital (yz), o valor médio da protrusão mandibular encontrado neste estudo foi de 8,5 mm, um pouco menores aos encontrados por Kanget al (1991) – 10,2

mm, Agerberg G (1974) – 9,7 mm, Ingerval B (1971) – 9,3mm e igual ao estudo de Koak J-K (2000) – 8,51mm.

Em relação à extensão máxima, no plano xy, no grupo controle, o valor médio da distância linear encontrado, na abertura, foi 38.94 mm, com máxima de 50.48mm e mínima de 24.29mm, em comparação aos achados por Koak et al. (2000) de 40.04mm, mínima de 35.02mm e máxima de 45.06mm, por Yoon et al (2006) de 43.9mm com mínima de 35.4mm e máxima de 54.3mm, e por Kim D-S et al (2008) de 43.3mm.

Com relação aos ângulos médios de laterotrusão (AFMP) encontrados de 22,51° do lado esquerdo e 20,62° do lado esquerdo, medidos em relação ao eixo x, medidas estas que são, à primeira vista, muitos diferentes das encontradas por Koak J-K (2000) de 72,82° e 64,04° respectivamente. Entretanto, estes ângulos foram medidos em relação ao eixo y e caso fossem calculados os ângulos complementares (em relação ao eixo x), respectivamente 17,18° e 25,96°, os valores são próximos.

A média dos ângulos de protrusão mandibular encontrada neste estudo foi de 11,1° ± 9,2 mm, muito diferente da encontrada por Koak J-K (2000) de 0,22° ± 8,54.

Em pacientes com DTM foram encontradas diferenças médias do AFMP de aproximadamente 9°, e o lado de menor ângulo teve correlação estatisticamente significativa ( $P=0.003$ ) com o lado de preferência mastigatória e consequentemente onde são dissipadas forças maiores em relação ao outro lado (Santana-Mora, 2013).

A tabela 6.1 resume a comparação dos dados encontrados nesta pesquisa com outros trabalhos, entre indivíduos sem sinais e sintomas de DTM.

Tabela 6.1 – Quadro comparativo de valores de várias pesquisas

	Abertura e Fechamento	Amplitude Máxima	Amplitude Mínima	Lateralidade Direita	Lateralidade Esquerda	Protrusão	AFMPE	AFMPD	Angulo de Protrusão	Mastigação Viciosa Unilateral
Agerberg, 1974				10,2 mm	9,6 mm	9,7 mm				
Koak J-K, 2000	40,04 mm	45,06 mm	35,02 mm	9,8 mm	9,5 mm	8,5 mm	17,18°	25,96°	0,22° ± 8,5°	
Ingerval, 1971				8,8 mm	9,2 mm	9,3 mm				
Yoon, 2006	43,9 mm	54,3 mm	35,4 mm							
Kim D-S, 2008	43,3 mm									
Kang, 1991						10,2 mm				
Furtado, 2013	38,94 mm	50,48 mm	24,29 mm	9,5 mm	9,5 mm	8,5 mm	22,5°	20,6°	11,1° ± 9,2°	60%
Barcelos, 2011										76%
Diernberger, 2008										45,4%

Quanto aos indivíduos com mastigação viciosa unilateral houve uma incidência na amostra de 60% um pouco menor do que a encontrada por Barcellos (2011) de 76%, e maior do que a encontrada por Diernberger (2008) de 45,4%. Nos casos analisados e comparados do grupo controle e experimental, foi detectado que mesmo nos indivíduos sem sinais e sintomas de DTM, houve um lado preferencial de mastigação de 60% dos indivíduos comparativamente a 70% dos portadores de miopatia e 90% dos portadores de artropatia.

Quando considerada a velocidade dos movimentos, os grupos são independentes e com distribuição normal e não normal. Foram usados os testes t de *student* para os grupos com distribuição normal e os testes Wilcoxon e Kruskal-Wallis para os grupos com distribuição não normais (tabela 5.10). Os valores, expressos por variáveis quantitativas, revelam diferenças estatisticamente significantes entre as médias, sendo que os pacientes normais executam os movimentos, em média, 2,26 vezes mais rápido do que os portadores de miopatia (máximo de 2,54 na abertura e mínimo de 2,09 na lateralidade direita de ida) e 2,35 vezes, em média, mais rápido do que os portadores de artropatia (máximo de 2,61 no fechamento e mínimo de 1,96 na retrusão), conforme expresso na tabela 6.2.



Tabela 6.2 – Comparativo das velocidades e proporções dos movimentos.

VEL. MÉDIA mm/s	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R	
CONTROLE	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13	
MIOPATIA	30.25	32.64	7.82	8.32	8.14	8.66	6.58	6.61	Média
PROPORÇÃO	2.54	2.41	2.27	2.18	2.09	2.19	2.26	2.14	2.26

CONTROLE	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13	
ARTROPATIA	29.46	30.12	8.39	7.97	7.24	7.71	6.21	7.24	Média
PROPORÇÃO	2.60	2.61	2.12	2.28	2.35	2.46	2.39	1.95	2.35

Quando considerada a aceleração dos movimentos, os dados revelam diferenças ainda mais significantes, sendo que os pacientes normais executam os movimentos, em média,  $5,68 \text{ mm/s}^2$  mais acelerados do que os portadores de miopatia (máximo de  $6,22 \text{ mm/s}^2$  na abertura e mínimo de  $4,89 \text{ mm/s}^2$  na retrusão), e  $5,58 \text{ mm/s}^2$ , em média, mais acelerado do que os portadores de artropatia (máximo de  $6,83 \text{ mm/s}^2$  na lateralidade direita de volta e mínimo de  $3,7 \text{ mm/s}^2$  na retrusão) conforme expresso na tabela 6.3.

Tabela 6.3 – Comparativo das acelerações e proporções dos movimentos.

ACEL. MÉDIA $\text{mm/s}^2$	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R	
CONTROLE	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64	
MIOPATIA	18.67	21.74	5.01	5.68	5.21	5.91	4.71	4.75	média
PROPORÇÃO	6.22	5.62	5.92	5.47	5.56	6.08	5.56	4.98	5.68

CONTROLE	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64	
ARTROPATIA	19.42	20.29	6.23	5.62	4.64	5.26	4.71	6.39	média
PROPORÇÃO	5.98	6.02	4.76	5.52	6.25	6.83	5.56	3.70	5.58

Estes números corroboram o postulado da neurofisiologia muscular e articular, de que quando há comprometimento patológico destes tecidos, o sistema neuromuscular reduz sua amplitude, velocidade e aceleração para minimizar o quadro de dor (comportamento antálgico), sendo o mesmo quadro encontrado por Sae-Lee et al (2008), quanto à amplitude do movimento.

Os dados obtidos por Silva et al (2011) quanto à velocidade da abertura e fechamento, foram muitos maiores tanto para a abertura (média de  $297 \text{ mm/s}$  –

máxima de 444 mm/s e mínima de 150 mm/s), como para o fechamento (média de 342 mm/s, com máxima de 515 mm/s e mínima de 169 mm/s) devido aos mesmos serem obtidos durante a mastigação e não relativos aos movimentos livres mandibulares de abertura, fechamento, lateralidade esquerda e direita, protrusão e retrusão.

Segundo outro estudo, onde foram considerados os movimentos livres mandibulares, não foram encontradas diferenças significativas, quanto à velocidade dos movimentos, onde os indivíduos participantes eram instruídos, oralmente pelo examinador, a cada movimento realizado, o que introduziu um viés na coleta dos dados (de Felicio et al, 2013), contrário aos dados deste trabalho.

### 6.1 – Comparativo com outros sistemas

Conforme a tabela 6.4, foram comparados vários sistemas comerciais disponíveis quanto a vários parâmetros.

Tabela 6.4 – Tabela comparativa de outros trabalhos.

Fonte: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/pdf/1475-925X-12-17.pdf> - 2013

	Análise 3D	Tempo real	Custo	Erro médio (mm)	Erro RMS (mm)	Precisão (mm)	Morfologia mandibular	Obstrução	Mede desvios	Específico
Furtado et al.	sim	sim	moderado	0,156	0,259	0,208	sim	baixa	sim	sim
Pinheiro et al. (2011)	não	não	baixo	0,4	-	0,3	não	baixa	não	sim
Fang e Kuo (2008)	sim	-	moderado	0,177	0,198	0,096	não	alta	não	sim
Kosekiet al (2007)	sim	não	alto	0,2	-	-	sim	baixa	não	sim
Santos et al. (2008)	sim	não	baixo	-	-	-	-	alta	não	sim
Yoonet al. (2006)	sim	não	moderado	0,32	-	0,6	não	moderado	não	não
Enciso et al (2003)	sim	sim	moderado	~0,1	-	<0,1	não	alta	não	sim
Sistemas mocap de alta qualidade	sim	sim	alto	<0,1	<0,1	<0,1	sim	baixa	não	não

As medidas obtidas direta ou indiretamente pelo sistema Jaw Capture mostraram-se compatíveis com os vários trabalhos disponíveis na literatura científica, apesar das metodologias empregadas serem diferentes entre si.

## **CAPÍTULO 7**

### **CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS**

#### **7.1 - Conclusão**

De acordo com os resultados obtidos e dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que:

- 1) O sistema *Jaw Capture* mostrou-se confiável (98,3%), reproduzível e preciso (97,2%), o que não só o viabilizaria tanto para pesquisas laboratoriais e clínicas, como também no diagnóstico precoce e subclínico das disfunções temporomandibulares.
- 2) Não foram identificadas diferenças estatisticamente significantes na amplitude dos movimentos entre os três grupos.

Dentro da amostra coletadas do grupo controle, as medidas lineares dos movimentos se apresentam homogêneas e que o instrumento utilizado realizou medidas sem discrepâncias evidentes considerando os movimentos de lateralidade esquerda e direita e a protrusão, no que se refere ao início e fim do movimento.

- 3) Quanto às medidas angulares, expressas pelo AFMP, revelaram diferenças entre ambos os lados, nos movimentos de lateralidade esquerda e direita, o que revela o comportamento muscular equilibrado em 33,33% e desequilibrado em 66,66% do grupo controle, semelhante aos indivíduos portadores de miopatia (30% equilibrados e 70% desequilibrados) e diferentes dos portadores de artropatia (10% equilibrados e 90% desequilibrados).

- 4) Alguns indivíduos do grupo controle apresentaram desvios nas trajetórias dos movimentos de abertura/fechamento e protrusão semelhantes aos apresentados pelos indivíduos do grupo experimental. Outros estudos se fazem necessários no sentido de determinar se estes desvios são “normais” ou sinais subclínicos de futuros portadores de DTM em estudos longitudinais.
- 5) A velocidade e a aceleração, dos mesmos movimentos, foram muito diferentes entre os grupos alvo e controle, sendo que houve uma redução destes parâmetros no grupo alvo em relação ao grupo controle (média de 2,3 vezes menor para velocidade e 5,6 vezes menor para a aceleração) podendo este último dado ser considerado mais significativo em termos de diagnóstico diferencial, ou mesmo um sinal subclínico para DTM.

## **7.2 Aplicação**

O propósito da análise realizada neste trabalho, utilizando o sistema de reconstrução de imagens é ser uma alternativa aos métodos mecânicos, eletromagnéticos e ultrassônicos. Por se utilizar de câmeras infravermelhas, o sistema se beneficia da alta acurácia na detecção dos marcadores e de boa frequência de captura dos quadros, sendo assim, os sistemas de captura sofisticados e de alto custo podem ser substituídos considerando-se os métodos computacionais propostos neste trabalho.

A principal contribuição deste trabalho é ajudar os especialistas em diagnóstico e tratamento das desordens temporomandibulares, uma vez que uma simples inspeção visual pode não ser suficientemente precisa na avaliação da articulação temporomandibular e dos músculos associados a ela.

### **7.3 - Trabalhos futuros**

Este método de análise poderá ser aplicado como elemento de diagnóstico e acompanhamento no tratamento dos distúrbios do crescimento craniofacial desde a primeira infância, antes mesmo que elas se sedimentem e solidifiquem em alterações estruturais na adolescência e idade adulta, constituindo-se em fatores predisponentes das DTM.

Outra aplicação imediata é a preservação, ou seja, o acompanhamento clínico durante o tratamento e o prognóstico dos pacientes para se avaliar os efeitos dos tratamentos escolhidos e aplicados, aumentando suas chances de melhoria do quadro clínico e limitação do dano, em um tempo menor.

Correções esqueléticas realizadas pela Cirurgia Ortognática também poderão ser medidas e avaliadas no pós-operatório durante a recuperação e fisioterapia mandibular e articular.

Permitirá também o acompanhamento da evolução da normalização das demais funções do sistema estomatognático que envolvam motricidade, mediante diagnóstico precoce, acompanhamento clínico da evolução dos tratamentos e prognóstico, nas áreas de fonoaudiologia, fisioterapia e neurologia, já na primeira infância, desvios estes que determinam anomalias no crescimento facial, coordenando com estas especialidades a utilização dos recursos terapêuticos valiosíssimos da Ortopedia Funcional dos Maxilares e da Reabilitação Neuro Oclusal, envolvendo movimentos mastigatórios e atividade eletromiográfica dos músculos mastigatórios, associados a análise da dor, segundo a escala visual analógica (EVA).

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-AZIZ, I. Y.; KARARA, H. Direct Linear Transformation from Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. *Papers from the American Society of Photogrammetry, Symposium on Close-Range Photogrammetry, Urbana*, pp. 1-18, Illinois, 1971.
- ADAMS, D. D.; CERNEY, M. M. Quantifying biomechanical motion using procrustes motion analysis. *Journal of Biomechanics*, v.40, p.437-444, 2007.
- AGERBERG, G. Maximal mandibular movements in young men and women. *Swed Den J*, v. 67, p.81-100,1974.
- ANDRIACCHI, T. P.; ALEXANDER, E. J. Studies of human locomotion: past present and future. *Journal of Biomechanics*, v.33, p.1217-1224,2000.
- ASH, M. M.; RAMFJORD, S. P. (1995). *Occlusion*. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders.
- AUDU, M. L.; KIRSCH, R. F.; TRIOLO, R. J. Experimental verification of a computational technique for determining ground reactions in human bipedal stance. *J Biomechanics*, v. 40, n.5, p. 1115-1124, 2007.
- AVIDAN, S.; SASHUA, A. Trajectory triangulation: 3D reconstruction of moving points from a monocular image sequence. *IEEE transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v. 22, p.348-357, 2000.
- BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait and posture*, v. 26, p. 331-342, 2007.
- BARCELLOS, D. C.;GONÇALVES, S. E., DA SILVA, M. A.;BATISTA, G.R.;PLEFFKEN, P. R.;PUCCI, C. R.;BORGES, A. B.;ROCHA, G. T. C. Prevalence of chewing side preference in the deciduous, mixed and permanent dentitions. *J Contemp Dent Pract*, v.12, n. 5, p. 339-42, 2011.
- BEEK, M.; KOOLSTRA, J.H.; VAN RUIJVEN, L. J.; VAN EIJDEN, T. M. G. J. Three-dimensional finite element analysis of the cartilaginous structures in the human temporomandibular joint. *J Dent Res*, v. 80, p. 913-8, 2001.
- BELL, W. E. *Clinical management of temporomandibular disorders*. Chicago: Year Book Medical Publishers: 1982. 231 p.
- BELL, W. E. *Temporomandibular disorders: Classification, Diagnosis and Management*, 3 Ed: Year book, 1990. P:289-357.
- BIANCHINI, E. M.G.; PAIVA, G.; FURQUIM, C.R.A. *Movimentos mandibulares na fala: interferência das disfunções temporomandibulares segundo índices de dor*. Pró-Fono Revista de Atualização Científica, 2007, vol.19, n. 1, ISSN 0104-5687.

BOTTLANG, M.; MARSH, J. L.; BROWN, T. D. Factors influencing accuracy of screw displacement axis detection with a d.c.- based electromagnetic tracking system. *J Biomech Eng*, v. 120, p. 430-5, 1998.

CAPURSO, U. Clinical aspects of craniomandibular disorders II. Symptom profiles of subgroup. *Minerva Stomatol*, v. 45, p.321-330, 1996.

CARLSSON, G. E. Epidemiology and treatment need for temporomandibular disorders. *J Orofacial Pain*, v. 13, p. 232-237, 1999.

CARLSSON, G. E.; INGERVALL, B.; LEWIN, T.; MOHLIN, C. Relation between functional disturbances of the masticatory system and some anthropometric physiological and psychological variables in Swedish men. *J Oral Rehab*, v. 3, p. 305-10, 1973.

CHEUNG, J.; WEVER, D. J.; VELDHUIZEN, A. G. The reliability of quantitative analysis on digital images of the scoliotic spine. *European Spine Journal*, v.11, p. 535-542, 2002.

CHIARI, L.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CAPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *J Gait and Posture*, v. 21, p. 197-211, 2005.

CLARK, G. T.; SELIGMAN, D. A.; SOLBERG, W. K.; PULLINGER, A. G. Guidelines for the examination and diagnosis of temporomandibular disorders. *J Craniomandib Disord Facial Oral Pain* v. 3, p. 7-14, 1989.

CLARK G.T., LYNN P. Horizontal plane jaw movements in control and TMJ clinic patients. *J Prosthet Dent*, v.55, p730-5, 1986.DOI:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(86\)90451-8](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(86)90451-8)

COSTEN, J. B. Syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon functions of the TMJ. *Ann Oto Rhin Laryngol*, v. 3, p. 1-4, 1934.

De FELÍCIO, C.M., MAPELLI, A., SIDEQUERSKY, F. V., TARTAGLIA, G.M., SFORZA, C. Mandibular kinematics and masticatory muscles EMG in patients with short lasting TMD of mild-moderate severity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* , Volume 23 , Issue 3 , 627 – 633, 2013.

DELP, S.L.; LOAN, J. P. A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement. *Computing in Science & Engineering*, v.2, n. 5, p.46-55, 2000.

DIERNBERGER, S.; BERNHARDT, O.; SCHWAHN, C.; KORDASS, B. Self-reported chewing side preference and its associations with occlusal, temporomandibular and prosthodontic factors: results from the population-based study of health in Pomerania (ship-0). *J Oral Rehabil*. 2008 Aug; 35(8):613-20.

DIJKSTRA, P.U.; DE BONT, L.G.; STEGENGA, B.; BOERING, G. Temporomandibular joint mobility assessment: a comparison between four methods. *J Oral Rehabil.* v. 22, n. 6, p. 439-44, 1995.

DWORKIN, S.F., LERESCHE, L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomand Disord*, v. 6, p. 301–355, 1992.

DWORKIN, S.F., LERESCHE, L., TRUELOVE E. Epidemiology of signs and symptoms in temporomandibular disorders: clinical signs in cases and controls. *J Am Dent Assoc*, v. 120, p.273-81, 1990.

DWORKIN, S. F.; HUGGINS, H. G.; LERESCHE, L.; VON KORFF, M. R.; HOWARD, J.; TRUELOVE, E.; SOMMERS, E. Epidemiology of signs and symptoms in temporomandibular disorders: clinical cases and controls. *J Am Dent Assoc*, v. 20, p. 273-281, 1990.

EGERMARK-ERIKSSON, I.; INGERVALL, B.; CARLSSON, G.E. The dependence of mandibular dysfunction in children on functional and morphologic occlusion. *Am J Orthod*, v. 3, p.187-94, 1983.

EMSHOFF, R.; BRANDLMAIER, I.; BOSCH, R.; GERARD, S.; RUDISCH, A, BERTRAM, S. Validation of the clinical diagnostic criteria for temporomandibular disorders for the diagnostic subgroup-disc derangement with reduction. *J Oral Rehabilitation*, v.29, p.1139-45, 2002.

ENCISO, R.; MEMON, A.; FIDALEO, D.A.; NEUMANN, U.; MAH, J. The virtual craniofacial patient: 3D jaw modeling and animation. *Stud Health Technol Inform* 2003, 94:65–71.

FANG, J-J.; KUO, T-H. Modelling of mandibular movement. *Comput Biol Med*, v.38, n.11–12, p.1152–116, 2008.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A simple software for tracking of markers used in human motion analysis. *J Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 72, p.155-165,2003.

FLAVEL, S. C.; NORDSTROM, M. A.; MILES, T. S. A simple and inexpensive system for monitoring jaw movements in ambulatory humans. *J Biomechanics*, v. 35, p.573-577, 2002.

FUKUI, T.; TSURUTA, M.; MURATA, K.; WAKIMOTO, Y.; TOKIWA, A.; KUWAHARA, Y. Correlation between facial morphology, mouth opening ability and condylar movements during opening-close jaw movements in female adults with normal occlusion. *European Journal of Orthodontics*, v.24, p.327-336, 2002.

FURTADO, D.A.; PEREIRA, A.A.; ANDRADE, A.; BELLOMO JR, D.P; SILVA, M.R. A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *Biomedical Engineering On Line* 2013, **12**: 17 doi:10.1186/1475-925X-12-17



FURTADO, D.A. *Um Método Computacional Livre de Modelo Esquelético para Rastreamento e Reconstrução em Tempo Real de Múltiplos Marcadores em Sistemas de Captura de Movimento Ópticos*. Tese de doutorado. Universidade Federal de Uberlândia. 2013.

FURUYA, R. Diagnosis based on mandibular movement. *Dental Diamond*, v. 7, p.79-83, 1982.

FURUYA, R. A study of mandibular movement in men with functional abnormalities on the stomatognathic system. *J Japan Prosthodont Soc*, v.18, p. 221-4, 1975.

GAZIT, E.; LIEBERMAN, M.; EINI, R.; HIRSCH, N.; SERFATY, V.; FUCHS, C.; LILOS, P. Prevalence of mandibular dysfunction in 10-18 year old Israeli schoolchildren. *J Oral Rehabil*, v.11, n. 4, p.307-17, 1984.

GRIFFITHS, R. H. Report of the president's conference on the examination, diagnosis, and management of temporomandibular disorders. *J Am Dent Assoc*, v.106, p.75-7, 1983.

HALL, S. J. *Biomecânica Básica*. Guanabara Koogan, NY, 2005.

HASSAN, E. A.; JENKYN, T. R.; DUNNING, C. E. Direct comparison of kinematic data collected using an electromagnetic tracking system versus a digital optical system. *J Biomechanics*, v. 40, n.4, p.930-935, 2007.

HERDA L.; FUA, P.; PLÄNKERS, R.; BOULIC, R.; THALMANN, D. Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Human movement science*, v. 20, n. 3, p. 313-41, 2001.

HESSE, J. R.; NAEIJE, M.; HANSSON, T. L. Craniomandibular stiffness in myogenous and arthrogenous TMD and control subjects: a clinical and experimental investigation. *J Oral Rehab*, v. 23, p.379-385, 1996.

HOLDEN, J. P.; SELBIE, W. S.; STANHOPE, S. J. A proposed test to support the clinical movement analysis laboratory accreditation process. *J Gait & Posture*, v.17, p.205-213, 2003.

HULTGREN B.W.; ISAACSON R.J.; ERDMAN A.G.; WORMS F.W. Mechanics, growth, and class II corrections. *Am J Orthod*, v. 74, n. 4, p.388-95. 1978.

INGERVALL, B. Variation of the range of movement of the mandible in relation to facial morphology in young adults. *Scand J Dent Res*, v. 79, p.133-40, 1971.

INGERVALL, B.; MOHLIN, B.; THILANDER, B. Prevalence of symptoms of functional disturbances of the masticatory system in Swedish men. *J Oral Rehab*, v. 7, p.185- 97, 1980.

INMAN, V. T.; LEVENS, A. S.; BLOSSER, J. A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. *The journal of bone and joint surgery*, v. 30, p.859-872, 1948.

JANKELSON, B.; SWAIN, C.W.; CRANE, P.F.; RADKE, J.C. Kinesiometric instrumentation: a new technology. *J Am Dent Assoc*, v. 90, n. 4, p.834-40.1975.

JOSEFSSON, T.; NORDH, A. S.; ERIKSSON, P. O.A flexible high-precision video system for digital recording of motor acts through lightweight reflex markers. *J computer methods and programs in biomedicine*, v. 49, p.119-129, 1996.

KANG, J. H.; CHUNG, S. C.; FRICTON, J. R. Normal movements of mandible at the mandibular incisor. *J Prosthet Dent*, v. 66, p.687-92, 1991.

KATADA, K.; KATO, R.; ANNO, H.; OGURA, H.; KOGA, S.; IDA, Y.; SATO, M. Guidance with Real-time CT Fluoroscopy: Early clinical experience. *Radiology*, v. 10, p.851-856, 1996.

KAZAZOGLU, E.; HEATH, M. R.; MÜLLER, F. Recording mandibular movement: technical and clinical limitation of the Sirognathograph. *J Orofacial Pain*, v. 8, n. 2, p.165-77, 1994.

KIM, D-S.; HWANG, S. J.; CHOI, S-C.; LEE, S-S.; HEO, M-S.; HEO, K-H., YI, W-J. Quantitative analysis of the TMJ movement with a new mandibular movement tracking and simulation system. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*, v. 38, p. 203-8, 2008.

KOAK, J-Y.; KIM, K-N.; HEO, S-J.A study on the mandibular movement of anterior open bite patients. *J Oral Rehab*, v. 27, p.817-822, 2000.

KOOLSTRA, J. H.; VAN EIJDEN, T.M.G.J. Functional significance of the coupling between head and jaw movements. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, P. 1387-1392, 2004.

KOOLSTRA, J. H.; VAN EIJDEN, T.M.G.J. Dynamics of the human masticatory muscles during a jaw open-close movement. *Journal of Biomechanics*, v. 30, n. 9, P.883-889, 1997.

KOSEKI, M.; NITSUMA, A.; INOU, N.; MAKI, K. Three-dimensional Display System of Individual Mandibular Movement. *Complex Medical Engineering*. Edited by Wu J, Ito K, Tobimatsu S, Nishida T, Fukuyama H. Japan: Springer; 2007, p.117–127.

LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CROCE, U. D.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3: soft tissue artifact assessment and compensation. *J Gait & Posture*, v. 21, p. 212-225, 2005.

LEARDINI, A.; BELVEDERE, C.; ASTOLFI, L.; FANTOZZI, S.; VICECONTI, M.; TADDEI, F. A new software tool for 3D motion analysis of the musculo-skeletal system. *J Clinical Biomechanics*, v. 21, p.870-879, 2006.

LEMAN-GRIMES, S. P. *A Review of temporomandibular disorder and an Analysis of mandibular motion*. Thesis of Master of Dental Science, Tennessee University. May, 2005.

LIN, Z.; ZECCA, M.; SESSA, S.; ISHII, H.; TAKANISHI, A. Development of an ultra-miniaturized inertial measurement unit for jaw movement analysis during free chewing. *J Comput Sci* 2010, 6(8):896–903.

MANAL, K.; MCCLAY, I.; STANHOPE, S.; RICHARDS, J. GALINAT, B. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: in vivo study. *J Gait and posture*, v. 11, p. 38-45, 2000.

MATSUMARA, H.; TSUKUYAMA, Y.; KOYANO, K. Analysis of sagittal condilar path inclination in consideration of Fischer's Angle. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 33, p. 514-519, 2006.

MERLINI, L.; PALLA, S. The relationship between condyle rotation and anterior translation in health and clicking temporomandibular joints. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, v. 98, p. 1191-9, 1998.

MILLER, V. J.; BOOKHAN, V.; BRUMMER, D.; SOINGH, J. C. A mouth opening index for patients with temporomandibular disorders. *J Oral Rehab.* v. 26, p. 534-537, 1999.

MILES, T. S. Postural control of the human mandible. *Archives of Oral Biology*, v. 52, n. 4, p. 347-352, 2007.

MOESLUND, T. B.; HILTON, A.; KRÜGER, V. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer Vision and Image Understanding*, v.104, p. 90-126, 2006.

MOHLIN, B.; KOPP, S. A clinical study on the relationship between malocclusions, occlusal interferences, and mandibular pain and dysfunction. *Swed Dent J*, v. 2, p.105-12, 1978.

MOORE, K. L. *Clinically oriented anatomy*, 3rd Ed. Baltimore: Williams and Wilkins: 1992.

MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to marker less motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, v. 3, p. 1-11, 2006.

MURRAY, M. P.; DROUGHT, A. B.; KORY, R. C. Walking patterns of normal men. *The journal of bone and joint surgery*, v. 46, p. 335-360, 1964.

NAEIJJE M. Measurement of condylar motion: a plea for the use of the condylar cinematic center. *J Oral Rehabil*, v. 30, n. 3, p. 225-30.2003.

NEVAKARI, K. A new triangle transfer method for studying mandibular movements on the basis of cephalometric roentgenograms; preliminary report. *Acta Odontol Scand*, v.12, p. 293-300, 1955.

NILNER,M.; LASSING,S.A. Prevalence of functional disturbances and diseases of the stomatognathic system in 7-14 year olds. *Swed Dent J*, v.5, n. 5-6, p.173-87.1981.

OKESON, J. P. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 6th ed. St. Louis: Mosby Year Book. 2008.

PANDY, M. G. Computer modeling and simulation of human movement. *Biomed Eng*, v. 3, p. 245-273, 2001.

PARK, W.; MARTIN, B. J.; CHOE, S.; CHAFFIN, D. B.; REED, M. P. Representing and identifying alternative movement techniques for goal-directed manual tasks. *Journal of Biomechanics*, v.38, p. 519-527, 2005.

PASSATORE, M.; GRASSI, C. Action of the sympathetic system on skeletal muscle. *Ital J Neurol Sci*, v. 9, p. 23-8, 1988.

PATONAY, L.; NAGY, K.; ENGELKE, W. Real-time endo articular ultrasound imaging of the TM new diagnostic possibility? A cadaver study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, v. 31, p. 553-7, 2002.

PERRY, H. Relation of occlusion to temporomandibular joint dysfunction: the orthodontic viewpoint. *J Am Dent Assoc*, v. 79, p. 137-41, 1970.

PERTES, R. A.; ATTANASIO, R. INTERNAL DERANGEMENTS. In: Kaplan AS. Assael LA(eds). *Temporomandibular disorders: Diagnosis and Treatment*. Philadelphia: Saunders, 1991, P. 142-164.

PINHEIRO, A. P.; ANDRADE, A. O.; PEREIRA, A. A.; BELLOMO JR, D. P. A computational method for recording and analysis of mandibular movements. *Journal of Applied Oral Science*, v. 16, p. 321-327, 2008.

PLANAS, P. *Rehabilitación Neuroclusal (RNO)*. Salvat Editores, Barcelona. P: 17-22, 1ª edición, 1987.

PLANAS, P. *Rehabilitación Neuroclusal (RNO)*. Salvat Editores, Barcelona. P:27-33, 2ª edición.1994

POPE, M. H. Giovanni Alfonso Borelli the father of Biomechanics. *Spine* (Phila Pa 1976), v.30, n. 20, p. 2350-5,2005.

POSSELT, U. Studies in the mobility of the human mandible. *Acta scandinavica*, v. 10, n. 10, 1952.

PULLINGER, A.G.;MONTEIRO, A.A. Functional impairment in TMJ patient and nonpatient groups according to a disability index and symptom profile. *Cranio*, v. 6, n. 2, p. 156-64. 1988.

REINHARDT, R.; TREMEL, T.; WEHRBEIN, H.; REINHARDT, W. The unilateral chewing phenomenon, occlusion, and tmd. *Cranio*,n.24, v.3, p.166-70, 2006.

REMONDINO, F.; FRASER, C.; Digital Camera Calibration Methods: Considerations and Comparisons. *Proceedings ISPRS 2006. Commission V Symposium*, Dresden, 25.-27. Sept. 2006.

RICHARDS, J. G. The measurement of human motion: A comparasion of commercially available systems. *J human movement science*, v.18, p. 589-602, 1999.

ROTH, R. H. Temporomandibular joint disturbances and its relation to diagnosis and treatment planning. In: Ricketts RM, editor. *Orthodontic Diagnosis and Planning*. Denver: Rocky Mountain Data, 1982.

SAE-LEE D., WHITTLE T, PECK CC, FORTE AR, KLINEBERG IJ, MURRAY GM. Experimental jaw-muscle pain has a differential effect on different jaw movement tasks. *J Orofac Pain*. 2008 winter; 22(1):15-29.

SALZMAN, J. A. Studies in mobility of the human mandible: by Ulf Posselt, Department of Prosthetics, The Royal Dental School, Stockholm; The Institute of Anatomy of the University of Lund and the Roentgen-Diagnostic Department of the State Dental School, Malmö. Translated from the Swedish by Axel Andersen, Copenhagen. *Acta Scandinavica*, v. 10, n. 10, 1953.

SANTANA-MORA, U.; LÓPEZ-CEDRÚN, J.; MORA, M.J.; OTERO, X.L.; SANTANA-PENIN, U. Temporomandibular Disorders: The Habitual Chewing Side Syndrome. *n.8*, v.4, 2013. e59980. doi:10.1371/journal.pone.0059980

SANTOS P.P.A.; SANTOS P.R.A.; SOUZA L.B. Características gerais da disfunção temporomandibular: conceitos atuais. *Revista Naval de Odontologia On Line*, v. 3, n. 1, 2009. <http://www.mar.mil.br/ocm/revista9/10-13.pdf>

SANTOS, I.C.; TAVARES, J.M.; MENDES, J.G.; PAULO, M.P. A prototype system for acquisition and analysis of 3D mandibular movement. *Int J Mech Mater Des*, v. 4, n. 2, p. 173–180, 2008.

SEITZ S.M.; CURLESS, B.; DIEBEL, J.; SCHARSTEIN D.; SZELISKI, R. A comparison and evaluation of multi-view stereo reconstruction algorithms. *Computer Vision and Pattern Recognition*, IEEE, v. 1, p. 519-528, 2006.

SHOLUKA, V.; LEARDINI, A.; SALVIA, P.; ROOZE, M. Double-step registration of in vivo stereophotogrammetry with in vitro 6-DOFa electrogoniometry and CT medical imaging. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 11, p. 2087 – 2095, 2006.

SILVA C. L. L., SILVA H. J., ALBUQUERQUE L. C. A., SILVA N. F., PINHEIRO JÚNIOR P. F. Amplitude e velocidade dos movimentos mandibulares durante a mastigação em adultos jovens. *ANAIS DO IV ENCONTRO BRASILEIRO DE MOTRICIDADE OROFACIAL*. V.2; n.3 (2011).

SILVA, L. C. *Método robusto para a calibração de câmeras em estereofotogrametria*. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2003.

SIMÕES, W. *Ortopedia Funcional dos Maxilares*. Volume 1, 3ª Edição. 2004, P: 109-112.

SOBOLEVA, U.; LAURINA, L.; SLAIDINA, A. Jaw tracking devices – historical review of methods development. Part I. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, v. 7, p. 67-71, 2005.

SOBOLEVA, U.; LAURINA, L.; SLAIDINA, A. Jaw tracking devices – historical review of methods development. Part II. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, v. 7, p. 72-76, 2005.

SOLBERG, W.; SELIGMAN, D. *Temporomandibular orthopedics: a new vista in orthodontics*. In: Johnston L, editor. A new vista in orthodontics. Philadelphia: Lea and Febiger, 1985, p.148-183.

SOUTAS-LITTLE, R. W. *Gait analysis in the science of rehabilitation*. Diane Pub, NY, 1998.

STUART, C.E. Diagnosis and treatment of occlusal relations of the teeth. *Texas Dent J*. v.75, p. 430-5, 1957.

SWANLJUNG, O.; RANTANEN, T. Functional disorders of the masticatory system in southwest Finland. *Community Dent Oral Epidemiol*, v. 7, n. 3, p. 177-82, 1979.

TALLENTS, R.H.; KATZBERG, R.W.; MURPHY, W.; PROSKIN, H. Magnetic resonance imaging findings in asymptomatic volunteers and symptomatic patients with temporomandibular disorders. *J Prosthet Dent*, v. 75, p. 529-533, 1996.

TANAKA, E.; RODRIGO, P.; TANAKA, M.; KAWAGUCHI, A.; SHABAZAKI, T.; TANNE, K. Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images. *Int J Oral Maxillofac Surg*, v. 30, p. 421-30, 2001.

THURSTON, A. J. Giovanni Borelli and the study of human movement: an historical review. *Surgical history*, v. 69, p. 276-288, 1999.

TRAVERS, K. H.; BUSCHANG, P. H.; HAYASAKI, H.; THROCKMORTON, G. S. Associations between incisor and mandibular condilar movements during

maximum mouth opening in humans. *Archives of oral biology*, v. 45, p. 267-275, 2000.

VALSTAR, E. R.; GILL, R.; RYD, L.; FLIVIK, G. Guidelines for standardization of radiostereometry (RSA) of implants. *Acta Orthopaedica*, v. 76, p. 563-572, 2005.

YOON, H-J.; ZHAO, K. D.; REBELLATO, J.; NA, K-N.; KELLER, E. E. Kinematic study of the mandible using an electromagnetic tracking device and custom dental appliance: Introducing a new technique. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 2325–2330, 2006.

WILKINSON, T.M. The relationship between the disk and the lateral pterygoid muscle in the human temporomandibular joint. *J Prosthet Dent*. V. 60, n. 6, p.715-24, 1988.

ZAJAC, F. E.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and posture*, v. 16, p. 215-232, 2002.

# ANEXO I - TABELAS

## DADOS OBTIDOS ENTRE O INÍCIO E O FIM DOS MOVIMENTOS

### GRUPO CONTROLE

Nº	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	P15	P16	P17	P18	P19	P20
AFX																				
1	1,77	1,94	0,45	2,06	2,77	0,74	1,62	2,39	1,22	0,39	1,04	0,01	1,00	1,04	1,35	0,32	0,49	1,91	1,48	0,93
2	1,89	0,47	1,43	1,28	2,83	0,01	1,53	1,77	0,48	0,96	1,22	1,73	3,46	0,37	0,84	0,56	1,58	0,43	1,33	1,14
3	0,53	0,18	1,92	2,00	1,23	0,81	2,76	1,44	0,33	0,83	1,40	1,86	2,15	0,01	1,07	0,15	2,57	2,05	1,86	1,69
4	2,14	2,37	1,10	3,28	1,23	0,36	1,86	1,72	0,18	0,52	0,79	2,21	1,57	0,22	1,09	0,24	2,26	0,40	1,30	0,28
5	1,60	3,82	1,40	2,88	1,91	0,11	2,38	2,58	1,07	0,99	0,78	1,88	1,45	0,34	0,49	0,16	1,89	0,22	1,41	1,39
6	2,35	3,16	0,96	3,55	1,69	0,51	0,27	0,33	0,39	1,68	1,67	3,53	0,72	0,68	1,15	0,17	1,29	0,63	0,89	1,18
M	1,71	1,99	1,21	2,51	1,94	0,42	1,74	1,71	0,61	0,90	1,15	1,87	1,73	0,44	1,00	0,27	1,68	0,94	1,38	1,10

AFY																				
1	41,50	31,29	50,75	51,16	42,85	40,41	41,59	49,10	36,87	37,11	41,59	40,03	24,67	31,24	35,80	37,86	45,67	28,57	29,35	27,38
2	41,68	25,97	50,12	51,76	45,44	41,09	41,47	48,32	39,55	38,97	39,78	39,56	32,52	32,65	35,80	35,71	49,47	21,96	32,01	31,50
3	41,49	28,41	48,46	51,16	45,97	40,25	43,46	45,19	48,97	39,21	39,62	40,09	29,72	29,88	35,55	35,59	49,35	23,71	31,42	31,49
4	40,77	27,22	48,62	50,36	45,19	41,93	42,51	43,89	45,66	39,00	42,38	41,89	29,14	32,08	37,34	36,61	50,92	22,57	30,70	31,54
5	43,00	29,07	49,23	51,99	44,17	40,96	43,30	46,98	49,97	39,65	42,17	41,06	29,46	34,85	35,73	36,96	50,20	25,04	31,79	32,07
6	43,11	30,09	51,64	46,46	44,88	40,10	42,19	45,91	46,31	39,52	39,03	39,76	28,56	30,67	36,15	34,19	50,49	23,89	33,03	30,00
M	41,93	28,68	49,80	50,48	44,75	40,79	42,42	46,57	44,56	38,91	40,76	40,40	29,01	31,90	36,06	36,15	49,35	24,29	31,38	30,66

AFZ																				
1	31,43	12,24	40,21	13,86	33,91	27,08	35,12	32,49	20,44	32,54	27,75	20,55	7,06	34,60	31,36	26,47	34,30	18,58	20,99	22,88
2	34,29	9,84	39,51	16,16	39,96	28,05	34,82	31,08	24,20	32,62	27,83	21,61	8,72	39,24	31,87	25,19	33,88	11,24	23,98	25,03
3	32,79	10,99	40,09	15,14	36,69	25,06	39,47	32,71	36,70	33,61	27,03	21,55	7,69	37,91	31,72	27,61	40,66	17,07	22,20	25,97
4	29,11	10,66	41,28	19,61	34,83	27,41	36,97	30,45	32,92	35,04	30,93	24,33	7,54	38,60	34,94	26,74	41,12	12,23	22,24	26,10
5	32,25	12,46	39,80	17,08	34,63	25,86	39,09	31,78	38,25	34,43	31,41	22,25	6,66	41,02	30,98	28,11	42,41	16,18	23,66	25,61
6	35,96	12,86	44,64	14,15	34,03	24,42	38,37	33,42	35,25	33,66	26,19	23,65	5,25	44,65	31,99	25,06	41,64	14,61	25,97	22,67
M	32,64	11,51	40,92	16,00	35,68	26,31	37,31	31,99	31,29	33,65	28,52	22,32	7,15	39,34	32,14	26,53	39,00	14,99	23,17	24,71

LEX																				
1	12,39	5,42	16,40	12,13	14,66	7,76	12,98	7,25	3,12	4,29	12,60	8,84	6,77	9,65	14,44	7,62	14,27	9,62	5,30	10,45
2	13,60	6,16	17,37	10,20	14,55	4,92	12,81	8,97	4,84	7,04	13,32	9,46	6,20	10,46	12,66	5,37	11,79	6,99	6,27	7,47
3	11,52	5,29	15,81	9,62	8,79	3,97	13,32	9,47	3,60	9,96	12,18	8,98	7,14	10,47	10,22	6,72	8,37	7,26	7,17	8,15
4	9,27	6,15	17,63	9,73	14,80	3,61	12,99	9,29	8,61	11,54	12,55	11,41	6,90	10,79	14,17	8,45	9,62	7,69	6,63	8,00
5	13,72	5,44	17,31	7,31	11,64	3,57	11,40	9,42	6,50	11,36	11,53	9,83	6,26	10,24	15,96	5,46	12,50	7,30	6,70	7,82
6	12,12	5,89	17,02	7,70	10,20	3,33	8,35	8,35	5,75	11,27	11,54	9,10	9,15	9,76	10,40	6,20	9,89	9,36	7,29	6,98
M	12,10	5,73	16,92	9,45	12,44	4,53	12,70	8,79	5,40	9,24	12,29	9,60	7,07	10,23	12,98	6,64	11,07	8,04	6,56	8,15

LEY																				
1	2,14	5,06	5,68	8,90	5,47	2,87	5,10	2,48	1,40	4,17	2,13	4,28	3,02	3,95	7,83	4,63	2,50	3,93	1,86	5,44
2	1,35	5,61	5,06	2,44	6,70	2,27	5,02	6,05	4,02	2,66	1,70	3,65	3,21	3,08	6,54	4,61	2,29	3,50	1,70	3,16
3	2,25	5,62	4,90	3,94	3,87	2,62	4,00	4,57	0,11	2,87	2,93	3,32	3,16	3,19	4,68	5,09	5,20	3,99	1,51	1,67
4	2,45	4,24	5,69	1,74	5,22	2,24	5,14	6,17	4,09	2,20	2,98	3,11	2,81	5,16	5,58	4,78	4,46	4,09	2,27	2,07
5	3,35	5,18	5,62	0,40	3,21	1,98	1,84	3,74	5,77	1,97	3,51	2,81	3,49	3,32	6,46	5,39	1,68	3,73	2,60	1,46
6	2,19	4,50	5,44	8,23	5,48	1,98	4,98	4,34	2,22	2,58	3,13	3,89	4,10	5,21	4,64	1,50	4,69	1,50	1,93	
M	2,29	5,04	5,40	4,28	4,99	2,33	4,22	4,67	3,29	2,68	2,64	3,38	3,26	3,80	6,05	4,86	2,94	3,99	1,91	2,62

LEZ																				
1	3,16	0,46	2,93	1,14	2,92	2,51	1,02	1,65	1,49	0,44	3,27	0,84	1,50	0,88	0,24	0,56	4,41	0,04	1,08	2,07
2	4,07	0,37	3,25	0,35	3,32	2,80	1,21	1,77	0,68	1,20	3,34	1,05	1,21	0,82	0,74	1,24	5,91	0,10	1,31	0,79
3	3,58	0,46	3,28	1,57	5,14	3,33	2,07	1,91	2,13	2,03	2,86	1,18	1,39	0,76	0,62	1,26	3,39	0,08	1,98	2,68
4	3,88	0,36	3,56	1,00	2,15	3,80	0,95	1,65	1,69	2,90	3,03	1,85	1,24	0,21	2,31	0,21	5,86	0,13	1,89	1,91
5	4,38	0,34	3,12	1,02	2,92	3,62	3,02	2,11	1,78	3,58	2,28	1,14	1,05	0,37	1,41	0,93	5,36	0,24	1,43	2,64
6	4,28	0,34	3,22	2,82	4,25	2,96		1,93	1,23	3,57	2,51	1,36	1,90	0,29	0,09	0,14	5,33	0,33	2,68	2,30
M	3,89	0,39	3,23	1,32	3,45	3,17	1,65	1,84	1,50	2,29	2,88	1,24	1,38	0,56	0,90	0,72	5,04	0,15	1,73	2,07

LDX																				
1	13,91	5,67	10,89	5,01	11,43	4,41	12,12	12,82	8,11	5,35	13,17	9,17	7,72	8,01	13,04	5,93	10,67	17,19	5,30	9,45
2	15,39	6,62	15,93	5,91	10,17	4,44	11,78	14,71	10,77	3,61	11,70	9,72	5,39	10,86	15,01	7,26	9,28	10,53	5,76	8,76
3	12,72	6,12	15,08	6,29	10,24	6,40	12,65	12,13	11,45	3,94	10,71	9,50	6,94	5,86	15,20	7,07	7,27	12,36	5,13	7,95
4	12,92	5,95	14,34	5,47	9,23	6,17	15,26	11,75	11,02	3,57	11,68	9,11	6,34	10,98	14,23	7,88	9,74	16,89	5,05	12,05
5	13,65	5,97	16,65	5,04	9,53	5,13	12,41	11,18	11,16	3,90	10,43	8,63	6,80	11,39	13,90	7,24	10,13	16,16	5,29	10,27
6	13,91	6,27	16,88	5,29	5,35	6,01	12,86	10,50	11,01	3,89	9,75	6,57	11,12	14,64	6,43	7,85	11,60	4,69	10,44	
M	13,75	6,10	14,96	5,50	9,33	5,43	12,85	12,18	10,59	4,04	11,17	9,31	6,63	9,70	14,34	6,97	9,16	14,12	5,20	9,82



LDY																				
1	2,09	5,99	6,45	3,88	2,65	2,18	4,72	2,75	3,30	0,26	3,45	5,07	3,91	3,90	4,20	3,83	1,60	2,27	2,12	1,80
2	2,49	5,59	5,00	1,85	2,88	1,74	3,14	3,66	4,36	1,53	2,39	4,53	3,74	4,57	4,91	4,30	2,18	3,47	2,27	2,15
3	2,50	5,38	3,47	2,15	3,10	1,54	3,98	1,52	3,79	1,51	2,20	4,31	3,78	5,05	4,60	4,27	0,17	3,04	1,98	1,87
4	2,92	5,51	4,81	2,85	4,97	1,99	6,86	3,31	4,46	1,37	3,34	4,03	3,92	6,24	4,91	4,22	3,06	3,11	2,06	2,65
5	5,13	5,59	4,61	2,28	6,62	2,10	3,79	2,63	4,04	1,59	2,83	4,52	3,74	4,19	4,64	3,85	1,38	3,13	1,89	1,36
6	6,98	6,63	3,58	2,04	2,45	3,00	3,94	1,64	3,96	1,37	1,80	4,26	3,75	4,98	5,57	4,07	0,49	4,48	2,02	2,72
M	3,69	5,78	4,65	2,51	3,78	2,09	4,41	2,59	3,99	1,27	2,67	4,45	3,81	4,82	4,81	4,09	1,48	3,25	2,06	2,09

LDZ																				
1	3,62	1,68	1,14	0,85	6,34	2,42	0,97	1,90	0,44	0,24	2,67	0,93	0,49	1,66	1,70	0,06	0,66	1,51	0,55	2,46
2	2,45	1,19	1,31	0,95	5,77	2,95	2,10	1,10	0,68	0,34	2,30	0,81	0,58	0,11	1,64	0,35	2,01	0,67	0,42	0,59
3	3,93	1,14	1,38	0,87	6,12	2,38	2,04	2,99	0,28	0,02	2,70	0,89	0,14	2,93	1,99	0,52	2,69	0,65	0,56	0,96
4	3,59	1,64	0,56	0,75	6,92	2,93	0,17	1,86	0,51	0,26	1,78	0,22	0,58	0,27	1,86	1,00	2,45	0,42	0,17	2,04
5	3,10	1,40	1,76	0,61	1,16	2,34	1,55	3,29	0,41	0,41	1,96	0,70	0,06	0,12	1,25	0,71	1,65	1,10	0,19	2,22
6	3,49	1,24	2,09	0,78	10,33	2,53	1,62	2,07	0,41	0,27	2,32	0,81	0,04	0,30	1,10	0,34	2,78	1,27	0,12	1,98
M	3,36	1,38	1,37	0,80	6,11	2,59	1,41	2,20	0,46	0,26	2,29	0,73	0,32	0,90	1,59	0,50	2,04	0,94	0,34	1,71

PX																				
1	0,56	1,60	0,88	1,33	6,10	0,34	1,84	0,48	0,84	4,33	0,62	0,63	1,43	0,63	0,56	0,23	4,59	1,05	0,15	0,78
2	0,66	1,70	1,06	0,16	7,95	0,16	1,58	0,34	0,54	5,35	1,41	2,00	1,72	0,62	0,87	0,14	2,32	1,00	1,38	0,92
3	1,13	1,37	1,85	0,33	5,17	0,21	1,74	0,11	0,74	4,50	1,42	0,31	1,80	0,66	0,83	0,39	1,13	1,51	0,19	1,71
4	0,20	0,84	0,35	0,79	7,61	0,04	1,75	0,11	0,94	5,06	0,15	1,10	2,23	1,58	1,45	0,13	1,59	0,91	0,67	1,11
5	2,25	0,10	1,31	2,45	6,45	0,08	1,71	0,97	0,34	5,56	0,29	0,12	3,66	0,26	0,94	0,18	1,48	0,97	1,39	2,02
6	0,41	0,28	0,86	0,15	7,89	0,11	1,34	0,25	0,90	6,59		0,50	0,60	0,69	1,08	0,50	1,74	1,17	0,27	1,42
M	0,87	0,98	1,05	0,87	6,86	0,16	1,66	0,38	0,72	5,23	0,78	0,78	1,91	0,74	0,96	0,26	2,14	1,10	0,68	1,33

PY																				
1	2,91	5,58	2,96	5,24	1,67	1,25	4,89	1,85	1,13	2,18	0,77	3,26	9,10	5,55	5,09	3,56	2,98	3,20	1,95	5,73
2	2,80	4,89	5,52	4,63	0,73	1,52	4,30	0,66	2,49	1,92	1,23	4,11	11,87	5,58	6,98	3,68	1,52	4,27	3,40	3,92
3	2,76	5,13	3,63	4,34	1,88	1,33	5,01	0,71	2,28	2,21	1,17	2,79	10,11	6,99	7,98	4,00	0,41	4,85	2,11	4,37
4	3,52	4,44	6,17	3,40	1,60	1,23	4,25	1,27	2,55	2,29	2,24	3,05	8,57	8,44	7,79	3,31	0,45	6,18	2,27	2,67
5	2,82	4,45	3,77	3,46	1,70	0,83	4,61	1,40	2,90	2,41	2,07	2,27	7,02	4,49	9,68	3,46	0,43	4,73	5,13	2,64
6	1,64	5,44	4,94	4,27	1,69	0,66	3,44	1,82	2,22	2,68		2,46	9,50	4,94	6,57	3,47	0,79	5,73	2,22	2,59
M	2,74	4,99	4,50	4,22	1,55	1,14	4,42	1,29	2,26	2,28	1,50	2,99	9,36	6,00	7,35	3,58	1,10	4,83	2,85	3,65

PZ																				
1	7,75	2,02	11,00	4,23	12,81	8,77	7,43	8,50	6,54	8,88	7,09	7,74	7,60	6,80	5,84	3,11	10,72	5,77	7,29	7,84
2	8,50	2,07	10,83	4,56	8,59	8,94	7,24	9,08	6,13	8,98	7,17	6,13	7,19	6,33	6,78	4,52	11,50	5,89	6,98	9,24
3	7,10	2,32	10,50	3,59	12,30	8,53	7,19	9,23	6,20	7,99	7,13	7,62	8,51	5,08	7,12	4,59	11,41	5,53	5,90	8,35
4	7,58	2,08	11,36	2,45	10,34	8,92	7,47	8,94	5,91	6,10	7,20	7,77	8,17	5,97	6,67	6,00	11,54	4,94	6,41	9,73
5	8,32	2,12	12,02	3,36	10,34	10,02	7,38	8,85	5,53	6,19	6,65	7,97	7,87	3,42	5,95	6,28	11,41	4,88	4,97	9,49
6	8,77	2,03	11,62	3,69	13,01	8,96	7,55	7,90	5,87	6,64		8,07	7,54	3,77	7,08	5,27	11,60	4,83	4,78	9,29
M	8,00	2,11	11,22	3,65	11,23	9,02	7,38	8,75	6,03	7,46	7,05	7,55	7,81	5,23	6,57	4,96	11,36	5,31	6,06	8,99

## GRUPO MIOPATIA

AF X													
1	3.75	4.58	7.55	5.58	5.02	1.78	2.71	2.98	1.73	2.26			
2	3.67	5.42	6.06	6.96	0.73	0.24	2.68	2.54	2.06	2.03			
3	3.41	3.67	6.27	2.46	2.12	0.45	2.69	2.78	0.94	1.20			
4	3.55	2.69	1.6	2.76	2.18	0	2.29	1.86	2.27	0.99			
5	3.14	3.01	0.67	3.2	6.76	0.27	2.42	1.80	1.85	0.82			
6	3.82	2.64	0.97	3.15	1.65	0.43	2.23	3.40	1.39	0.12			
MÉDIA	3.56	3.67	3.85	4.02	3.08	0.53	2.50	2.56	1.71	1.24	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.05	1.37	4.65	1.72	2.38	0.95	0.34	0.30	0.24	1.51	2.67	1.64	1.42
VAR	0.06	1.27	9.58	3.31	5.32	0.40	0.05	0.40	0.23	0.63			
CV	1.39	37.40	120.75	42.76	77.45	180.68	13.56	11.60	14.09	122.36			
AFY													
1	43.57	33.83	30.32	33.85	18.29	29.07	39.81	48.39	43.38	36.02			
2	44.42	36.77	32.29	32.98	16.9	27.27	43.31	47.45	42.51	36.85			
3	43.39	49.18	33.78	47.65	14.2	39.97	41.68	46.16	42.14	35.59			
4	43.79	49.71	39.2	46.29	13.21	36.89	44.07	47.01	47.05	37.28			
5	45.48	50.2	39.93	44.17	17.11	35.87	41.08	47.23	47.24	37.88			
6	46.61	50.39	40.46	46.36	14.42	36.16	43.39	49.13	46.75	36.84			
MÉDIA	44.54	45.01	36.00	41.88	15.69	34.21	42.22	47.56	44.85	36.74	MÉDIA	DP	VAR
DP	2.15	11.71	7.17	8.85	2.74	5.01	2.53	0.52	2.38	0.58	38.87	5.52	85.94
VAR	1.60	57.65	19.31	44.35	4.04	24.30	2.68	1.11	5.83	0.69			
CV	4.83	26.01	19.92	21.12	17.44	14.66	6.00	1.10	5.31	1.58			
HIPOT	59.22	62.75	47.48	53.62	18.15	48.26	48.02	58.88	50.61	43.10	49.01		
AFZ													
1	35.77	38.33	24.84	28.43	10.15	28.71	18.07	33.75	21.03	18.61			
2	38.3	41.26	30.76	31.75	8.95	27.16	22.36	35.56	21.29	22.93			
3	40.23	46.51	34.97	37.1	7.82	39.82	23.19	32.82	21.95	21.72			
4	39.01	45.39	34.57	36.06	7.33	36.81	24.32	34.46	25.82	24.39			
5	40.65	45.71	31.06	31.72	6.31	35.58	24.33	34.51	26.96	24.68			
6	40.15	45.1	29.54	35.83	14.25	36.15	25.00	37.16	23.71	22.80			
MÉDIA	39.02	43.72	30.96	33.48	9.14	34.04	22.88	34.71	23.46	22.52	MÉDIA	DP	VAR
DP	3.10	4.79	3.32	5.23	2.90	5.26	4.90	2.41	1.90	2.96	29.39	11.66	100.23
VAR	3.30	10.31	13.73	11.38	8.04	24.73	6.43	2.26	6.16	4.87			
CV	7.94	10.95	10.74	15.63	31.74	15.46	21.42	6.95	8.08	13.16			
LEX													
1	13.82	12.86	18.55	11.45	8.12	2.4	7.92	6.05	13.70	12.93			
2	11.48	17.56	18.86	12.43	6.09	3.03	12.15	10.03	12.52	15.73			
3	13.22	18.67	15.49	2.03	9.39	2.62	10.63	7.50	14.66	14.12			
4	12.66	12.33	14.77	12.41	8.69	2.2	9.95	7.75	16.70	11.99			
5	12.06	14.54	14.78	11.97		1.13	10.15	8.26	15.20	10.80			
6	11.78	6.09	2.1	13.68		2.58	13.43	9.99	15.20	11.81			
MÉDIA	12.50	13.68	14.09	10.66	8.07	2.33	10.71	8.26	14.66	12.90	MÉDIA	DP	VAR
DP	1.44	4.79	11.63	1.58	0.40	0.13	3.90	2.79	1.06	0.79	10.79	0.28	14.11
VAR	0.81	20.16	37.86	18.43	2.02	0.42	3.63	2.37	2.05	3.18			
CV	11.54	35.01	82.54	14.79	4.99	5.47	36.40	33.72	7.23	6.14			
HIPOT	13.05	14.25	19.37	12.64	9.72	3.94	11.30	8.99	15.60	12.99	12.18		
AFMPe	16.62	16.29	43.33	32.47	33.85	53.77	18.73	23.18	19.91	6.92			

LEY													
1	4.5	6.19	7.65	15.59	8.5	1.11	4.77	3.77	7.35	0.63			
2	2.47	1.43	11.8	5.03	5.96	3.21	5.05	4.13	12.52	0.50			
3	3.32	4.61	12.11	0.84	3.7	2.62	3.85	3.39	3.55	1.39			
4	4.41	3.65	17.27	6.58	3.5	3.47	0.68	2.92	4.26	1.58			
5	3.67	3.6	20.93	6.76		4.43	3.52	3.34	1.58	2.63			
6	4.02	4.49	10	5.9		4.21	3.91	3.68	2.60	2.66			
MÉDIA	3.73	4.00	13.29	6.78	5.42	3.18	3.63	3.54	5.31	1.57	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.34	1.20	1.66	6.85	3.54	2.19	0.61	0.06	3.36	1.44	5.04	1.53	10.44
VAR	0.58	2.46	24.09	23.36	5.47	1.46	2.43	0.17	16.32	0.87			
CV	9.10	30.09	12.50	101.01	65.29	69.04	16.75	1.80	63.25	91.72			
LEZ													
1	1.64	2.47	8.09	17.88	7.43	8.11	0.41	0.24	1.12	0.34			
2	1.28	5.18	10.07	3.91	6.29	8.65	1.47	0.76	5.32	0.45			
3	0.91	6.94	11.42	0.81	4.37	6.8	1.36	0.39	1.65	0.11			
4	0.41	6.37	16.59	6.33	4.29	7.34	0.18	0.60	0.34	0.91			
5	0.79	7.45	20.68	7.01		9.17	1.39	0.50	0.52	1.96			
6	0.76	2.08	9.07	6.48		6.05	1.82	0.57	0.03	1.36			
MÉDIA	0.97	5.08	12.65	7.07	5.60	7.69	1.11	0.51	1.50	0.86	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.62	0.28	0.69	8.06	2.22	1.46	1.00	0.23	0.77	0.72	4.30	0.08	16.29
VAR	0.19	5.31	24.36	33.39	2.35	1.38	0.43	0.03	3.85	0.49			
CV	64.48	5.43	5.48	114.02	39.68	18.95	90.23	45.75	51.50	84.36			
LDX													
1	15.07	15.91	3.61	4.81	9.91	14	13.46	8.38	13.24	2.57			
2	11.52	15.01	3.59	0.21	9.05	11.45	12.81	11.58	12.31	10.63			
3	13.59	15.89	0.55	3.5	10.77	16.79	11.18	11.23	12.48	10.84			
4	12.21	14.83	3.09	8.2	9.47	19.34	12.57	8.91	12.60	12.06			
5	11.43	16.73	15.81	10.04	9.66	18.66	10.98	10.56	11.55	10.73			
6	14.04	19	15.48	10.01	8.25	20.23		11.46	10.43	9.72			
MÉDIA	12.98	16.23	7.02	6.13	9.52	16.75	12.20	10.35	12.10	9.43	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.73	2.18	8.39	3.68	1.17	4.41	1.75	2.18	1.99	5.06	11.27	2.51	12.31
VAR	2.20	2.32	45.91	15.67	0.71	11.62	1.16	1.90	0.97	11.84			
CV	5.61	13.46	119.54	60.00	12.33	26.31	14.37	21.04	16.42	53.64			
HIPOT	14.71	16.69	10.03	10.06	10.73	18.33	12.75	10.60	12.16	10.81	12.69		
AFMPd	28.12	13.54	45.56	52.48	27.54	23.97	16.85	12.42	5.80	29.34			
LDY													
1	11.96	1.17	3.05	2.51	5.66	7.52	4.72	1.41	1.95	0.09			
2	4.02	4.39	4.6	4.97	6.21	3.98	3.81	2.94	0.48	6.82			
3	6.96	3.34	6.71	6.14	3.17	6.41	3.29	2.85	1.06	5.13			
4	4.55	1.07	6.81	7.45	0.42	8.78	3.69	1.30	1.07	4.81			
5	5.12	9.03	10.53	14.44	4.37	9.16	2.97	2.36	1.23	4.98			
6	9	4.44	11.26	12.38	9.95	8.82		2.82	1.59	3.26			
MÉDIA	6.94	3.91	7.16	7.98	4.96	7.45	3.70	2.28	1.23	4.18	MÉDIA	DP	VAR
DP	2.09	2.31	5.81	6.98	3.03	0.92	1.24	1.00	0.25	2.24	4.98	1.95	5.38
VAR	9.40	8.52	10.39	20.75	10.22	3.94	0.44	0.56	0.25	5.30			
CV	30.18	59.19	81.08	87.44	61.12	12.35	33.48	43.73	20.70	53.60			

LDZ													
1	0.78	5.75	2.32	6.24	4.53	1.7	2.83	3.54	3.60	0.37			
2	2.94	4.89	7.86	7.92	4.24	1.91	2.71	3.17	3.36	0.77			
3	1.25	4.29	8.78	10.32	2.74	1.73	2.54	3.42	4.56	0.44			
4	1.85	4.63	7.73	5.97	0.11	1.11	3.15	4.56	5.37	0.05			
5	1.55	7.92	10.59	16.65	2.88	1.04	2.97	3.61	3.57	0.66			
6	0.16	2.16	15.48	15.55	6.78	1.17		3.05	2.81	0.37			
MÉDIA	1.42	4.94	8.79	10.44	3.55	1.44	2.84	3.56	3.88	0.44	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.44	2.54	9.31	6.58	1.59	0.37	0.10	0.35	0.56	0.00	4.13	0.69	10.31
VAR	0.91	3.56	18.37	21.73	4.96	0.14	0.06	0.29	0.85	0.06			
CV	30.84	51.39	105.82	63.05	44.86	25.97	3.49	9.74	14.40	0.00			
PX													
1	0.42	0.49	6.98	9.25	7.42	0.46	3.33	1.27	0.86	2.22			
2	0.12	0.27	6.73	8.19	8.28	2.14	3.34	1.64	0.40	4.69			
3	1.12	1.12	7.64	9.7	7.34	0.13	3.90	1.79	1.49	3.03			
4	1.65	0.07	1.37	2.16	8.32	0.67	4.47	1.79	2.64	1.96			
5	2.33	0.85	3.11	0.29	4.06	0.06	3.54	1.83	2.12	2.14			
6	0.84	0.54	3.83	0.66	1.36	0.6	4.43	2.15	1.08	1.32			
MÉDIA	1.08	0.56	4.94	5.04	6.13	0.68	3.84	1.75	1.43	2.56	MÉDIA	DP	VAR
DP	0.30	0.04	2.23	6.07	4.29	0.10	0.78	0.62	0.16	0.64	2.80	1.05	4.15
VAR	0.66	0.15	6.40	19.88	7.92	0.57	0.27	0.08	0.69	1.39			
CV	27.50	6.35	45.06	120.48	69.90	14.63	20.28	35.66	10.87	24.86			
PY													
1	1.53	5.12	9.01	6.9	0.97	2.3	3.06	0.69	0.30	8.53			
2	1.01	4.79	9.54	15.11	0.59	2.14	1.18	0.97	0.78	0.50			
3	3.14	0.65	7.11	15.58	0.79	3.94	0.63	0.74	3.53	1.21			
4	4.88	3.48	5.87	6.77	1.4	5.38	0.63	0.68	4.51	0.76			
5	5.06	1.71	5.29	8.42	1.27	5.89	1.36	1.25	2.34	1.82			
6	4.15	1.47	5.12	9.72	3.66	4.5	1.20	1.67	0.51	1.82			
MÉDIA	3.30	2.87	6.99	10.42	1.45	4.03	1.34	1.00	2.00	2.44	MÉDIA	DP	VAR
DP	1.85	2.58	2.75	1.99	1.90	1.56	1.32	0.69	0.15	4.74	3.58	0.60	8.80
VAR	2.94	3.47	3.65	15.76	1.26	2.42	0.80	0.16	3.07	9.19			
CV	56.23	89.93	39.35	19.14	131.48	38.65	97.91	69.30	7.44	194.45			
HIPOT	9.17	10.39	9.08	15.53	6.07	11.36	9.83	8.51	6.02	6.66	9.26		
PZ													
1	10.74	8.86	0.41	10.26	6.14	10.76	9.62	8.98	6.38	7.46			
2	10.66	6.34	3.44	10.9	8.08	10.67	9.87	8.41	6.15	6.27			
3	8.95	10.79	6.21	12.02	4.45	10.84	10.05	8.54	4.70	6.31			
4	7.21	10.68	7.44	10.59	7.32	11.09	9.56	8.16	5.34	6.14			
5	6.55	11.66	8.05	12.28	4.99	10.58	9.61	8.36	5.31	5.48			
6	7.21	11.6	9.18	13.03	4.42	9.78	9.73	8.26	6.21	5.51			
MÉDIA	8.55	9.99	5.79	11.51	5.90	10.62	9.74	8.45	5.68	6.20	MÉDIA	DP	VAR
DP	2.50	1.94	6.20	1.96	1.22	0.69	0.08	0.51	0.12	1.38	8.24	1.67	4.89
VAR	3.40	4.22	10.79	1.19	2.39	0.20	0.04	0.08	0.44	0.52			
CV	29.18	19.40	107.13	17.01	20.61	6.53	0.80	6.02	2.12	22.26			

## GRUPO ARTROPATIA

AF X													
1	2.62	2.05	1.32	0.49	2.01	2.41	0.33	2.24	0.44	3.42			
2	2.9	2.99	0.05	0.05	2.61	3.67	0.86	0.65	0.73	3.32			
3	2.28	1.58	1.2	0.07	2.98	3.79	1.33	1.58	0.3	2.79			
4	1.83	1.75	1.41	0.29	3.2	4.69	0.19	1.68	0.06	2.07			
5	1.65	1.59	0.95	0.43	1.83	3.89	1.4	2.14	1	3			
6	1.73	1.48	0.86	1.24	2.69	4.19	0.36	1.95	0.29	2.32			
MÉDIA	2.18	1.77	0.97	0.87	2.35	3.30	0.75	2.10	0.37	2.87	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.63	0.40	0.33	0.53	0.48	1.26	0.02	0.21	0.11	0.78	1.75	0.36	0.96
VAR	0.40	0.16	0.11	0.28	0.23	1.58	0.00	0.04	0.01	0.60			
CV	28.93	22.84	33.71	61.31	20.46	38.14	2.85	9.79	29.06	27.10			
AFY													
1	47.34	48.48	44.68	48.15	48.69	30.88	41.36	33.80	38.88	32.01			
2	53.45	47.89	54.69	53.93	50.98	34.04	47.04	35.35	39.87	31.93			
3	54.97	47.84	59.66	54.84	50.26	34.06	48.55	36.70	41.66	31.90			
4	57.4	45.03	60.8	56.06	51.21	35.6	49.27	38.56	41.42	30.38			
5	57.37	46.24	57.04	53.16	51.7	35.69	50.71	37.55	40.68	31.42			
6	57.29	48.04	61.54	54.16	51.92	35.83	47.69	37.90	41.13	32.00			
MÉDIA	52.32	48.26	56.40	51.16	50.31	33.36	47.44	35.85	40.01	32.01	M Geral	DP Geral	VAR
DP	7.04	0.31	11.92	4.25	2.28	3.50	4.48	2.90	1.59	0.01	44.71	3.52	75.38
VAR	49.50	0.10	142.13	18.06	5.22	12.25	20.03	8.41	2.53	0.00			
CV	13.45	0.64	21.14	8.31	4.54	10.49	9.44	8.09	3.98	0.02			
AFZ													
1	25.8	37.62	27.49	29.54	38.09	21.77	34.54	12.17	37.25	26.23			
2	31.22	34.63	28.2	30.76	39.18	23.15	37.19	20.16	39.28	24.72			
3	30.79	34.92	34.94	33	38.82	23.44	40.37	14.63	41.46	24.53			
4	32.51	31.23	34.19	33.07	39.35	23.67	43.52	21.69	40.85	23.27			
5	30.85	33.87	28.36	33.78	40.3	24.4	44.35	19.07	41.03	26.14			
6	30.54	35.37	34.8	33.92	39.73	24.31	40.02	15.02	40.73	24.77			
MÉDIA	28.17	36.50	31.33	31.73	38.91	23.04	40.00	13.60	38.99	25.50	M Geral	DP Geral	VAR
DP	3.35	1.59	5.17	3.10	1.16	1.80	3.87	2.02	2.46	1.03	30.78	1.32	71.36
VAR	11.23	2.53	26.72	9.59	1.34	3.23	15.02	4.06	6.06	1.07			
CV	11.90	4.36	16.50	9.76	2.98	7.80	9.69	14.82	6.31	4.05			
LEX													
1	7.79	10.09	12.76	17.34	13.25	11.27	10.55	5.63	6.22	11.98			
2	11.22	11.47	12.16	18.2	15.21	10.52	9.66	5.21	6.63	11.75			
3	11.11	12.47	10.96	17.08	15.07	10.72	10.27	6.27	9.08	7.81			
4	10.46	11.75	14.36	16.8	13.78	11.66	8.99	5.82	7.34	7.08			
5	11.54	11.9	13.49		14.36	12.34	9.05	5.40	3.86	5.12			
6	9.19	11.61	14.2		14.63		7.58	5.97	4.24				
MÉDIA	8.49	10.85	12.99	17.34	13.94	11.27	9.35	5.80	5.23	11.98	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.99	1.07	1.02	0.38	0.98	0.76	2.10	0.24	1.40	4.85	10.72	1.32	13.60
VAR	0.98	1.16	1.04	0.15	0.95	0.57	4.41	0.06	1.96	23.53			
CV	11.66	9.91	7.84	2.20	7.00	6.71	22.46	4.15	26.77	40.49			
Hipot	8.81	11.73	13.58	17.49	14.34	11.31	10.47	6.77	6.18	12.33			
AFMPe	15.44	22.30	16.91	7.39	13.59	4.67	26.76	31.00	32.25	13.70			

LEY													
1	3.94	5.25	4.15	2.25	3.6	0.92	3.81	4.28	4.52	5.03			
2	1.82	3.49	2.89	4.78	3.19	0.71	3.68	4.18	4.92	2.65			
3	0.49	3.16	4.11	0.2	3.71	0.82	2.74	3.94	6.56	2.00			
4	3.04	3.29	4.39	4.33	3.36	1.4	7.16	3.05	5.33	0.80			
5	0.72	3.06	4.1		3.78	0.79	3.32	2.80	1.94	0.81			
6	0.75	3.65	4.05		3.14		7.58	2.69	2.08				
MÉDIA	2.35	4.45	3.95	2.25	3.37	0.92	4.72	3.49	3.30	2.92	M Geral	DP Geral	VAR
DP	2.26	1.13	0.07	1.47	0.33	0.09	2.67	1.12	1.73	2.98	3.17	1.04	1.27
VAR	5.09	1.28	0.01	2.16	0.11	0.01	7.11	1.26	2.98	8.90			
CV	96.19	25.42	1.79	65.37	9.65	9.99	56.54	32.26	52.28	102.19			
LEZ													
1	3.4	0.38	2.26	4.15	4.17	2.44	0.18	0.57	0.14	0.60			
2	4.24	0.26	2.56	2.35	2.69	2.74	0.36	0.34	0.72	1.54			
3	3.22	0.21	2.4	4.34	2.54	2.71	0.9	2.04	1.57	0.27			
4	2.15	0	2.69	4.33	2.16	1.87	0.91	2.22	0.11	3.07			
5	3.02	0.29	2.62		3.61	2.23	0.69	1.89	0.27	3.92			
6	2.7	0.07	2.91		2.14		0.25	1.65	0.59				
MÉDIA	3.05	0.23	2.57	4.24	3.16	2.44	0.55	1.11	0.37	2.26	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.49	0.22	0.46	0.13	1.44	0.15	0.05	0.76	0.32	2.35	2.00	0.73	1.86
ANOVA	0.25	0.05	0.21	0.02	2.06	0.02	0.00	0.58	0.10	5.51			
CV	16.23	97.42	17.86	3.00	45.50	6.09	9.03	68.80	87.18	103.88			
LDX													
1	14.49	9.98	11.19	12.79	9.34	9.59	11.74	5.40	10.75	5.95			
2	9.94	9.95	13.24	13.63	12.51	10.48	11.32	10.58	12.41	6.47			
3	13.96	10.39	14.84	12.73	12.54	10.5	10.81	10.42	9.35	5.46			
4	12.8	10.63	13.3	11.08	13.76	11.17	11.86	13.12	8.78	6.61			
5	13.19	10.77	13.8	16.02	11.4	11.05	10.65	13.32	9.47	5.62			
6	13.97	10.7	13.38	19.89	10.32		10.58	14.15	6.52	4.84			
MÉDIA	14.23	10.34	13.29	16.34	9.83	9.59	11.16	9.78	8.64	5.40	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.37	0.51	1.55	5.02	0.69	1.03	0.82	6.19	2.99	0.78	10.86	2.06	9.59
ANOVA	0.14	0.26	2.40	25.21	0.48	1.07	0.67	38.28	8.95	0.62			
CV	2.58	4.92	11.65	30.72	7.05	10.77	7.35	63.30	34.64	14.55			
Hipot	14.29	10.90	14.14	17.04	10.10	10.45	11.98	10.15	8.89	5.70			
AFMPd	5.42	18.48	19.99	16.52	13.22	23.35	21.34	15.58	13.83	18.74			
LDY													
1	0.84	3.29	5.67	2.71	2.07	4.14	4.81	1.36	3.44	1.55			
2	1.85	3.09	5.56	2.09	2.34	3.37	5.59	6.81	4.38	2.60			
3	2.36	3.03	5.23	4.66	2.37	3.23	5.34	4.93	2.14	2.95			
4	2.23	3.2	4.19	6.67	1.54	3.14	6.23	5.22	2.43	2.87			
5	2.11	3.67	5.38	3.42	2.69	5.05	4.58	4.71	2.44	1.41			
6	1.86	3.62	4	6.98	2.55		3.91	4.09	0.81	2.11			
MÉDIA	1.35	3.46	4.84	4.85	2.31	4.14	4.36	2.73	2.13	1.83	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.72	0.23	1.18	3.02	0.34	0.64	0.64	1.93	1.86	0.40	3.20	0.90	1.68
ANOVA	0.52	0.05	1.39	9.12	0.12	0.41	0.41	3.73	3.46	0.16			
CV	53.43	6.75	24.42	62.32	14.69	15.54	14.60	70.84	87.51	21.64			

LDZ													
1	3.23	2.33	1.22	3.94	3.22	2.96	0.32	2.01	2.10	0.73			
2	0.81	2.17	2.95	5.13	3.13	3.05	0.86	0.44	1.86	0.53			
3	2.02	2.4	3.34	3.97	3.19	2.63	0.98	1.89	1.13	0.33			
4	2.03	2.14	3.58	1.82	1.94	3.34	0.2	1.32	1.64	0.02			
5	1.43	2.73	3.37	3.11	2.22	0.25	1.5	1.67	2.44	1.88			
6	1.26	2.29	3.72	2.43	2.53		0.67	1.90	0.81	0.35			
MÉDIA	2.25	2.31	3.03	3.19	2.88	2.96	0.76	1.96	1.46	0.54	M Geral	DP Geral	VAR
DP	1.39	0.03	1.77	1.07	0.49	1.92	0.25	0.08	0.91	0.27	2.13	0.70	0.90
ANOVA	1.94	0.00	3.13	1.14	0.24	3.67	0.06	0.01	0.83	0.07			
CV	62.05	1.22	58.34	33.52	16.97	64.74	32.78	3.98	62.69	49.76			
PX													
1	0.95	2.32	0.2	0.44	1.31	4.12	0.76	1.81	0.04	1.83			
2	0.46	2.4	0.09	1.2	1.41	3.71	0.75	0.70	0.72	2.04			
3	1.71	1.87	0.2	0	2.04	0.87	2.15	1.25	1.42	1.25			
4	1.13	2	0.38	0.39	2.22	1.07	0.65	1.16	0.63	1.02			
5	1.45	1.5	1.24	0.69	1.46	0.14	1.17	1.04	1.40	0.60			
6	0.88	1.85	1.69	0.39	1.5			1.80	0.26	0.45			
MÉDIA	0.92	2.09	0.63	0.42	1.41	4.12	1.10	1.81	0.15	1.14	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.05	0.33	1.05	0.04	0.13	2.81	0.29	0.01	0.16	0.98	1.38	0.87	1.28
ANOVA	0.00	0.11	1.11	0.00	0.02	7.92	0.08	0.00	0.02	0.95			
CV	5.41	15.94	166.36	8.52	9.56	68.31	26.45	0.39	103.71	85.60			
PY													
1	3.29	1.97	4.47	0.67	0.97	3.32	3.11	3.94	1.93	5.71			
2	3.1	3.21	4.05	3.33	1.54	4.54	3.22	5.41	2.65	6.23			
3	4.34	2.75	1.92	3.78	1.93	8.73	3.74	4.97	3.08	8.88			
4	3.15	2.04	0.94	2.74	0.77	4.5	3.9	4.97	2.63	5.19			
5	4.11	2.42	2.72	2.82	1.8	5.2	3.51	4.77	2.17	5.25			
6	2.68	2.28	0.16	2.55	2.46			5.34	2.64	5.17			
MÉDIA	2.99	2.13	2.38	1.61	1.72	4.26	3.50	4.64	2.29	5.44	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.43	0.22	3.05	1.33	1.05	1.33	0.28	0.99	0.50	0.38	3.09	0.85	1.74
ANOVA	0.19	0.05	9.29	1.77	1.11	1.77	0.08	0.98	0.25	0.15			
CV	14.45	10.32	128.23	82.57	61.43	31.21	8.09	21.34	21.97	7.02			
PZ													
1	7.11	7.3	14.21	10.8	6.84	5.94	4.72	6.54	3.40	7.45			
2	6.94	7.19	13.27	9.28	7.85	5.27	4.28	6.32	4.44	8.85			
3	6.21	9.29	12.78	8.96	8.66	10.51	3.48	5.43	4.96	3.42			
4	5.81	9.46	12.56	11.43	7.89	2.02	4.18	5.45	2.63	6.62			
5	6.49	9.43	14.09	9.7	8.91	7.16	3.86	5.36	2.17	5.47			
6	6.62	9.25	12.95	10.46	8.41			5.34	2.64	6.69			
MÉDIA	6.87	8.28	13.31	10.63	7.63	6.55	4.10	5.94	3.02	7.07	M Geral	DP Geral	VAR
DP	0.35	1.38	0.89	0.24	1.11	0.86	0.61	0.85	0.54	0.54	7.34	0.35	8.83
ANOVA	0.12	1.90	0.79	0.06	1.23	0.74	0.37	0.72	0.29	0.29			
CV	5.05	16.66	6.69	2.26	14.56	13.17	14.82	14.28	17.79	7.60			





11		12		13		14		15		16		17		18		19		20	
X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1.74	29.14	3.1	23.28	1.12	34.21	2.19	15.57	1.02	7.58	6.04	23.04	1.81	26.13	1.87	14.37	1.03	35.83	2.03	17.43
1.05	34.72	2.97	25.49	1.2	20.87	7.78	18.16	0.63	4.73	4.28	14.88	2.32	29.8	1.4	14.8	1.04	35.9	1.41	19.79
1.52	32.7	2.25	23.48	0.91	9.14	5.51	19.48	0.65	19.06	4.82	24.55	2.07	26.34	1.11	4.19	1.4	15.96	1.92	19.36
1.98	26.23	2.5	26.7	1.19	18.67	2.35	22.67	0.77	18.99	5.54	24.43	1.59	29.5	1.9	16.85	1.09	26.76	4.17	18.4
1.3	23.38	3.11	30.25	1.17	2.92	2.68	13.09	1.05	28.76	3.17	23.75	1.09	11.17	2.2	14.63	1.05	29.57	1.4	17.94
2.26	14.05	2.59	31.97	3.09	16.53	1.04	9.2	1.64	11.71	6.26	19.54	1.86	22.45	1.2	14.74	2.41	15.66	1.23	16.1
1.64	26.70	2.75	26.86	1.45	17.06	3.59	16.36	0.96	15.14	5.02	21.70	1.79	24.23	1.61	13.26	1.34	26.61	2.03	18.17
1.63	26.30	2.70	27.46	1.50	14.20	3.83	16.49	0.95	16.40	4.85	21.47	1.79	23.92	1.57	13.08	1.39	25.08	2.03	18.29
0.20	55.51	0.13	12.75	0.66	114.84	6.41	23.07	0.14	78.60	1.37	14.55	0.18	48.12	0.19	20.56	0.30	82.68	1.20	1.80
0.03	7.02	0.07	7.38	0.02	2.42	0.14	2.70	0.01	2.48	0.24	4.66	0.03	5.80	0.03	1.73	0.02	6.67	0.04	3.32

## DESVIOS NA PROTRUSÃO – GRUPO CONTROLE

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	D																			
	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
1	2.2	3.55	2.27	2.7	3.45	3.45	2.4	7.39	3.49	3.53	1.25	4.39	5.86	10.84	0.99	2.27	2.03	7.43	0.9	1.43
2	1.86	4.28	2.08	7.91	3.28	4.48	2.45	4.38	3.25	4.51	1.94	6.99	6.15	12.33	0.62	3.5	1.82	7.41	0.79	7.32
3	2.11	8.64	2	6.92	2.91	3.99	3.72	7.62	2.9	3.98	2.13	6.3	8.57	8.18	0.51	3.59	1.43	4.17	0.81	6.24
4	1.52	3.85	1.16	7.05	1.51	4.87	2.7	8.15	1.68	5.2	0.25	6.17	5.95	13.69	0.75	4.18	2.02	7.43	0.89	7.21
5	1.85	3.27	2.06	3.6	1.4	2.93	3.57	8.89	1.38	3.07	0.8	2.43	8.22	9.01	0.43	3.62	1.94	6.98	5.44	6.68
6	2.17	3.48	2.31	4.28	1.17	4.46	2.48	5.3	1.15	4.51	2.11	6.16	6.83	4.64	1.26	1.9	1.63	6.84	1.06	7.15
MÉDIA	1.95	4.51	1.98	5.41	2.29	4.03	2.89	6.96	2.31	4.13	1.41	5.41	6.93	9.78	0.76	3.18	1.81	6.71	1.65	6.01
DP	0.26	2.05	0.42	2.15	1.04	0.73	0.60	1.74	1.02	0.77	0.78	1.69	1.19	3.24	0.31	0.89	0.24	1.27	1.86	2.28
VAR	0.07	4.21	0.18	4.62	1.07	0.53	0.36	3.03	1.05	0.59	0.61	2.87	1.42	10.50	0.10	0.79	0.06	1.61	3.46	5.19
CV	0.01	0.09	0.01	0.12	0.02	0.03	0.02	0.12	0.02	0.03	0.01	0.09	0.08	0.32	0.00	0.03	0.00	0.09	0.03	0.14

11		12		13		14		15		16		17		18		19		20	
X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
0.71	5.45	4.21	8.96	2.5	6	1.87	16.45	1.44	4.56	3.33	4.26	1.14	6.74	1.47	4.21	2.25	7.73	4.02	9.73
0.57	6.13	5.42	8.78	3.27	5.72	1.01	10.97	1.04	4.25	2.47	3.77	0.52	1.78	1.84	4.28	1.95	4.23	2.31	10.22
0.93	6.13	4.99	8.53	0.9	4.92	2.13	11.83	0.99	0.72	2.88	3.78	0.87	3.62	2.64	5.1	3.41	8.1	3.09	9.31
1.14	6.04	4.83	5.7	1.37	6.9	2.4	10.6	0.81	0.71	2.49	3.75	0.95	4.06	2.43	4.8	3.29	8.28	3.1	10.16
0.25	5.98	5.71	6.33	0.59	7.96	2.29	13.28	1.02	0.62	1.85	2.72	0.92	3.46	2.31	4.51	3.93	8.69	2.62	9.61
0.9	5.89	6.6	6.54	0.87	7.25	2.84	9.8	0.76	0.25	2.27	3.38	0.87	3.71	1.54	6.17	2.59	6.68	3.42	8.82
0.75	5.94	5.29	7.47	1.58	6.46	2.09	12.16	1.01	1.85	2.55	3.61	0.88	3.90	2.04	4.85	2.90	7.29	3.09	9.64
0.31	0.26	0.82	1.44	1.07	1.11	0.62	2.42	0.24	1.99	0.51	0.52	0.20	1.61	0.49	0.73	0.76	1.64	0.60	0.53
0.10	0.07	0.68	2.07	1.14	1.24	0.38	5.84	0.06	3.95	0.26	0.27	0.04	2.58	0.24	0.53	0.58	2.71	0.36	0.28
0.00	0.02	0.04	0.11	0.02	0.07	0.01	0.29	0.00	0.04	0.01	0.02	0.00	0.06	0.01	0.04	0.02	0.12	0.02	0.05

## DESVIOS NA ABERTURA – GRUPO MIOPATIA

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
ABERTURA	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
	3.2	41.52	3.88	43.78	3.43	48.83	4.35	34.01	7.65	30.89	5.53	34.49	5.07	18.1	1.74	43.02	4.4	16.6	3.25	29.67
	3.03	43.31	3.89	43.42	2.95	43.52	5.51	37.19	6.04	33.09	6.86	32.13	1.97	15.45	2.16	42.55	0.97	5.71	2.82	31.02
	2.55	41.62	3.46	43.31	3.78	44.89	4.93	19.01	6.48	34.32	2.74	16.74	3.09	14.79	1.07	42.91	2.24	15.32	2.05	25.08
	2.82	42.07	3.63	43.81	2.34	25.39	4.63	24.91	2.57	21.97	3.64	27.04	2.21	11.57	2.24	46.63	1.67	17.63	1.1	26.44
	2.46	41.32	3.2	45.68	2.73	45.56	3.18	49.25	4.41	18.79	3.26	20.51	8.8	15.19	1.97	46.99	1.39	16.45	1.2	15.8
	2.76	43.2	4.23	43.6	3.34	48.28	3.18	49.35	5	13.19	3	46.58	1.35	10.34	1.49	45.55	3.05	20.46	1.02	10.51
MÉDIA	2.80	42.17	3.72	43.93	3.10	42.75	4.30	35.62	5.36	25.38	4.17	29.58	3.75	14.24	1.78	44.61	2.29	15.36	1.91	23.09
DP	0.28	0.87	0.36	0.88	0.52	8.74	0.95	12.41	1.78	8.64	1.65	10.71	2.79	2.83	0.44	2.01	1.26	5.04	0.96	8.16
VAR	0.08	0.76	0.13	0.77	0.27	76.40	0.90	153.99	3.16	74.68	2.72	#####	7.80	7.98	0.20	4.06	1.59	25.40	0.92	66.55
CV	0.01	0.37	0.01	0.39	0.02	3.74	0.04	4.42	0.10	2.19	0.07	3.17	0.10	0.40	0.01	0.90	0.03	0.77	0.02	1.88

## DESVIOS NO FECHAMENTO – GRUPO MIOPATIA

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	DX		DX														DX		DX	
FECHA/O	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
	3.51	29.83	T0	T0	1.82	30.99	SD	SD	T0	T0	T0	T0	14.38	12.59	T0	T0	T0	T0	2.26	14.85
	3.8	24.82	T0	T0	5.6	16.65	SD	SD	T0	T0	T0	T0	4.93	3.09	1.22	2.33	T0	T0	3.36	12.81
	3	10.47	T0	T0	6.1	27.35	3.3	26.77	T0	T0	8.12	20.26	T0	T0	0.87	25.23	T0	T0	2.02	12.39
	4.41	23.53	T0	T0	3.15	22.97	4.85	38.64	8.72	30.39	6.89	19.59	T0	T0	T0	T0	T0	T0	2.09	10.99
	3.07	23.08	T0	T0	3.06	12.94	0.92	20.22	7.53	31.7	3.95	34.43	5.31	1.39	1.36	11.81	T0	T0	2.02	10.51
	3.09	34.52	T0	T0	3.15	28.77	4.03	28.59	8.57	31.72	7.12	18.83	5.1	1.91	0.8	10.18	1.53	6.61	1.2	8.54
MÉDIA	3.48	24.38	####	#####	3.81	23.28	3.28	28.56	8.27	31.27	6.52	23.28	7.43	4.75	1.06	12.39	1.53	6.61	2.16	11.68
DP	0.55	8.11	####	#####	1.66	7.17	1.69	7.62	0.65	0.76	1.79	7.46	4.64	5.28	0.27	9.51	####	#####	0.70	2.17
VAR	0.30	65.72	####	#####	2.77	51.42	2.87	58.12	0.42	0.58	3.22	55.62	21.49	27.86	0.07	90.43	####	#####	0.48	4.71
CV	0.02	1.98	####	#####	0.06	1.67	0.06	2.18	0.05	0.24	0.12	1.74	0.34	0.25	0.00	1.18	####	#####	0.02	0.25

## DESVIOS NA PROTRUSÃO – GRUPO MIOPATIA

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
PROTRUSÃO	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
	5.54	8.42	0.39	10	2.02	0.63	1.58	11.34	1.98	4.75	0.56	11.83	9.1	7.79	1.12	5.99	2.99	6.74	4.54	2.26
	4.77	8.86	0.38	10.59	2.09	2.24	0.81	11.22	3.12	8.5	1.8	5.37	8.45	8.05	1.85	3.78	3.57	8.3	4.63	6.17
	4.53	9.18	2.1	7.78	1.73	8.58	0.87	10.77	4.02	9.31	0.82	5.64	7.52	4.68	2.45	4.97	2.74	6.71	3.14	5.99
	5.3	8.06	2.45	5.83	2.74	6.84	1.68	10.59	2.58	6.4	3.27	7	8.43	7.24	2.73	5.38	2.14	7.33	1.85	4.61
	4.44	8.89	3.02	5.64	1.62	1.25	1.81	6.3	2.36	9.83	4.22	8.38	4.13	5.14	2.13	5.26	2.53	7.73	2.33	6.05
	5.17	8.13	2.45	6.42	2.23	8.29	1.34	7.2	2.73	6.8	2.43	9.07	1.44	4.63	2.07	5.63	2.65	6.27	2.43	6.07
MÉDIA	4.96	8.59	1.80	7.71	2.07	4.64	1.35	9.57	2.80	7.60	2.18	7.88	6.51	6.26	2.06	5.17	2.77	7.18	3.15	5.19
DP	0.44	0.45	1.13	2.15	0.40	3.66	0.42	2.22	0.71	1.94	1.42	2.42	3.05	1.61	0.55	0.76	0.48	0.75	1.18	1.55
VAR	0.20	0.21	1.29	4.61	0.16	13.40	0.18	4.93	0.50	3.78	2.01	5.87	9.31	2.58	0.31	0.58	0.23	0.56	1.40	2.41
CV	0.02	0.04	0.02	0.17	0.01	0.17	0.01	0.21	0.02	0.15	0.03	0.19	0.20	0.10	0.01	0.04	0.01	0.05	0.04	0.08

## DESVIOS NA ABERTURA – GRUPO ARTROPATIA

ABERTURA	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	3.06	47.13	2.41	52.59	7.61	27.96	3.5	37.86	2.1	51.47	4.74	31.91	1.72	32.69	6.27	29.76	2.22	23.5	3.37	36.08
2	3.55	51.18	3.04	50.91	4.63	32.42	1.9	39.84	2.67	51.58	4.9	32.02	3.08	44.48	1.73	36.36	3.43	21.93	3.62	34.91
3	3.17	52.77	1.57	52.26	5.99	28.12	2.59	41.27	2.93	51.89	5.16	33.73	2.82	41.9	4.27	29.67	3.41	22.1	2.84	33.61
4	2.21	57.19	2.18	51.64	3.92	26.66	3.74	42.42	3.08	51.61	6.77	33.38	3.4	32.97	1.92	37.77	2.65	20.88	2.19	27.82
5	3.36	37.83	1.84	48.89	4.89	28.23	3.95	40.32	1.98	51.74	5.23	35.17	2.49	36.69	2.42	40.29	3.6	20.44	2.22	32.86
6	3.68	36.63	1.44	52.09	4.47	49.91	4.22	37.88	2.74	52.81	5.28	34.98	3.28	40.54	4.01	31.04	3.05	21.79	2.22	34.14
MÉDIA	3.17	47.12	2.08	51.40	5.25	32.22	3.32	39.93	2.58	51.85	5.35	33.53	2.80	38.21	3.44	34.15	3.06	21.77	2.82	29.59
DP	0.52	8.32	0.59	1.36	1.34	8.89	0.89	1.82	0.45	0.49	0.73	1.40	0.62	4.87	1.75	4.58	0.53	1.07	0.64	2.87
VAR	0.27	69.23	0.35	1.85	1.80	78.95	0.79	3.33	0.20	0.24	0.53	1.95	0.39	23.72	3.06	20.94	0.28	1.14	0.40	8.26
CV	0.02	3.92	0.01	0.70	0.07	2.86	0.03	0.73	0.01	0.26	0.04	0.47	0.02	1.86	0.06	1.56	0.02	0.23	0.02	0.02

## DESVIOS NO FECHAMENTO – GRUPO ARTROPATIA

FECHA/O	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	DX	DX																		
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
1	T0	T0	3.46	17.95	3.7	31.38	3.4	35.61	1.12	22.75	2.93	7.31	12.18	8.01	2.62	34.87	3.12	12.33	4.47	20.71
2	T0	T0	1.64	2.85	1.79	35.06	2.3	27.3	1.76	11.41	2.42	8.13	12.96	8.49	2.37	34.75	5.65	17.51	3.54	19.13
3	T0	T0	3.26	17	4.12	26.53	1.47	14.73	0.96	11.77	2.36	14.86	13.11	8.84	2.65	36.05	4.37	16.06	3.2	19.34
4	T0	T0	2.2	11.54	4.16	15.23	5.23	32.71	2.3	11.36	4.95	10.91	15.05	8.9	2.53	35.83	1.84	20.87	2.72	17.38
5	T0	T0	0.46	15.87	2.76	32.53	1.18	40.51	1.74	22.95	3.6	10.59	13.57	8.63	3.19	34.63	5.26	18.31	2.7	12.24
6	T0	T0	4.27	19.87	4.46	31.79	1.49	36.75	1.23	22.13	4.07	5.75	11.79	10.66	2.59	34.88	1.07	19.79	2.48	16.2
MÉDIA	#####	#####	2.55	14.18	3.50	28.75	2.51	31.27	1.52	17.06	3.39	9.59	13.11	8.92	2.66	35.17	3.55	17.48	3.19	17.50
DP	#####	#####	1.39	6.21	1.03	7.18	1.56	9.23	0.50	6.09	1.02	3.24	1.15	0.91	0.28	0.61	1.86	3.04	0.74	3.02
VAR	#####	#####	1.92	38.55	1.05	51.60	2.43	85.13	0.25	37.03	1.03	10.52	1.32	0.83	0.08	0.37	3.45	9.21	0.55	9.14
CV	#####	#####	0.04	0.88	0.04	2.07	0.04	2.89	0.01	1.04	0.03	0.31	0.15	0.08	0.01	0.21	0.07	0.53	0.02	0.53

## DESVIOS NA PROTRUSÃO – GRUPO ARTROPATIA

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10	
	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z	X	Z
1	0.96	7.1	2.8	6.45	1.27	12.71	2.24	3.44	1.51	7.42	1.71	5.05	2.09	4.14	1.3	2.35	1.85	1.95	2.2	4.45
2	1.34	5.46	2.52	6.03	0.86	12.25	1.69	8.93	1.59	7.81	0.86	6.66	1.12	4.24	1.45	1.1	2.35	3.88	2.5	4.65
3	1.07	4.92	3.87	6.76	1.06	12.13	2.01	3.03	2.08	8.5	3.71	5.27	1.52	3.74	1.38	4.24	1.75	3.9	1.69	5.29
4	1.13	6.12	3.72	7.53	1.16	11.46	1.3	3.3	2.2	8.1	1.29	6	1.31	3.32	1.25	4.11	1.67	4.99	1.94	4.58
5	1.89	6.57	3.23	7.58	0.97	12.58	2.19	6.8	1.44	8.57	1.58	2.69	1.41	4.51	1.6	5.84	1.05	4.08	1.84	4.79
6	1.18	6.82	3.54	6.71	1.11	11.39	1.46	9.67	1.49	8.43	0.38	5.73	2.23	4.11	1.36	6.74			1.82	4.32
MÉDIA	1.26	6.17	3.28	6.84	1.07	12.09	1.82	5.86	1.72	8.14	1.59	5.23	1.61	4.01	1.39	4.06	1.73	3.76	2.00	4.68
DP	0.33	0.84	0.53	0.61	0.14	0.55	0.39	3.01	0.33	0.45	1.15	1.37	0.45	0.42	0.12	2.10	0.47	1.11	0.30	0.34
VAR	0.11	0.70	0.28	0.37	0.02	0.31	0.15	9.05	0.11	0.21	1.32	1.87	0.20	0.18	0.02	4.41	0.22	1.23	0.09	0.12
CV	0.00	0.05	0.02	0.04	0.00	0.07	0.01	0.18	0.01	0.04	0.02	0.07	0.01	0.02	0.00	0.09	0.01	0.04	0.01	0.02

## Tempos, velocidades e acelerações médias do grupo controle

	A	F	LE-IDA	LE-VOLTA	LD-IDA	LD-VOLTA	PROT	RET
1	1.32	1.49	1.29	1.35	1.25	0.46	1.04	1.50
2	0.33	0.25	0.34	0.33	0.30	0.32	0.35	0.36
3	0.34	0.26	0.37	0.33	0.37	0.33	0.31	0.28
4	2.59	2.41	2.00	2.00	1.29	1.72	1.63	1.55
5	0.27	0.27	0.31	0.29	0.40	0.31	0.27	0.28
6	1.45	1.40						
7	0.27	0.36	0.37	0.33	0.40	0.35	0.43	0.48
8	0.26	0.38	0.22	0.27	0.25	0.32	0.21	0.22
9	0.32	0.30	0.36	0.30	0.41	0.45	0.36	0.33
10	0.43	0.45	0.45	0.51	0.54	0.48	0.53	0.54
11	1.06	0.48	0.34	0.39	0.30	0.51	0.32	0.49
12	0.35	0.38	0.24	0.39	0.35	0.35	0.35	0.35
13	0.49	0.46	0.61	0.49	0.53	0.41	0.63	0.47
14	0.46	0.46	0.44	0.49	0.42	0.39	0.39	0.36
15	0.27	0.36	0.26	0.31	0.31	0.28	0.28	0.32
16	0.45	0.42	1.24	0.86	1.27	0.92	1.19	1.06
17	0.51	0.60	0.35	0.43	0.39	0.45	0.35	0.39
18	0.33	0.29	0.42	0.52	0.48	0.38	0.42	0.53
19	1.41	1.59	0.35	0.30	0.39	0.31	0.38	0.33
20	0.33	0.29	1.44	1.26	1.54	1.30	1.38	1.53
MÉDIA DOS TEMPOS	0.66	0.64	0.60	0.59	0.59	0.53	0.57	0.60
EXTENSÃO	50.70	50.70	10.65	10.65	10.00	10.00	8.45	8.45
VELOCIDADE mm/s	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13
VARIÂNCIA	0.37	0.35	0.25	0.21	0.16	0.14	0.17	0.20
DP	0.60	0.59	0.50	0.46	0.41	0.38	0.42	0.45
ACELERAÇÃO MÉDIA mm/s <sup>2</sup>	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64

## Tempos, velocidades e acelerações médias do grupo miopatia

	A	F	LE-IDA	LE-VOLTA	LD-IDA	LD-VOLTA	PROT	RET
1	2.24	1.82	2.84	1.83	2.84	1.83	1.92	2.06
2	1.06	1.49	1.07	0.93	1.07	0.93	1.03	0.83
3	1.61	1.37	1.33	1.48	1.33	1.48	1.40	1.32
4	1.21	0.95	0.72	1.53	0.72	1.53	0.94	1.17
5	1.86	1.41	1.60	1.42	1.60	1.42	1.64	1.26
6	1.67	1.44	1.28	1.48	1.28	1.48	1.33	1.24
7	2.27	2.37	2.40	1.89	2.40	1.89	2.42	2.38
8	1.85	1.83	2.16	1.62	2.16	1.62	1.76	1.73
9	0.95	0.92	0.71	1.07	0.71	1.07	1.24	0.79
10	1.49	1.43	1.49	1.43	1.49	1.43	0.32	1.17
MÉDIAS DOS TEMPOS	1.62	1.50	1.56	1.47	1.56	1.47	1.40	1.39
EXTENSÃO DO MOVIMENTO	49.00	49	12.20	12.20	12.70	12.70	9.20	9.20
VELOCIDADE mm/s	30.25	32.64	7.82	8.32	8.14	8.66	6.58	6.61
VARIÂNCIA	0.21	0.18	0.50	0.09	0.50	0.09	0.34	0.26
DP	0.46	0.43	0.71	0.30	0.71	0.30	0.58	0.51
ACELERAÇÃO MÉDIA mm/s <sup>2</sup>	18.67	21.74	5.01	5.68	5.21	5.91	4.71	4.75

## Tempos, velocidades e acelerações médias do grupo artropatia

	A	F	LE-IDA	LE-VOLTA	LD-IDA	LD-VOLTA	PROT	RET
1	1.33	1.44	1.12	1.12	2.84	1.83	1.31	0.77
2	1.08	1.30	1.40	0.88	1.07	0.93	1.52	1.18
3	1.29	1.36	1.34	0.91	1.33	1.48	1.95	1.91
4	1.34	2.89	1.79	1.49	0.72	1.53	1.69	1.14
5	1.35	0.91	1.59	0.99	1.60	1.42	1.24	1.04
6	0.89	0.92	1.20	1.04	1.28	1.48	0.55	0.30
7	2.08	1.17	1.36	1.50	2.40	1.89	0.97	1.07
8	1.90	1.42	0.63	2.03	2.16	1.62	1.21	1.27
9	2.57	1.92	1.93	2.24	0.71	1.07	1.46	1.39
10	1.36	1.52	1.11	1.99	1.49	1.43	1.30	1.27
MÉDIA DOS TEMPOS	1.52	1.48	1.35	1.42	1.56	1.47	1.32	1.13
EXTENSÃO DO MOVIMENTO	44.7	44.7	11.3	11.3	11.3	11.3	8.2	8.2
VELOCIDADE MÉDIA mm/s	29.46	30.12	8.39	7.97	7.24	7.71	6.21	7.24
VARIÂNCIA	0.26	0.33	0.14	0.26	0.50	0.09	0.15	0.17
DP	0.51	0.57	0.37	0.51	0.71	0.30	0.38	0.41
ACELERAÇÃO MÉDIA mm/s <sup>2</sup>	19.42	20.29	6.23	5.62	4.64	5.26	4.71	6.39

## Proporções das velocidades médias entre grupo controle x miopia e controle x artropatia

VEL. MÉDIA mm/s	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R
CONTROLE	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13
MIOPATIA	30.25	32.64	7.82	8.32	8.14	8.66	6.58	6.61
PROPORÇÃO	2.54	2.41	2.27	2.18	2.09	2.19	2.26	2.14
CONTROLE	76.71	78.71	17.77	18.18	17.02	18.96	14.87	14.13
ARTROPATIA	29.46	30.12	8.39	7.97	7.24	7.71	6.21	7.24
PROPORÇÃO	2.60	2.61	2.12	2.28	2.35	2.46	2.39	1.95

## Proporções das acelerações médias entre grupo controle x miopia e controle x artropatia

ACEL. MÉDIA mm/s <sup>2</sup>	A	F	LE IDA	LE VOLTA	LD IDA	LD VOLTA	P	R
CONTROLE	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64
MIOPATIA	18.67	21.74	5.01	5.68	5.21	5.91	4.71	4.75
PROPORÇÃO	6.22	5.62	5.92	5.47	5.56	6.08	5.56	4.98
CONTROLE	116.07	122.18	29.66	31.04	28.98	35.93	26.17	23.64
ARTROPATIA	19.42	20.29	6.23	5.62	4.64	5.26	4.71	6.39
PROPORÇÃO	5.98	6.02	4.76	5.52	6.25	6.83	5.56	3.70

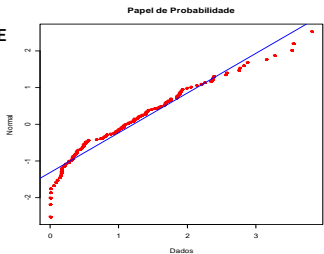
ANEXO II - TESTES DE NORMALIDADE

Kolmorogov- Smirnoff

Grupo Controle

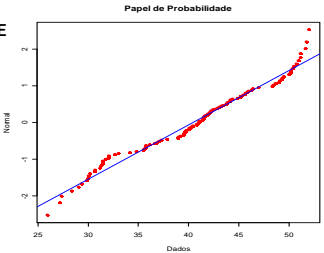
TESTES DE NORMALIDADE  
**AFX Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.10134  
P-valor 0.00412



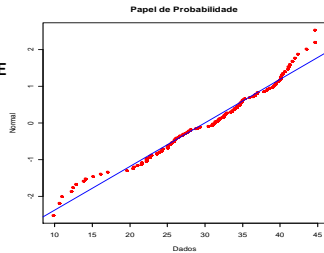
TESTES DE NORMALIDADE  
**AFY Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.08705  
P-valor 0.02606



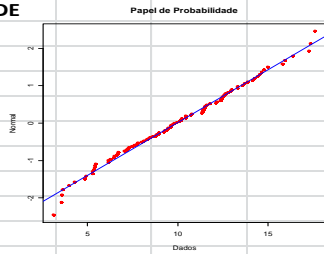
TESTES DE NORMALIDADE  
**AFZ Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.08014  
P-valor 0.05607



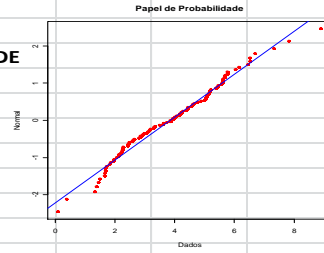
TESTES DE NORMALIDADE  
**LEX Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.05728  
P-valor 0.58026



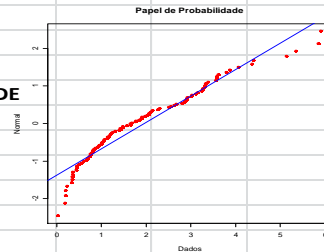
TESTES DE NORMALIDADE  
**LEY Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.06935  
P-valor 0.27869



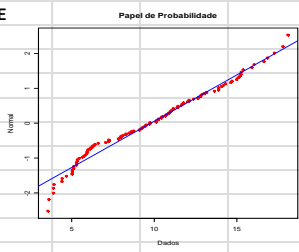
TESTES DE NORMALIDADE  
**LEZ Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística: 0.10736  
P-valor 0.00638



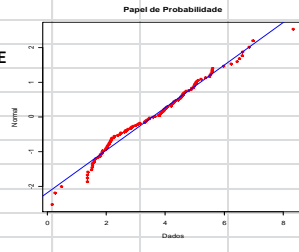
TESTES DE NORMALIDADE  
**LDX Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística 0.093929  
P-valor 0.011206



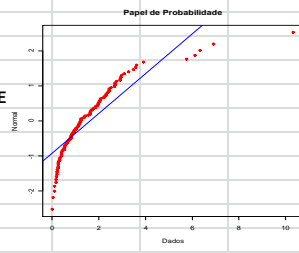
TESTES DE NORMALIDADE  
**LDY Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística 0.081789  
P-valor 0.047063



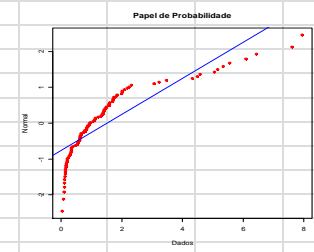
TESTES DE NORMALIDADE  
**LDZ Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística 0.143873  
P-valor 2.11E-06



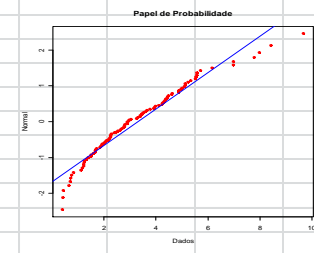
TESTES DE NORMALIDADE  
**PX Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística 0.215226371  
P-valor 2.1665E-12



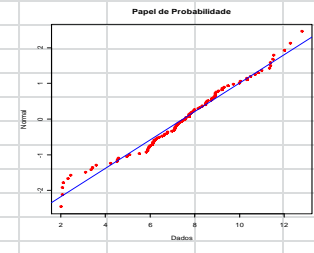
TESTES DE NORMALIDADE  
**PY Controle**  
DADOS DO PROCESSO

Estatística 0.089312387  
P-valor 0.047621871

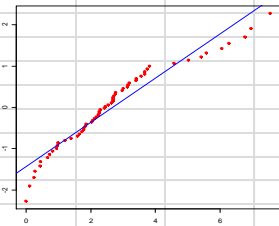
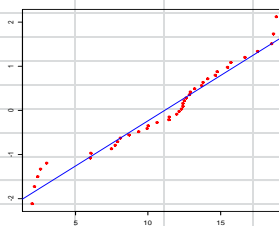
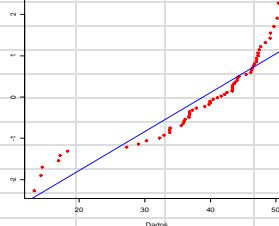
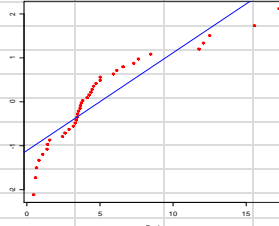
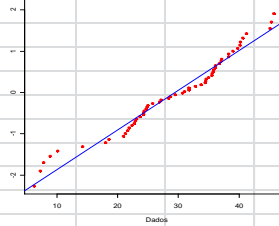
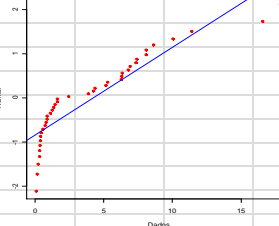
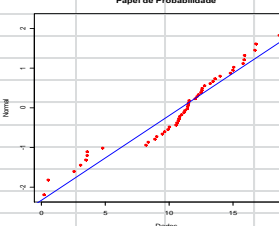
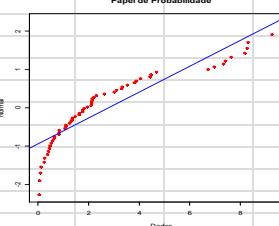
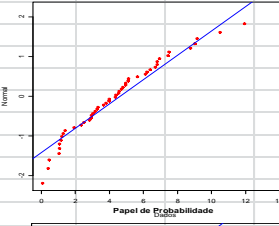
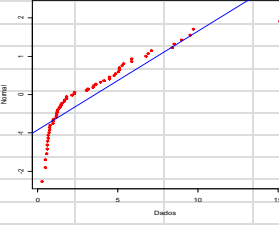
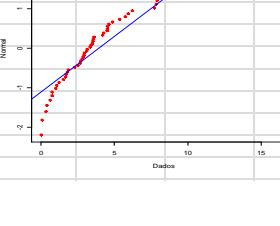
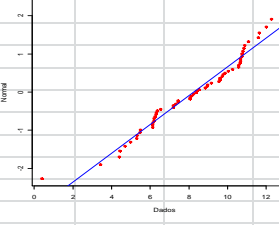


TESTES DE NORMALIDADE  
**PZ Controle**  
DADOS DO PROCESSO

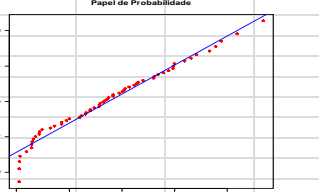

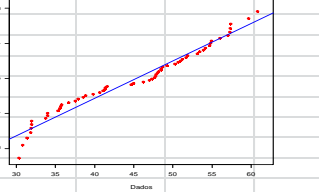
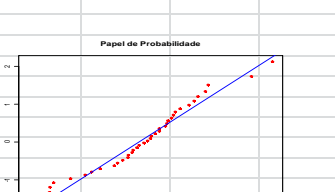
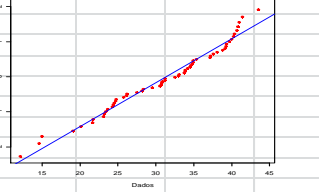
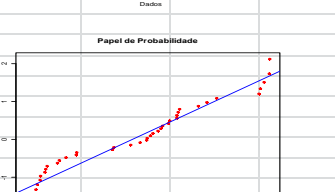
Estatística 0.082162903  
P-valor 0.092736225

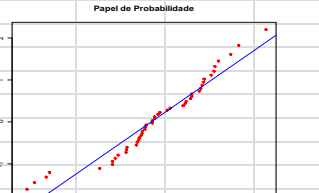
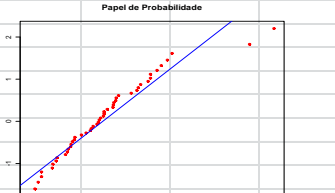
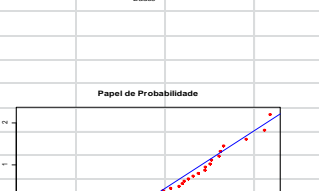
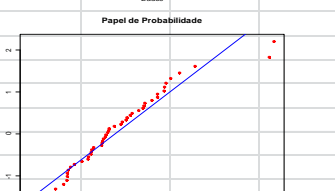
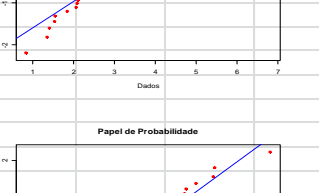
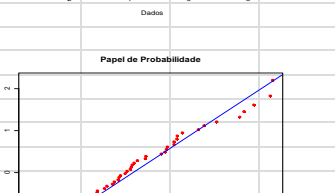


## Grupo Miopatia

<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>AFX Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LEX Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>AFY Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LEY Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>AFZ Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LEZ Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LDX Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>PX Mioaptia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LDY Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>PY Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LDZ Mioaptia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 	<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>PZ Miopatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>	<p>Papel de Probabilidade</p> 

## Grupo Artropatia

<b>TESTES DE NORMALIDADE</b>  <b>DADOS DO PROCESSO</b> <b>AFX Artropatia</b> Estatística 0.076041 P-valor 0.526412		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b>  <b>DADOS DO PROCESSO</b> <b>LEX Artropatia</b> Estatística 0.084483 P-valor 0.670303	
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>AFY Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.109861 P-valor 0.068975		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LEY Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.099164 P-valor 0.413173	
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>AFZ Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.091009 P-valor 0.249147		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LEZ Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.139605 P-valor 0.047963	

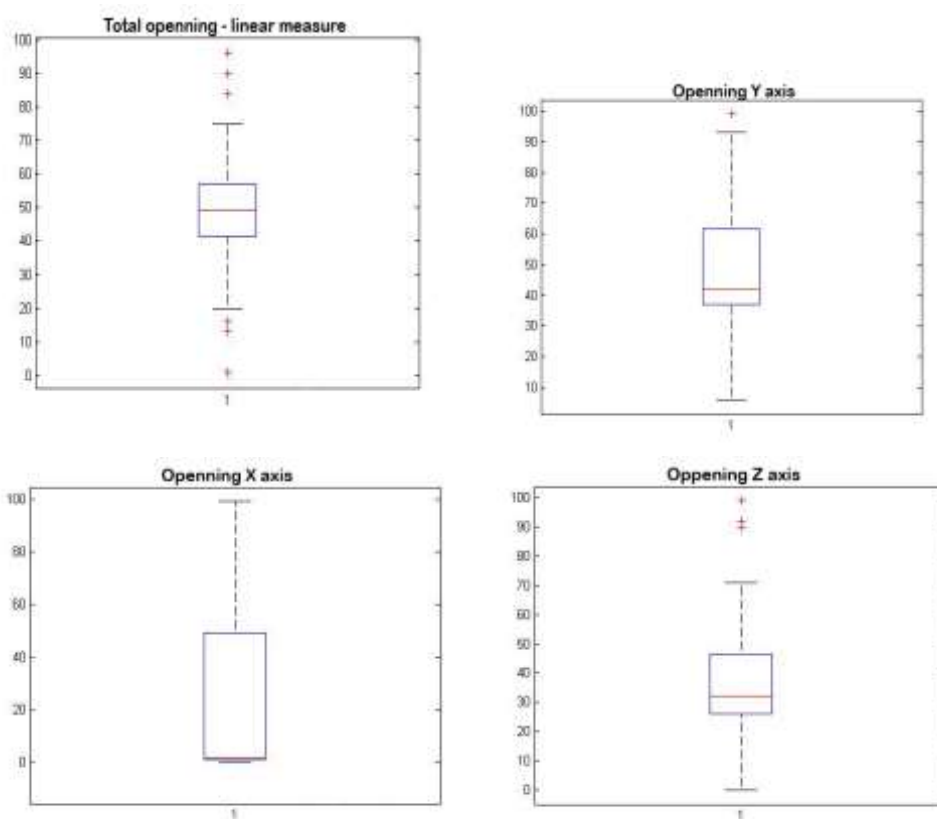
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b>  <b>DADOS DO PROCESSO</b> <b>LDX Artropatia</b> Estatística 0.119375 P-valor 0.0723		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b>  <b>DADOS DO PROCESSO</b> <b>PX Artropatia</b> Estatística 0.113951 P-valor 0.107672	
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LDY Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.126269 P-valor 0.044885		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b>  <b>DADOS DO PROCESSO</b> <b>PY Artropatia</b> Estatística 0.105502 P-valor 0.177728	
<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>LDZ Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.07752 P-valor 0.637332		<b>TESTES DE NORMALIDADE</b> <b>PZ Artropatia</b> <b>DADOS DO PROCESSO</b>  Estatística 0.093638 P-valor 0.334617	



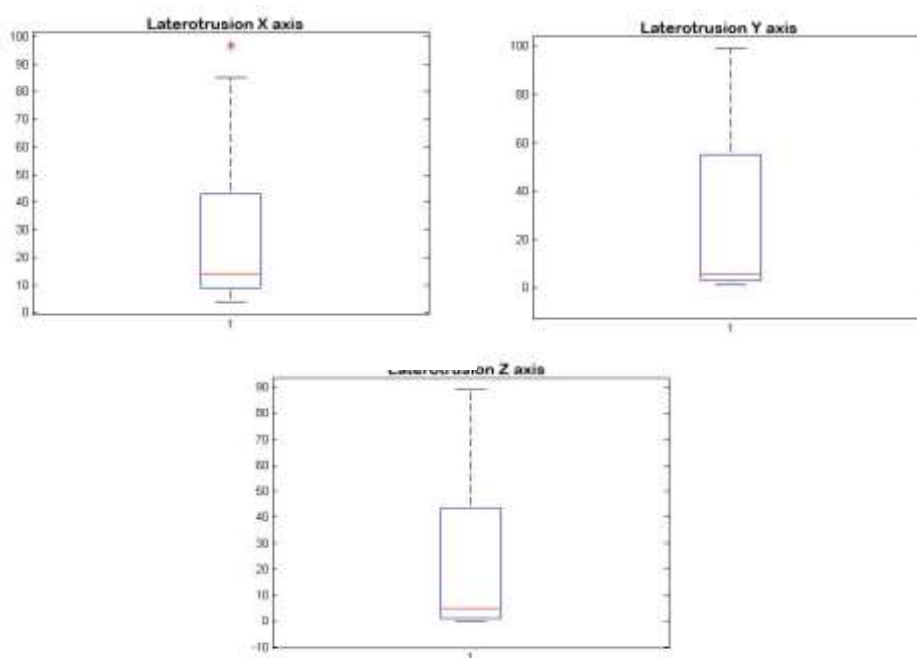
## ANEXO III - GRÁFICOS

### Gráficos Box e Whisker

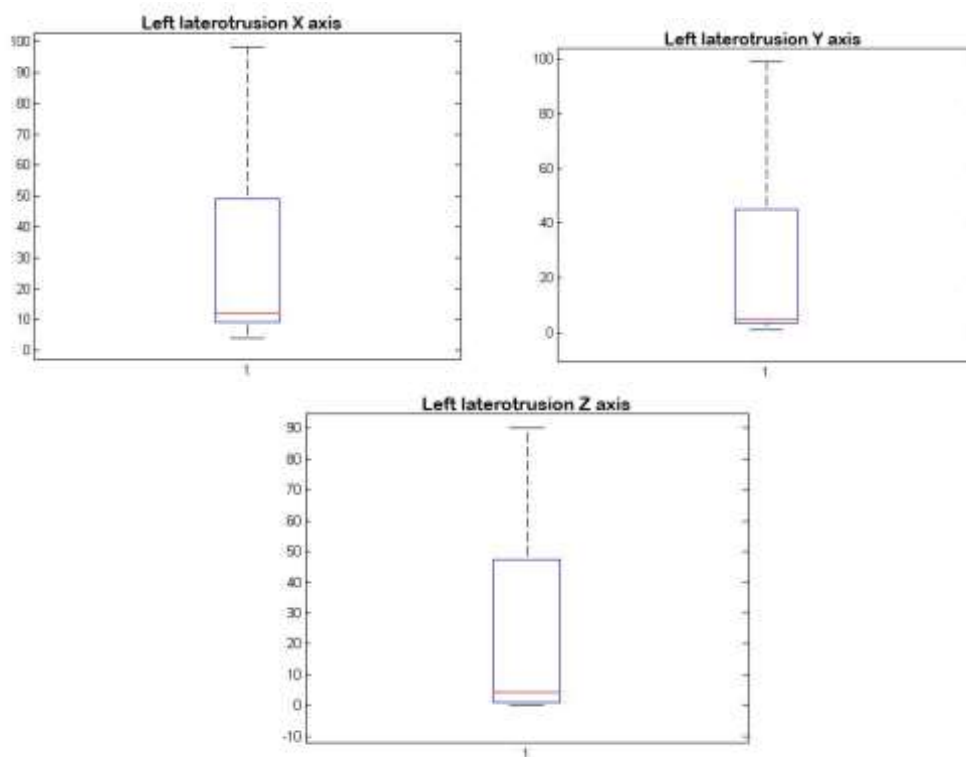
#### Abertura e fechamento



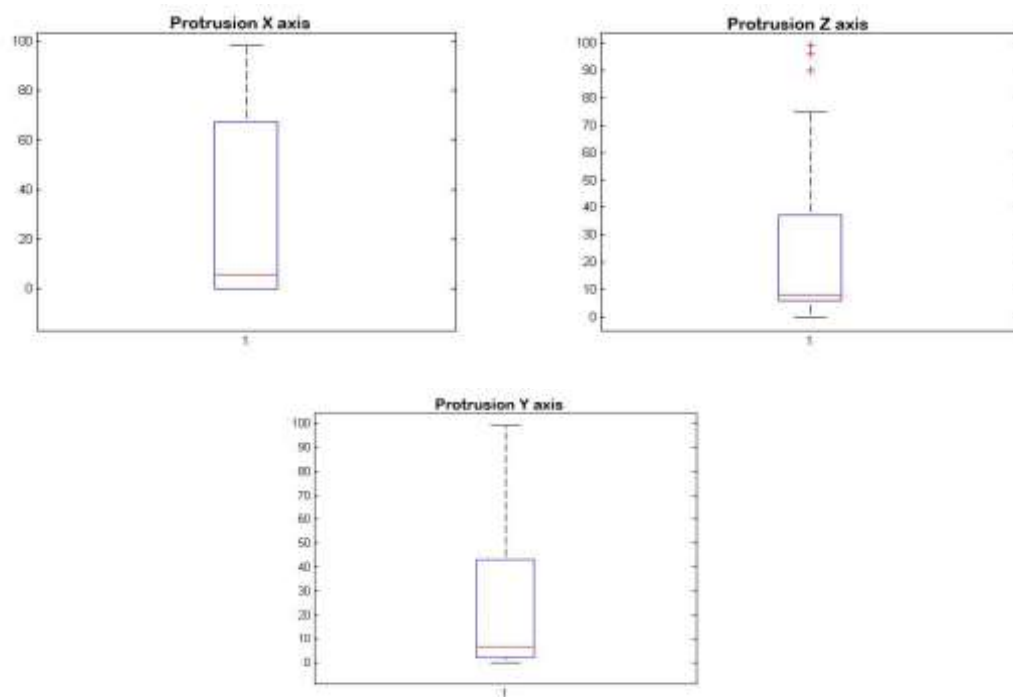
#### Laterotrusão Direita



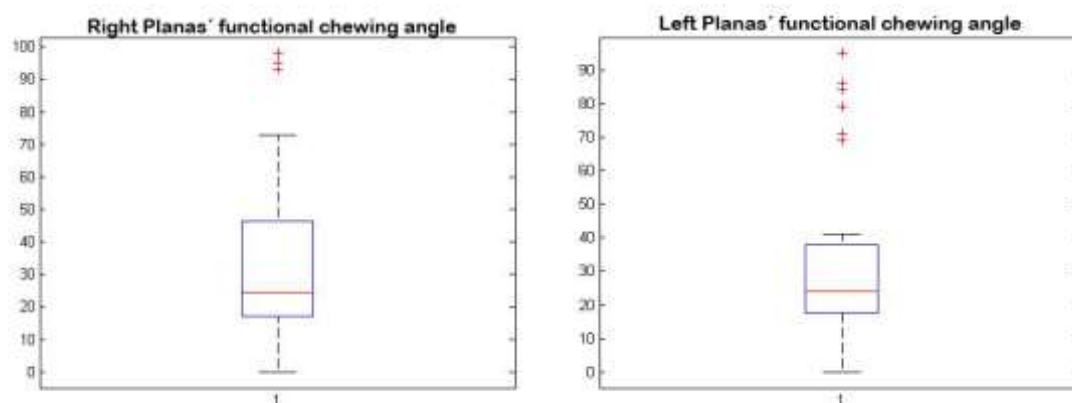
## Laterotrusão Esquerda



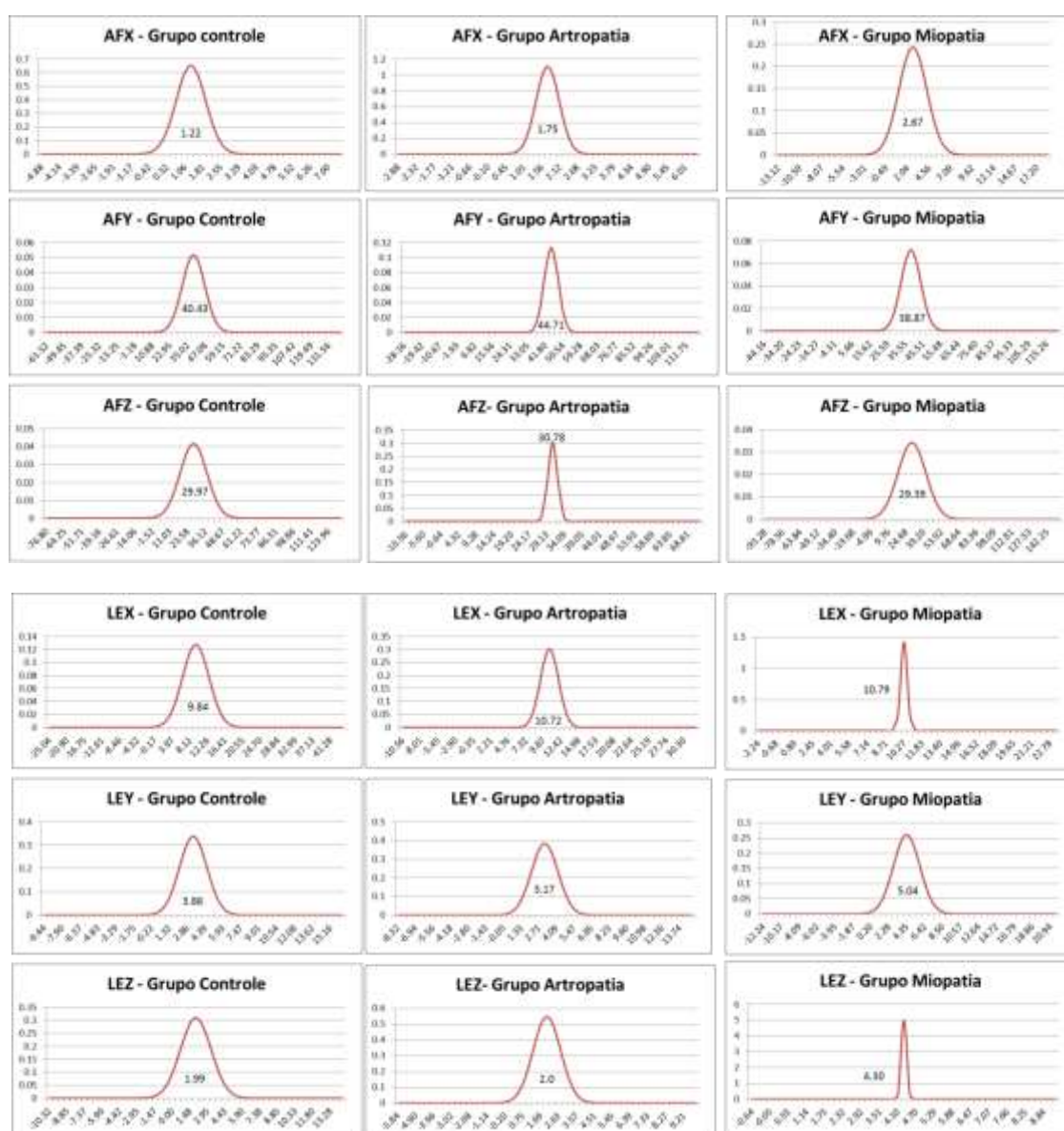
## Protrusão

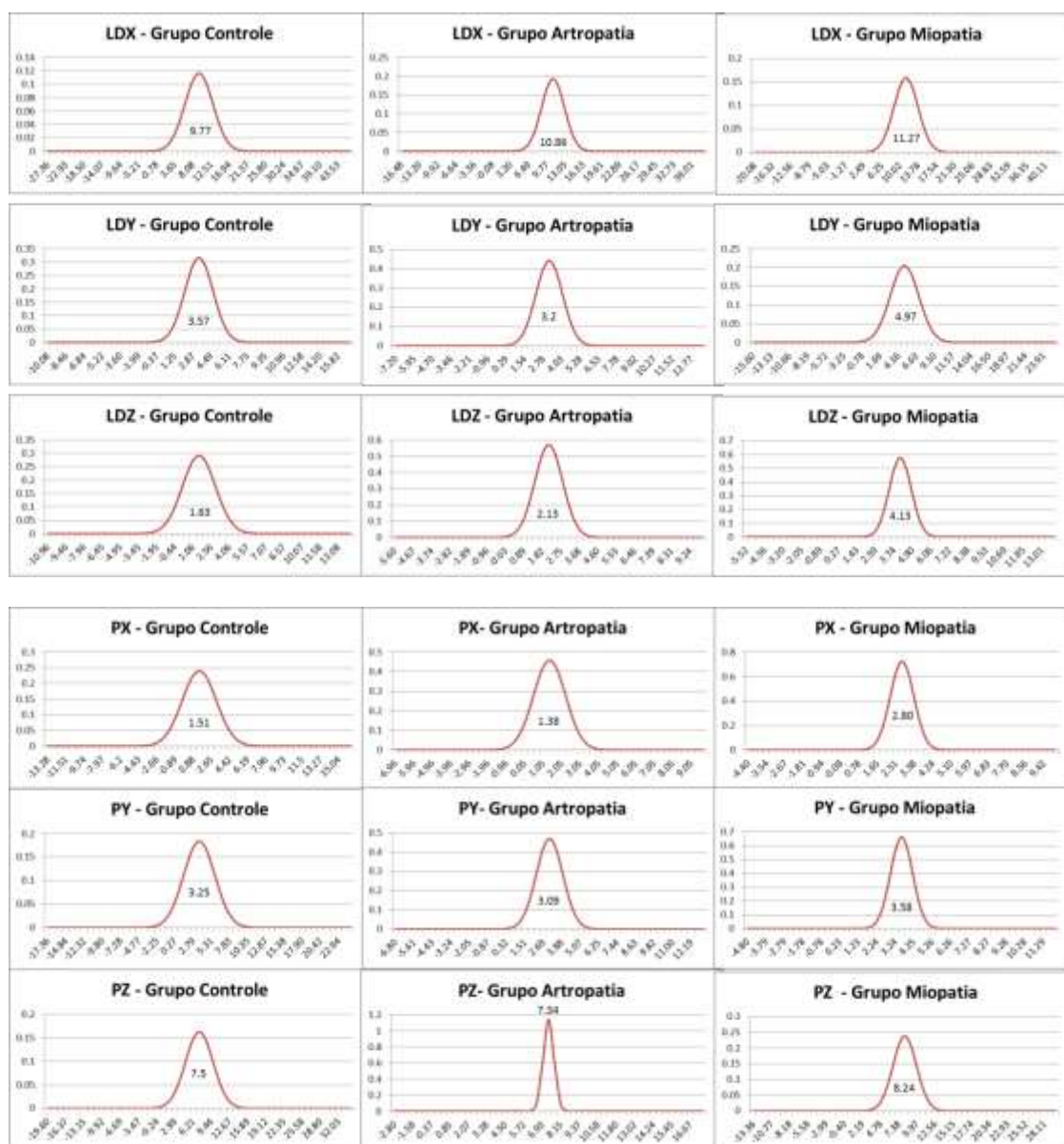


## Ângulo Funcional Mastigatório de Planas

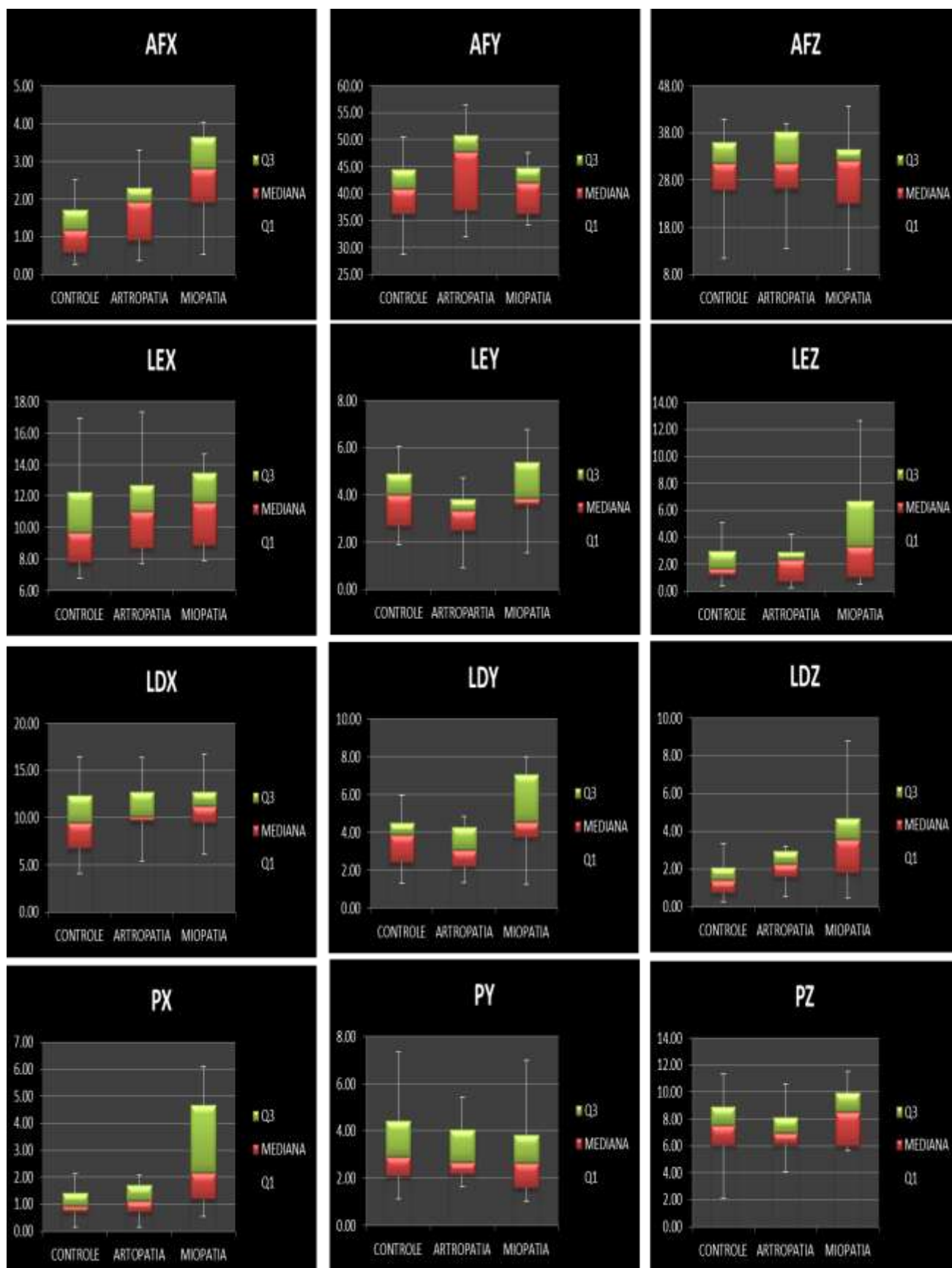


## Histogramas dos dados lineares de cada movimento em cada plano

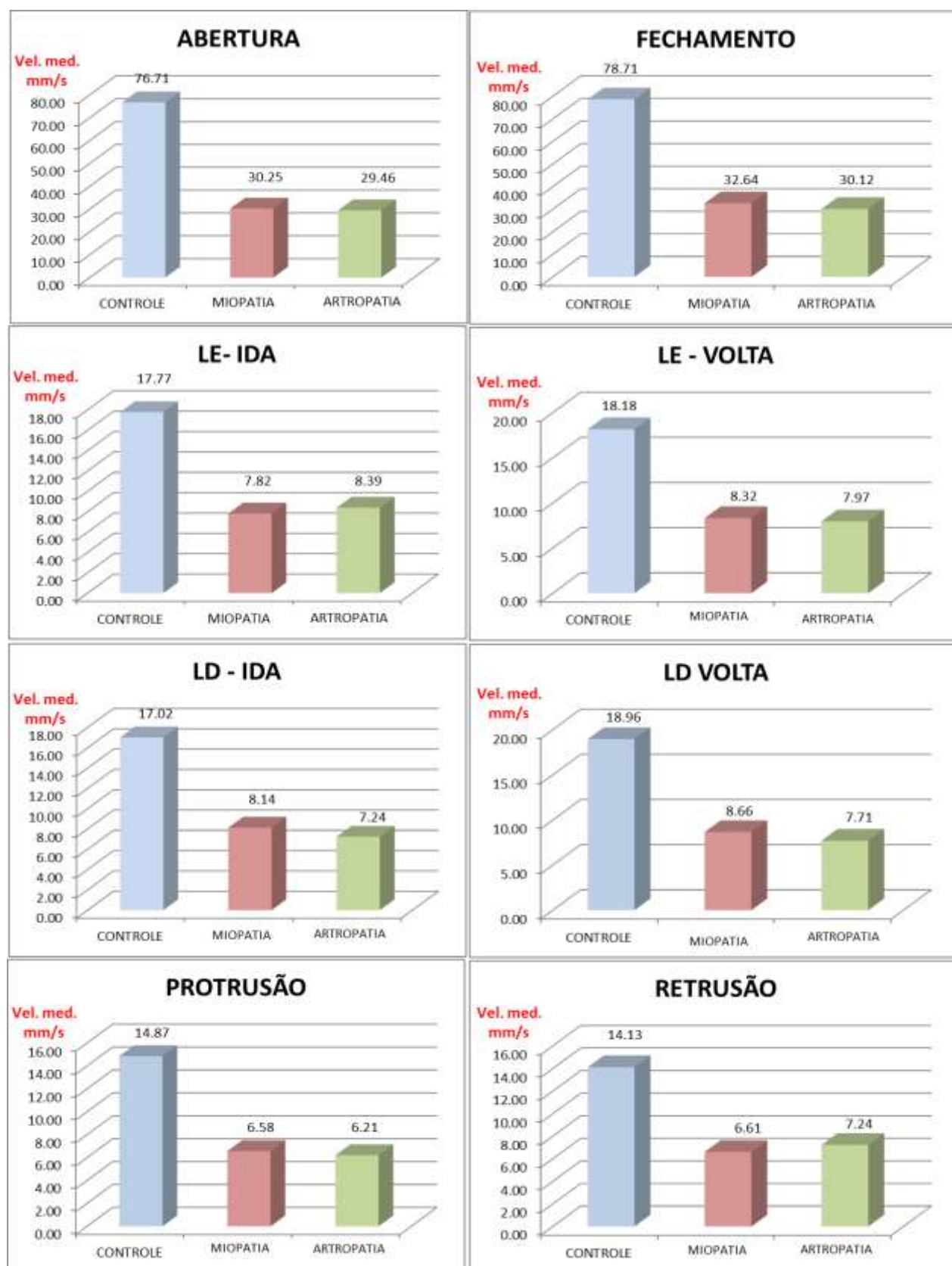




## Gráficos Box Plot – Comparativos entre os três grupos na extensão dos movimentos

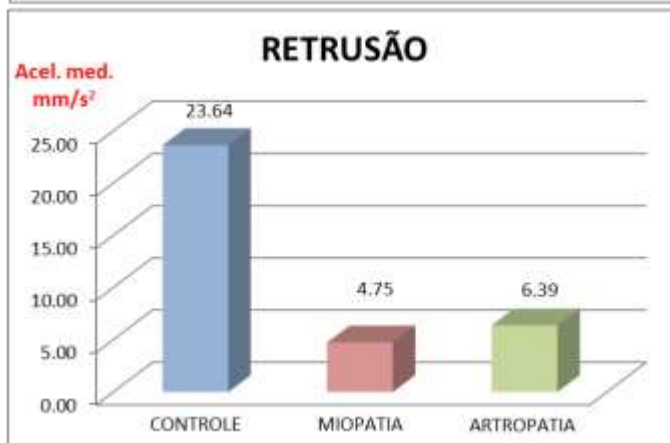
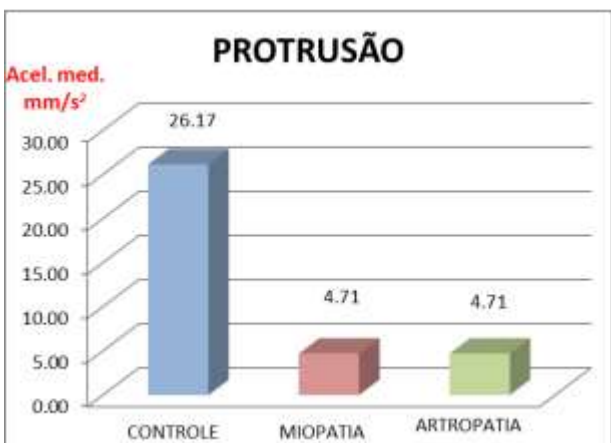
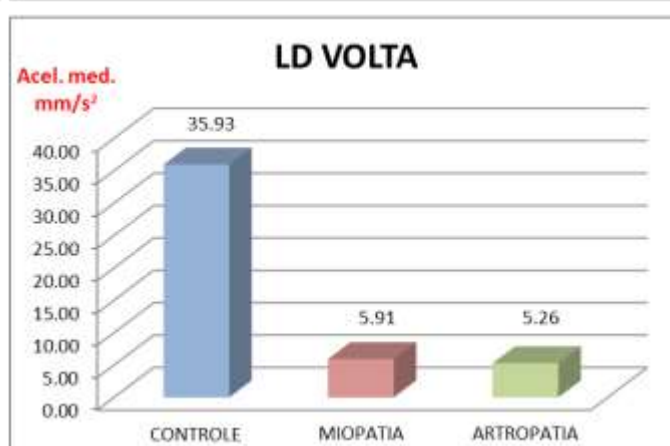
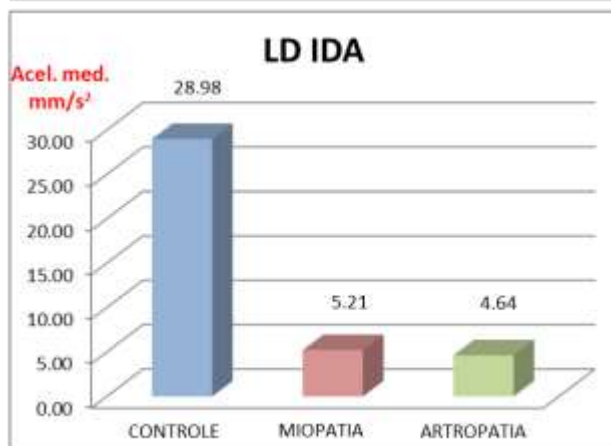
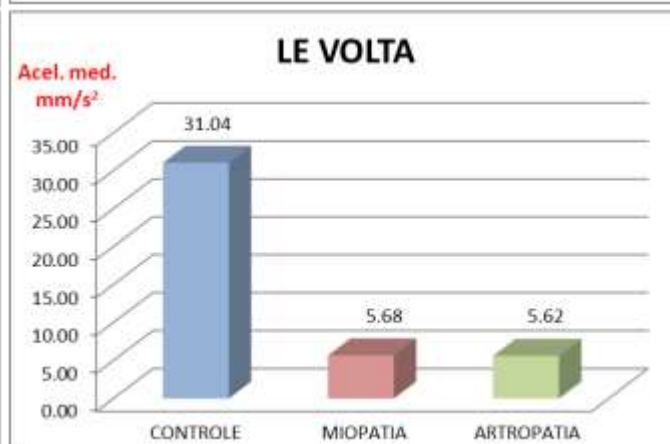
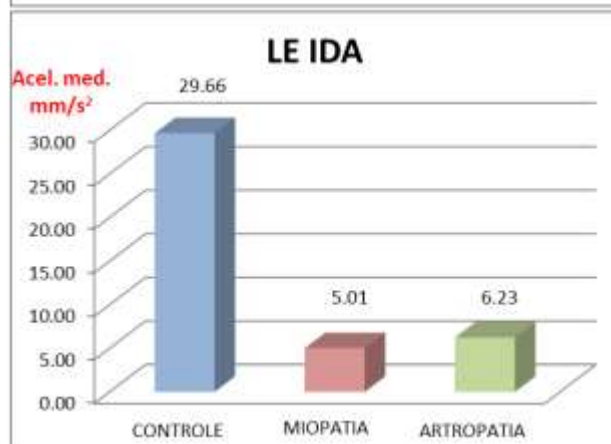
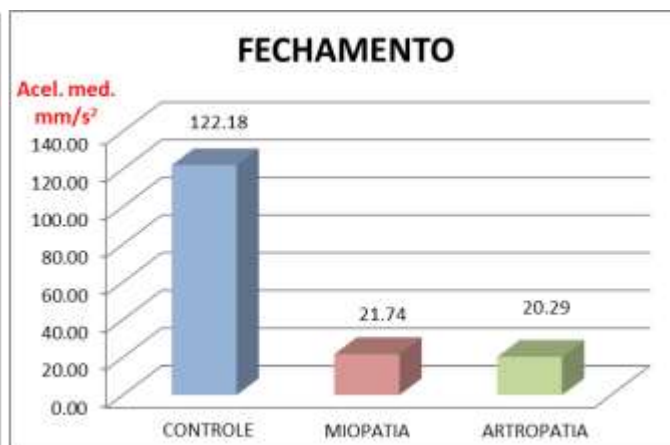
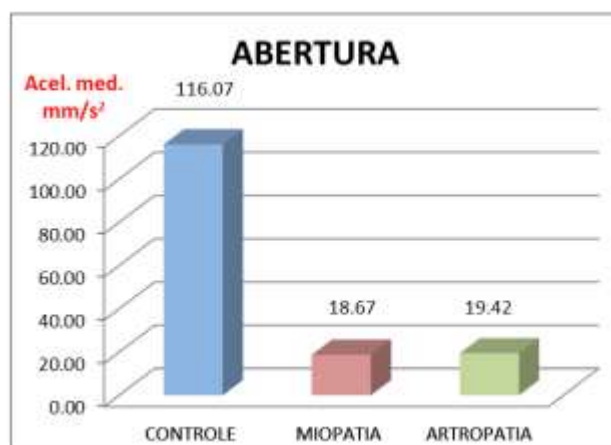


# GRAFICOS DE BARRAS COMPARATIVOS DAS VELOCIDADES ENTRE OS TRÊS GRUPOS





## GRÁFICOS DE BARRA COMPARATIVOS DA ACELERAÇÃO ENTRE OS TRÊS GRUPOS



## **ANEXO IV – TERMO DE CONSENTIMENTO**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado para participar da pesquisa “**ANÁLISE DOS MOVIMENTOS MANDIBULARES EM TRÊS DIMENSÕES UTILIZANDO UM SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO DE IMAGENS**”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Douglas Peres Bellomo Jr., Adriano Alves Pereira, Adriano de Oliveira Andrade, Gabriela Rosa Gonçalves, Marlete Ribeiro da Silva. Nesta pesquisa estamos buscando entender melhor os movimentos humanos. Este formulário está lhe sendo apresentado pelo pesquisador Douglas Peres Bellomo Jr. e na sua participação você deverá usar marcadores plásticos esféricos reflexíveis a luz, cujas coordenadas espaciais X, Y e Z serão registradas pelas câmeras de infravermelho. As câmeras não registrarão nenhum vídeo propriamente dito. Portanto, não ficará registrado qualquer tipo de imagem do rosto do seu rosto. Você será filmado enquanto se movimenta e os registros coletados serão analisados por um programa de computador que gerará números que descrevem a sua movimentação.

Em nenhum momento você será identificado. Os resultados das gravações da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum ônus e ganho financeiro por participar na pesquisa.

Para este experimento não são previstos nenhum tipo de risco e nem benefício direto.

O senhor é livre para parar de participar a qualquer momento sem nenhum prejuízo para o senhor. Uma copia deste termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com o senhor (a).

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, o senhor poderá entrar em contato com:

Douglas Peres Bellomo Jr – Rua Rodrigues da Cunha 33 (34-3235-0626)

Daniel Antônio Furtado - R. João Naves de Ávila, 2121, sala 1E08. (34-3239-4771)

Gabriela Rosa Gonçalves - R. Pará, 1720, Umuarama, sala 2B-111. (34-3232-9286)

Marlete Ribeiro da Silva - R. Pará, 1720, Umuarama, sala 2B-111. (34-3232-9286)

Germana de Villa Camargos - R. Pará, 1720, Umuarama, sala 2B-111. (34-3232-9286)

Adriano Alves Pereira – R. João Naves de Ávila, 2121, sala 1E08. (34-3239-4711)

Adriano Oliveira Andrade – R. João Naves de Ávila, 2121, sala 1E09. (34-3239-4771)

Alcimar Barbosa Soares – R. João Naves de Ávila, 2121, sala 1E09. (34-3239-4771)

Ou ainda ao comitê de ética da Universidade Federal e Uberlândia (CEP): 34-3239-4531

Uberlândia, ..... de ..... de 20.....

---

**Participante da pesquisa**

**CPF:**