

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2013

LUIS HENRIQUE CHIMENDES

DESENVOLVIMENTO DE UM GNATODINAMÔMETRO DIGITAL PARA
ESTUDO E ANÁLISE DA FORÇA DOS MÚSCULOS DA MASTIGAÇÃO

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia
do Campus de Guaratinguetá, Universidade
Estadual Paulista, para a obtenção do título
de Doutor em Engenharia Mecânica na área
de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão

Guaratinguetá
2013

LUÍS HENRIQUE CHIMENDES

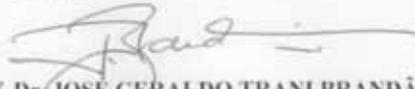
ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

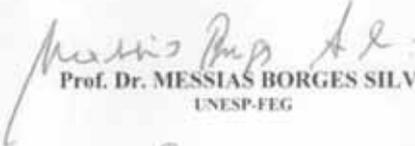
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Edson Cöchier Botelho
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Orientador / UNESP-FEG


Prof. Dr. MARCELO SAMPAIO MARTINS
UNESP-FEG


Prof. Dr. MESSIAS BORGES SILVA
UNESP-FEG


Prof. Dr. MARTA SOLANGE RAMPANI
ICTSIC/UNESP


Prof. Dr. CRISTINA DE CARVALHO ARES ELISEI
FATEC/Pindamonhangaba

Julho de 2013

DADOS CURRICULARES

LUÍS HENRIQUE CHIMENDES

NASCIMENTO	20.08.1970 – BRASÍLIA / DF
FILIAÇÃO	Wanderley das Virgens Chimendes Rita de Cássia Chimendes
1992/1995	Curso de Graduação em Odontologia Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp Araçatuba /SP
1996/2006	Serviço Militar Obrigatório - Força Aérea Brasileira
2008/2010	Curso de Especialização em DTM e Dor Orofacial Escola Paulista de Medicina – Unifesp/SP
2007/2009	Mestrado em Engenharia Mecânica – Área Projetos Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – Unesp Guaratinguetá/SP
2011	Licenciatura em Matemática Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – Unesp Guaratinguetá/SP

À Deus que sempre esteve presente nos momentos mais difíceis.
À minha mãe Rita e minha irmã Maria Angélica que sempre estiveram ao meu lado dedicando e incentivando meus estudos.
De modo especial, à minha filha Manuella, que foi a grande incentivadora para que eu continuasse com o trabalho, e à minha esposa Vanessa por tudo aquilo que somos e cujo amor e paciência e companheirismo me permitiu a conquista da vitória.

DEDICO ESTA MINHA TESE

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, fonte da vida e da graça. Agradeço pela minha vida, minha força, minha família e meus amigos,

ao meu orientador, *Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão* pelo profissionalismo e dedicação constante e firme para conclusão deste trabalho.

à Cilene que sempre com compreensão e dedicação cuidou do meu maior tesouro (Manu) e de nós com muito carinho,

à Bárbara, que segurou as pontas no consultório em minhas ausências repentinas, aos meus colegas de sala de aula Eduardo e Wellington que contribuíram para este estudo,

ao Sr. Montemor que me auxiliou na usinagem das peças,

ao Walter (DME) e Manoel (DMT) do departamento da Mecânica que me auxiliaram na calibração do equipamento deste estudo,

ao presidente da AOESP, Dr. Lúcio, que possibilitou a aplicação clínica do estudo,

aos meus pacientes que muitas vezes precisei remarca-los e as vezes causei alguns atrasos em seus trabalhos,

aos amigos trilheiros, pela compreensão nos momentos de ausências nas trilhas de fim de semana mas, estou voltando.

aos Funcionários da FEG pela dedicação, presteza e principalmente pela vontade de ajudar,

a todos que contribuíram de forma direta e indireta para a realização desta pesquisa.

“A liberdade humana depende de três verdades fundamentais: aquilo em que acreditamos não é necessariamente verdade, aquilo de que gostamos não é necessariamente bom e todas as questões são passíveis de discussão e reexame. Sem esses elementos e a respectiva crença em sua importância, caminha-se para a injustiça, a força e o totalitarismo”. (Anônimo)

CHIMENDES, L.H. **Desenvolvimento de um Gnatodinamômetro digital para estudo e análise da força dos músculos da mastigação**. 2013. 106 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

RESUMO

O tratamento das desordens temporomandibulares toma como base as informações colhidas durante a anamnese e o exame clínico do indivíduo. Com o objetivo de melhor compreensão da fisiopatologia que afeta os músculos do sistema estomatognático, o estudo da força destes músculos, tem sido incluído em muitos trabalhos, pois ajuda na escolha de um tratamento e verifica a eficiência do tratamento. O objetivo geral desse estudo foi construir um gnatodinamômetro com interface computacional a fim de analisar e comparar a força dos músculos da mastigação durante um experimento para mensuração da força de mordida na região dos incisivos. Para análise estatística, aplicou-se o teste de hipótese t a fim de comparar os valores das médias de indivíduos com e sem Disfunção Temporomandibular muscular. A amostra foi composta por 10 indivíduos com desordem temporomandibular sendo 5 mulheres e 5 homens e 10 indivíduos saudáveis, sendo 5 mulheres e 5 homens para controle, sem sinais ou sintomas de desordens temporomandibulares, segundo a classificação proposta pelo protocolo do *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*. A mensuração da força de mordida foi realizada na clínica de desordens temporomandibular da AOESP. Concluiu-se que existem diferenças estatísticas no valor médio da força de mordida, entre os grupos com DTM muscular e grupo Controle. Indivíduos saudáveis possuem valor médio de força de mordida maior em relação aos portadores de DTM. Indivíduos do gênero masculino possuem valor médio da força de mordida maior em relação ao gênero feminino. Obteve-se ainda neste estudo uma proposta de um gnatodinamômetro para análise da força dos músculos estomatognáticos.

Palavras-Chaves: Força de Mordida. Gnatodinamômetro. Disfunção temporomandibular.

CHIMENDES, L.H. Development of a digital gnathodynamometer for study and analysis of the strength of the muscles of mastication. 2013. 106 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2013.

ABSTRACT

The treatment of temporomandibular disorders builds on the information collected during history taking and clinical examination of the individual. Aiming at a better understanding of the pathophysiology that affects the muscles of the stomatognathic system, the study of the strength of these muscles, has been included in many studies as it helps in choosing a treatment and verifies the effectiveness of the treatment. The general objective of this study was to build a gnathodynamometer with computer interface to analyze and compare the strength of the muscles of mastication during an experiment to measure the bite force in the incisor region. Statistical analysis was applied to hypothesis test to compare the mean values for subjects with and without TMD muscle. The sample consisted of 10 healthy subjects and 5 women and 5 men and 10 subjects with temporomandibular disorder, 5 women and 5 men to control, without signs or symptoms of temporomandibular disorders, according to the classification proposed by the protocol of the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular disorders. Measurement of bite force was held in temporomandibular disorders clinic AOESP. We conclude that there is no statistical differences in the mean bite force between the muscle groups with TMD and control group. Healthy individuals have an average value of greater bite force in relation to TMD. Male individuals have average bite force higher compared to females. It was also observed in this study a proposal for a gnathodynamometer strength analysis of stomatognathic muscles.

KEYWORDS - Bite Force. Gnathodynamometer. TMD.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – Sistema ósseo esquelético A, muscular B, articular C	22
FIGURA 2 – ATM	23
FIGURA 3 – Divisões da ATM.....	23
FIGURA 4 – Músculos Masseter	24
FIGURA 5 – Músculo Temporal.....	25
FIGURA 6 – Músculo Pterigoideo Medial e Lateral	27
FIGURA 7 – Relação central	30
FIGURA 8 – Planos Frontal, Transversal e Sagital	31
FIGURA 9 – Movimento de lateralidade	33
FIGURA 10 – Extensômetro de filamento.....	48
FIGURA 11 – Extensômetro de Lâmina	48
FIGURA 12 – Ponte de Wheatstone	49
FIGURA 13 – Tipos de transdutores.....	50
FIGURA 14 – Estrutura de instrumentação do equipamento.....	53
FIGURA 15 – Célula da Alfa Instrumentos	54
FIGURA 16 – Dimensões da célula A 50	55
FIGURA 17 – Base de fixação da célula de carga.....	56
FIGURA 18 – Suporte superior.....	56
FIGURA 19 – Etapa de usinagem.....	58
FIGURA 20 – Peças Usinadas e prontas para montagem	58
FIGURA 21 – Montagem Unidade Sensora.....	59
FIGURA 22 – Calibração na MUF	59
FIGURA 23 – Gráfico dispersão da calibração do GF-I.....	61
FIGURA 24 – Gráfico Regressão do GF-I.....	63
FIGURA 25 – Posição para mensuração da Força de Mordida	67
FIGURA 26 – Região para mensuração da força de Mordida	67
FIGURA 27 – Mensurações e Gráfico de 2F do Grupo I.....	71
FIGURA 28 – Mensurações e Gráfico de 1M do Grupo I	72
FIGURA 29 – Mensurações e Gráfico de 4F do Grupo II	73

FIGURA 30 – Mensurações e Gráfico de 1M do Grupo I	74
FIGURA 31 – Gráfico comparativo das médias entre os grupos	76

LISTA DE TABELAS

TABELA	1	-	Calibração do GF-I	60
TABELA	2	-	Modelagem Matemática para Equação de Regressão	62
TABELA	3	-	Tabela de Mensuração da Força de Mordida para Grupo I	69
TABELA	4	-	Tabela de Mensuração da Força de Mordida para Grupo II	69
TABELA	5	-	Cálculos Estatísticos	70
TABELA	6	-	Teste F	70
TABELA	7	-	Teste t	70

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – Características da célula de carga.....	55
QUADRO 2 – Dimensões da célula A 50.....	55
QUADRO 3 – Características técnicas do multímetro.....	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

a	- Parâmetro da equação linear
ANOVA	- <i>Analise of Variance</i>
AOESP	- Associação Odontológica de Ensino de São Paulo
ATM	- Articulação Temporomandibular
b	- Parâmetro da equação linear
CA	- cápsula articular
CM	- cabeça da mandíbula
CT	- tomografia computadorizada
DA	- disco articular
DP-GI	- desvio padrão do grupo I
DP-GII	- desvio padrão do grupo II
DTM	- Disfunção Temporomandibular
EPM(D)	- erro do padrão da diferença das médias
F	- teste de hipótese F
Fc	- fator crítico de F
FM	- fossa mandibular
GF-I	- gnatodinamômetro FEG –I
GI	- grupo I
GII	- grupo II
gl	- grau de liberdade
H	- horas
H _A	- hipótese alternativa
H ₀	- hipótese primária
HP	- <i>Hewlett- Packard</i> - empresa do segmento de alta tecnologia
IEC	- <i>International Electrotechnical Commission</i>
kg	- quilograma
kgf	- quilograma Força
Li	- ligamentos
m	- metro
min	- minutos
mm	- Milímetro
MUF	- máquina universal de força
mV	- milivolts
mv/V	- milivolts por volts
N	- Unidade de força Newtons
n	- tamanho da amostra
NODAJI	- empresa fabricante de fontes de precisão
OA	- Osteoartrose
Ohms	- unidade de medida da resistência elétrica

OIML	- <i>International Organization of Legal Metrology</i>
ppm	- parte por milhão
r	- Coeficiente de Pearson
RC	- relação central
RDC	- <i>Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders</i>
RM	- Ressonância magnética
s	- segundo
So	- variância conjugada
T ou t	- Teste de hipótese de Student
Tc	- fator crítico de T
USB	- <i>Universal Serial Bus</i>
UT71E	- modelo do ultrímetro
V	- volts
VCA	- tensão alternada
VCC	- tensão contínua
α	- nível de significância
μ GI	- média do grupo I
μ GII	- média do grupo II
σ GI	- desvio padrão do grupo I
σ GII	- desvio padrão do grupo II

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
1.1 Justificativa e Relevância	18
1.2. Objetivo	21
1.3. Estrutura do Estudo	21
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
2.1 Anatomia e Características Funcionais da Articulação Temporomandibular e dos Músculos da Mastigação	22
2.1.1 Músculos da Mastigação.....	24
2.1.1.1 Músculo Masseter.....	24
2.1.1.2 Músculo temporal.....	25
2.1.1.3 Músculo Pterigóideo Medial	27
2.1.1.4 Músculo Pterigoideo Lateral	28
2.2 Etiologia da Disfunção Temporomandibular (DTM).....	29
2.3 Biomecânica da ATM.....	30
2.4 Força de Mordida	33
2.5 Fadiga Muscular	46
2.6 Medição de Força	47
2.6.1 <i>Strain Gauges</i> (Células Extensométricas).....	48
2.6.2 Método de medida	49
2.7 Transdutores de Força	50
2.7.1 Tipos Transdutores de Força	50
2.8 RDC/DTM (Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders).....	51
3 METODOLOGIA	53
3.1 Unidade Sensora	54
3.2 Unidade Coletora e Processamento	57
3.3 Usinagem, Montagem e Calibração e Modelagem do Gnatodinamômetro	58
3.3.1 Usinagem	58
3.3.2 Montagem.....	59
3.3.3 Calibração	59
3.3.4 Modelagem Matemática do GF-I.....	61
3.4 Delineamento Experimental	63
3.4.1 Descrição do Estudo	64
3.4.1.1 Critérios de Inclusão	64
3.4.1.2 Critérios de Exclusão	65
3.5 Material.....	65
3.6 Exame Clínico	66
3.6.1 Análise Funcional.....	66
3.6.2 Palpação	66
3.6.3 Mensuração Força de Mordida	66

3.7 Estatística.....	68
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
4.1 Resultados.....	69
4.2 Gráficos das Mensurações das Forças de Mordida	70
4.3 Discussão.....	75
5. CONCLUSÕES.....	78
6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	78
7. REFERÊNCIAS	79
8. ANEXO.....	86
8.1 RDC - Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders	86
8.2 Comitê de Ética	96
8.3 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	97
8.4 Mensurações e Gráficos dos Grupos I e II	99

1 INTRODUÇÃO

A dor, especialmente a crônica, tem sido crescente seu aparecimento na clínica odontológica e médica, talvez em decorrência de novos hábitos de vida, da maior longevidade do indivíduo, das modificações do meio ambiente entre outros fatores dentre o qual, o estresse pode ser o grande vilão deste aumento.

A dor além de gerar estresse físico e emocional significativo para os doentes e seus familiares, é motivo de um grande fardo socioeconômico. Assim observa-se uma os estudos buscam melhorar a qualidade de vida dos indivíduos acometidos pela dor seja ela aguda ou crônica.

Existem inúmeros estudos sobre Disfunção Temporomandibular (DTM), nos bancos de dados para pesquisas, no entanto pouco se pode afirmar sobre sua etiologia, que hoje apresenta se com uma característica multifatorial, e em relação aos tratamentos, vários são apresentados, porém nem sempre aplicáveis ao mesmo caso para diferentes indivíduos, valendo assim um tratamento multidisciplinar. A DTM, sendo ela aguda ou crônica, assume diferentes características e que muitas vezes influenciam no seu diagnóstico e tratamento.

Um trabalho multidisciplinar entre as grandes áreas, exatas e biológicas, tem produzido excelentes resultados a favor da sociedade, desta forma uma das razões para este estudo foi exatamente a tentativa de desenvolver uma ferramenta que possibilitasse avaliar indivíduos portadores de Disfunção Temporomandibular.

Sabe-se, que o controle da dor é uma tarefa árdua, no entanto nosso trabalho quanto aluno, professor e pesquisador é buscar solução para que, a sociedade tenha uma melhor qualidade de vida, principalmente em relação a dor.

1.1 Justificativa e Relevância

Disfunção Temporomandibular (DTM) é um termo coletivo que abrange um largo espectro de problemas clínicos da articulação e dos músculos na área orofacial principalmente por dor, sons na Articulação Temporomandibular(ATM), e função irregular ou limitada da mandíbula. (Carlsson, Magnusson e Guimarães, 2006). MCNeill (1993) e Okeson (2000), também referem a DTM como sintomas e sinais associados a dor e distúrbios funcionais e estruturais do sistema estomatognático, tendo a ATM e músculos da mastigação como as estruturas mais acometidas.

Segundo Bush et. al. (1995) os sintomas e sinais mais frequentes na DTM são dor de cabeça, dor nos músculos da mastigação, dor na ATM, redução da mobilidade da mandíbula e ruídos articulares. Observou-se no levantamento bibliográfico um considerável aumento do número de indivíduos acometidos por DTM e Dor Orofacial, decorrentes de etiologias multifatoriais como funcionais, anatômicas e psicossociais. (Steent e Wijer, 1996; Okeson, 2000).

Os testes de força de mordida são utilizados, nesses casos, para avaliação de pacientes, e contribuem significativamente para o acompanhamento da reabilitação da função estomatognática. (Pelizzer e Muench 1997).

No entanto os aparelhos oferecidos no mercado apresentam alto custo para aquisição pelos profissionais e são analógicos com dados apresentados de uma forma simples para anotação manual e susceptível a erros, não apresentando precisão dos dados obtidos, enquanto o aparelho proposto apresenta uma possibilidade de melhorar a precisão nas coletas dos resultados, fazendo com que o profissional possa tomar decisões dos futuros tratamentos com maior acerto. Desde o século XIX, já existem relatos sobre mensuração da força resultante do processo de mastigação.

Em 1895, Black apresentou um aparelho denominado Gnatodinamômetro, que se destinava a medir as forças de mordida. A partir desse momento inúmeros trabalhos relacionados a mensuração da força de mordida foram publicados. Através de uma busca rápida na Biblioteca Virtual de Saúde (10/02/2012), utilizando palavras chaves como força de mordida e *occlusal force*, os seguintes resultados foram obtidos:

- Força de mordida - 2632 referências,

- Gnatodinamômetro - 4 referências.

Pode-se notar a grande quantidade de trabalhos relativos à força de mordida assim, o gnatodinamômetro em questão será de grande valia para as pesquisas e utilização pelos profissionais de saúde. Segundo Pelizzer e Muench (1997), o esforço máximo dos músculos da mastigação para efetuar o toque dos dentes inferiores com os superiores é conhecido como força de mordida.

Para Carlsson (1974) e Bates et.al. (1975) a função mastigatória normal, consiste na capacidade do indivíduo exercer força de mordida efetiva no processo mastigatório.

Bakke (1989), Choy e Kydd (1988), Helkimo, Carlsson e Carmeli (1975), Rudy (2001) e Wenneberg et. al. (1995) afirmam que a DTM diminui a capacidade de trabalho dos músculos de mastigação por consequência Molin et. al. (1973) e Sheikholeslam et. al. (1982) relatam que nos movimentos mastigatórios, a força de mordida e força horizontal da mandíbula podem ser afetadas com a DTM. Entretanto em comentário a essa questão, os autores, Helkimo, Carlsson e Carmeli (1975) e Shoji (2000), apontam que existe uma controversa se realmente há diminuição da força de mordida nos indivíduos acometido de DTM e que a desordem seria a causadora da diminuição do potencial de mordida e ainda se o tratamento poderia reestabelecer o potencial da força de mordida.

Para mensuração dessa força de mordida existem os gnatodinamômetros e os transdutores de carga. (Paula, 1998).

Worner em 1939, julgou ser difícil estabelecer comparações entre os resultados de diversos autores, devido ao emprego de equipamentos e técnicas diferentes na mensuração da força de mordida.

Carlsson et al (1989), afirmam que, força de mordida faz parte do estudo do sistema estomatognático, sendo desenvolvida pelos músculos elevadores da mandíbula.

Segundo, Raadsheer (1999), Muller et al (2001) e Pepicelli (2005), sendo a força muscular reflexo da saúde e das características morfológicas do sistema estomatognático e do indivíduo, poderá ser mensurado e desta forma obter-se vários valores .

Para, Lundqvist, Haraldson (1990), a força de mordida, pode ser usada como indicadora de alteração do sistema estomatognático, sendo um procedimento simples e confiável para acompanhar as alterações na força de mordida durante as reabilitações. (Bakke et al , 1989).

A utilização de valores de força de mordida é muito aplicado nas análises de materiais odontológicos como estudos de próteses, resinas, implantes e nos estudos das disfunções temporomandibulares (Van Spronsen et al , 1989). No entanto, observa-se que os trabalhos mostram valores diferentes aplicados nos experimentos, não havendo desta forma uma padronização podendo apresentar erros nos resultados experimentais.

Assim, em uma revisão da literatura encontrou-se vários resultados para força máxima de mordida variando de 200 N até 665 N (Linderholm, Wennstron , 1970; Van Spronsen et al , 1989).

Diferentes resultados têm sido observados na literatura quando referem-se à força de mordida, provavelmente devido ao tipo de mensuração analógica observacional, assim o presente trabalho oferece um equipamento que possibilite uma padronização na coletas de dados referentes a força de mordida que não dependa da observação do profissional sendo todos os registros realizados pelo computador. Desta forma os estudos relacionados à força de mordida e efetividade nos tratamentos relacionados com reabilitação do sistema estomatognático referente á efetividade da força de mordida, possam apresentar resultados mais próximos evitando-se erros de mensuração.

Portanto, a ideia de desenvolver este estudo, surgiu da constatação de que muitos dos trabalhos encontrados na literatura não apresentavam uma metodologia para o planejamento experimental na mensuração da força de mordida que fosse ao mesmo tempo útil e simples obtendo desta forma valores divergentes tornando-se assim duvidosos.

1.2 Objetivos

Desenvolver um Gnatodinamômetro digital com interface computacional para coleta e processamento dos dados.

Avaliar o grau de decaimento da força muscular (fadiga muscular), utilizando o Gnatodinamômetro digital, em pacientes com DTM muscular classificados pelo RDC (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*) eixo I.

Verificar a influência da DTM muscular na força de mordida.

1.3 Estrutura do Estudo

Este estudo está dividido em cinco capítulos e anexos, apresentando-se na seguinte ordem:

1 Introdução - contém considerações iniciais, a justificativa e a relevância sobre o estudo, apresentando ainda os objetivos a serem alcançados.

2 Revisão Bibliográfica –apresenta revisão da literatura para o estudo enfoque na força muscular.

3 Metodologia – mostra os métodos e construção do equipamento em questão, o processo de calibração, modelagem matemática, fase experimental da aplicação clínica do equipamento.

4 Resultados e Discussão – expõe os dados coletados, os resultados e discussões.

5 Conclusões- apresenta as conclusões e as recomendações provenientes do trabalho e sugestões para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Anatomia e Características Funcionais da Articulação Temporomandibular e dos Músculos da Mastigação

O aparelho locomotor é o responsável pelo deslocamento e movimento do animal, assim ele está dividido em sistema ósseo esquelético, articular e muscular conforme Figura 1.

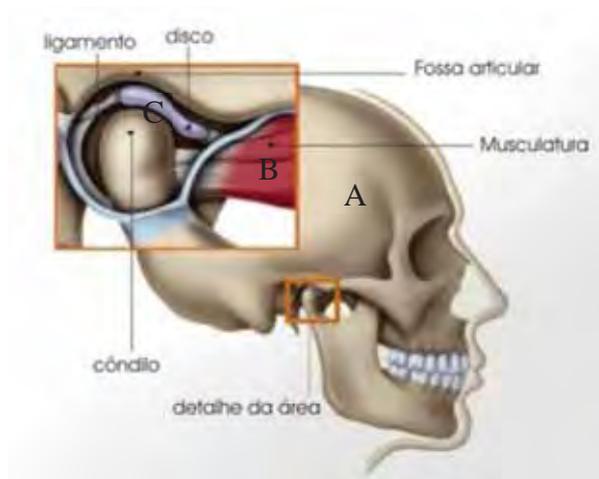


Figura 1– Sistema ósseo esquelético A, muscular B, articular C

A parte ativa do aparelho locomotor é representada pelos músculos e a passiva pelo esqueleto articulado, sendo responsáveis pelos movimentos do corpo. (PLATZER, 2008).

O conhecimento anatômico funcional da ATM é essencial para o entendimento de alterações patológicas e avaliações diagnóstica determinando a escolha adequada da conduta terapêutica.

A ATM, Figura 2, sendo uma articulação única no corpo humano, com suas características anatômicas e funcionais exclusivas, apresenta certa dificuldade em classificação sendo encontrada na literatura com variações em sua classificação, no entanto, alguns estudos recentes classificam-na de sinovial elipsóideia, como uma articulação bilateral em um único osso, ela garante o ato de mastigação exercendo ação restritiva nos movimentos da mandíbula. (LATARJET e RUIZ, 2004).

Para Madeira (2004), sendo uma articulação bilateral, pode ser considerada única.

Os movimentos da mandíbula iniciam na dupla articulação a partir da posição de repouso, que mantido pelo tônus dos músculos da mastigação. No momento de posição de oclusão ocorre a contração dos referidos músculos iniciando o processo de mastigação no qual ocorrem movimentos do tipo elevação, abaixamento, lateral e medial, protrusão e retração e circundução.



Figura 2 – ATM – (Gentilmente cedida por Miguel C. Madeira)

A ATM está dividida em três componentes ósseos; a cabeça da mandíbula (CM), a fossa mandibular (FM), e o tubérculo articular que pertence à porção escamosa do osso temporal. Os tecidos “moles” encontrados na ATM são: cápsula articular (CA), revestimento das faces articulares, disco articular (DA), ligamentos (Li), vasos, artérias e nervos que suprem a ATM conforme mostra Figura 3. (ZARB, et al 2000).

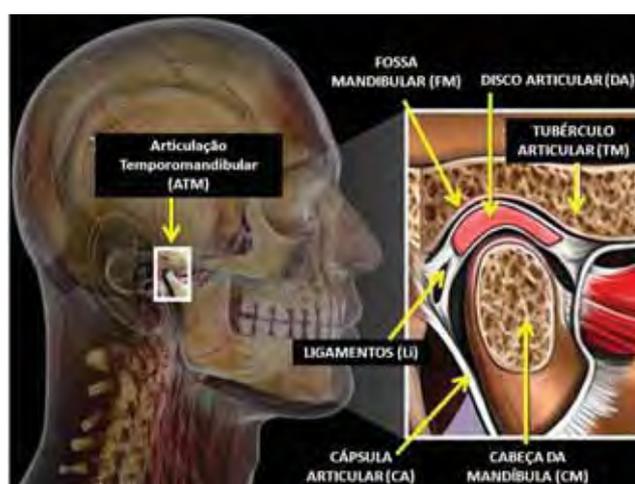


Figura 3 – Divisões da ATM (Modificado <http://dentalstudios.ca/services/orthotics--functional-splints>)

2.1.1 Músculos da Mastigação

Os músculos envolvidos no processo de mastigação são: masseter, temporal, pterigoideo medial e pterigoideo lateral (inferior e superior). Esses são os músculos responsáveis pelo levantamento da mandíbula, já os músculos responsáveis pelo abaixamento da mandíbula são supra-hióideos além do pterigódeo lateral.(SOLBERG, 1999 e MADEIRA et al, 2004).

2.1.1.1 Músculo Masseter

O músculo Masseter, Figura 4, considerado o mais forte, volumoso e importante, tendo como característica anatômica sua divisão em superficial e profundo onde, suas inserções estão distribuídas em uma parte fixa e outra móvel. (Madeira, 2004).



Figura 4 – Músculos Masseter (Modificado <http://www.helago-cz.cz>)

A inserção da parte superficial no ponto fixo apresenta-se nos dois terços da margem inferior do arco zigomático, podendo se estender até o processo maxilar do osso zigomático e zigomático da maxila, essa inserção é por meio de uma lâmina tendínea. A parte profunda possui inserção na margem inferior do terço posterior do arco zigomático e toda superfície medial desse arco. No ponto móvel, a parte superficial insere na superfície lateral do ângulo da mandíbula, na tuberosidade massetérica e região posterior e inferior da superfície lateral do ramo da mandíbula. Já a parte profunda insere-se na superfície lateral do ramo da mandíbula até o ângulo da mandíbula e tuberosidade massetérica como mostra a Figura 4. (SNELL, 1999).

O masseter tem como ação principal a elevação da mandíbula contribuindo pouco para a protrusão ação está atribuída a parte superficial, enquanto a parte profunda fica com a ação de retração e manutenção prolongada da oclusão. (ROUVIÈRE, 2002).

O masseter possui inervação motora e sensitiva, realizada pelo nervo massetérico que é um dos ramos do mandibular que tem relação direta com o nervo trigêmeo. Sua vascularização é realizada pela artéria massetérica, um dos ramos da artéria maxilar, que também é um ramo da artéria carótida. O responsável pela drenagem na região é denominado de plexo pterigoideo que converge para veias maxilares que por sua vez desemboca na veia facial e assim na jugular.

2.1.1.2 Músculo Temporal

O Músculo Temporal, Figura 5, também considerado um músculo que apresenta grande força no papel da mastigação, podendo representar quase metade da força de levantamento da mandíbula, possui características anatômicas de um leque, apresentando em uma parte superficial e profunda, sendo esta a maior responsável pela ação do músculo na mastigação. (MADEIRA, 2004).



Figura 5 – Músculo Temporal (Modificado <http://www.helago-cz.cz>)

O músculo temporal possui inserção em um ponto fixo e móvel. Para o ponto fixo a maior inserção da parte profunda está ao longo da linha temporal inferior até a crista infratemporal na asa maior do osso esfenóide, a parte superior possui feixes de fibra

muscular inserindo nos dois terços superiores da superfície profunda da fáscia temporal.

Para o ponto móvel, as fibras deste músculo convergem para um forte tendão o qual passa entre o arco zigomático, lateralmente, e a crista infratemporal, medialmente, e se insere no ápice, nas margens, na superfície medial e, em menos extensão, na lateral do processo coronóide da mandíbula, continuando no seu ramo até próximo do terceiro molar. Sua ação está diretamente relacionada com o levantamento da mandíbula onde a parte anterior do músculo fica responsável por esta ação e a parte posterior fica responsável pela retração da mandíbula, possuindo ainda contração isolada e homolateral responsável por parte do movimento lateral conforme Figuras 5.

O músculo temporal possui inervação motora e sensitiva realizadas pelos nervos temporais profundos os quais são ramos do mandibular que por sua vez é um dos três nervos do nervo trigêmeo.

Sua vascularização é feita pelas artérias temporais profundas anterior e posterior que são ramo da artéria maxilar na fossa infratemporal que, por sua vez, é ramo da artéria carótida externa.

Com relação à drenagem local, as veias temporais profundas participam da formação do plexo pterigóideo, enquanto a veia temporal média normalmente desemboca na veia retromandibular. (GUIMARÃES et al, 2012).

Uma rota de disseminação de infecções dentais na cavidade do crânio, que podem levar o indivíduo à órbita é o fator de que pequenas veias emissárias comunicarem, com frequência, o plexo pterigóideo na fossa infratemporal com o seio cavernoso na cavidade do crânio. (DRAKE et al, 2010).

2.1.1.3 Músculo Pterigóideo Medial

O músculo Pterigóideo Medial, Figura 6, apresenta uma forma anatômica retangular e espessa. Possui um ponto de inserção fixa e móvel.

Para o ponto fixo tem-se a maior inserção na superfície medial da lâmina lateral, na fossa pterigoidea e na superfície lateral da lâmina medial do processo pterigoide do osso palatino, junto à extremidade inferior das lâminas do processo pterigoide; menor parte (a superfície), mais estreita, insere-se na região imediatamente anterior ao processo piramidal, na superfície lateral da lâmina lateral do processo pterigoide e no túber da maxila.

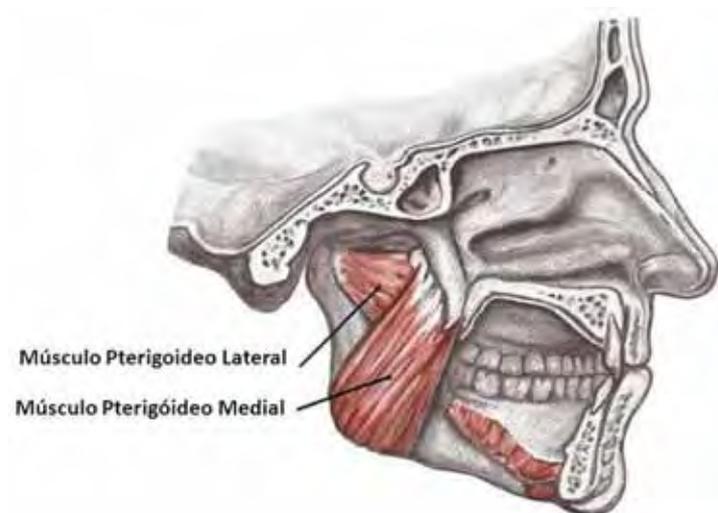


Figura 6 – Músculo Pterigoideo Medial e Lateral (Fonte: <http://doctorsgates.blogspot.com.br>)

No ponto móvel, todas as fibras deste músculo, sem considerar parte superficial ou profunda, se misturam e inserem-se na superfície medial do ângulo e região adjacente do ramo da mandíbula, numa área adjacente do ramo da mandíbula, área essa rugosa denominada tuberosidade pterigoidea.

Para ação deste músculo encontrou-se a maioria dos autores atribuindo ao movimento de elevação e protrusão da mandíbula e ainda auxiliando o pterigoideo lateral nos movimentos laterais.

A inervação motora e sensitiva é realizada pelo nervo pterigoideo medial que é ramo do nervo mandibular e por sua vez é um dos três músculos do trigêmeo.

A irrigação do músculo pterigoideo medial é atribuída aos ramos pterigoideos da artéria maxilar na fossa infratemporal que por sua vez, é ramo da artéria carótida

externa. Já a drenagem está sob a responsabilidade das veias pterigoideas que participam da formação do plexo pterigoideo. (GUIMARÃES et al, 2012).

2.1.1.4 Músculo Pterigoideo Lateral

O músculo Pterigoideo Lateral, Figura 6, é considerado pela maioria dos autores como o músculo mais complexo no processo de mastigação e sendo contemplado pelos autores como o músculo que participa de todos os movimentos da mandíbula, apresenta-se um músculo de forma curta, espessa e apresentando em duas partes uma superior e outra inferior possuindo um ponto fixo e outro móvel.

O ponto fixo da parte superior possui inserção na asa do esfenóide com algumas fibras inserindo no arco zigomático. Para a parte inferior, esta possui inserção na região lateral da lâmina lateral do processo pterigóide do esfenóide.

O ponto móvel da parte superior insere na fôvea pterigoidea e parte na região do complexo do disco articular a parte inferior insere também na fôvea pterigoidea.

As ações deste músculo também apresentam-se com certa complexidade por estarem envolvidos em todos os movimentos da mastigação, como levantamento, protrusão, lateralidade e abaixamento da mandíbula.

O nervo pterigoideo lateral que é ramo do mandibular e que se liga ao trigêmeo é responsável pela inervação do músculo pterigoideo lateral.

A vascularização fica por responsabilidade dos ramos pterigóideo da artéria maxilar que tem origem na carótida externa. Já a drenagem fica pela responsabilidade das veias pterigóideas que participam da formação do plexo pterigóideo. (MADEIRA, 2004).

2.2 Etiologia da Disfunção Temporomandibular (DTM)

Uma breve revisão destes conceitos é apresentada em seguida os quais foram obtidos com muitas controvérsias pelos autores. Por muito tempo os fatores etiológicos envolvidos na DTM têm sido objeto de estudo. Sabe-se que os fatores etiológicos da DTM são multifatoriais, envolvendo a biomecânica da ATM, os fatores biopsicossociais, e fatores neurobiológicos, fatores estes que individualmente ou associados podem contribuir para Disfunção Temporomandibular.

Assim, os fatores da DTM tem sido um dos estudos mais controversos da odontologia no entanto é de suma importância para o diagnóstico e terapêutica destas disfunções.

Alguns fatores importantes como o estresse e a maloclusão são observados nos indivíduos com DTM, fatores estes observados em muitos estudos. Diante desta observação é que se iniciam os estudos epidemiológicos visando estabelecer a importância relativa dos fatores envolvidos na DTM. Muitos estudos epidemiológicos são encontrados na literatura e muitas vezes tomando caminhos contrários fazendo com que os resultados tornem de difícil senso comum. (OLIVEIRA, 2002).

Os fatores podem ser divididos em predisponentes(estrutural, metabólico e psicológico) e os do tipo agravante(parafunções, hormonal e fatores psicossociais). (SUVINEN et al 2005).

As dúvidas em relação ao diagnóstico correto da DTM têm sido uma limitação para os clínicos poderem trata-la, hoje observa-se a diminuição em culpar a oclusão como principal fator da DTM e sim um aumento nas responsabilidades dos fatores interdisciplinares. (GUIMARÃES, 2012).

Alguns autores têm afirmado que o bruxismo, apertamento e parafunções iniciam ou perpetuam as dores miofascial e deslocamento de disco. (VELLY et al 2002). Os Critérios de Diagnóstico (RDC) para DTM apresentam os possíveis fatores de risco que contribuem para DTM: patologias, fatores oclusais, parafunção (bruxismo), trauma, hiper mobilidade, estresse, personalidade, idade, sexo, hereditariedade, doenças sistêmicas.(MC NEILL, 1993). Uma das principais queixas

de dor na ATM esta relacionada com o posicionamento inadequado do disco articular da ATM, associado à interferência nos movimentos normais da mandíbula.

O deslocamento do disco articular representa apenas um subgrupo dessas desordens. Já as dores na região orofacial é a que mais tem se apresentado entre os paciente dores estas atribuídas aos músculos da mastigação.(PALLA, 2004).

Deve-se ter cautela ao analisarmos pacientes afim de obter um histórico rigoroso para que se tenha um diagnóstico correto e claro pois, tomada decisão errada pode-se agravar o quadro do paciente. (BUMANN, 2002).

2.3 Biomecânica da ATM

Para este tópico, serão apresentados os movimentos de abertura e fechamento, lateralidade direita e esquerda, protrusão e retrusão. Estes movimentos ocorrem numa série de atividade tridimensional, envolvendo rotação e translação inter-relacionadas, ocorrendo simultaneamente em ambas as articulações esquerda e direita. (LINDAUER, 1995).

Todos os movimentos mandibulares partem de uma posição conhecida como fisiológica isto é, a posição em que iniciam os movimentos mandibulares, é considerada a relação central (RC) Figura 7, por ser a posição mais estável, onde os pacientes se apresentam numa posição de máxima intercuspidação habitual, que é uma adaptação e não pode ser considerada como referencial. A relação cêntrica deve ser a posição de eleição para os tratamentos de reabilitação e DTM.



Figura 7 – Relação central

A direção dos movimentos se faz em relação aos planos frontal, sagital e transversal, Figura 8, fazendo do grau de movimento um fator importante, pois a maioria das funções mandibulares ocorre ao menor grau de abertura.

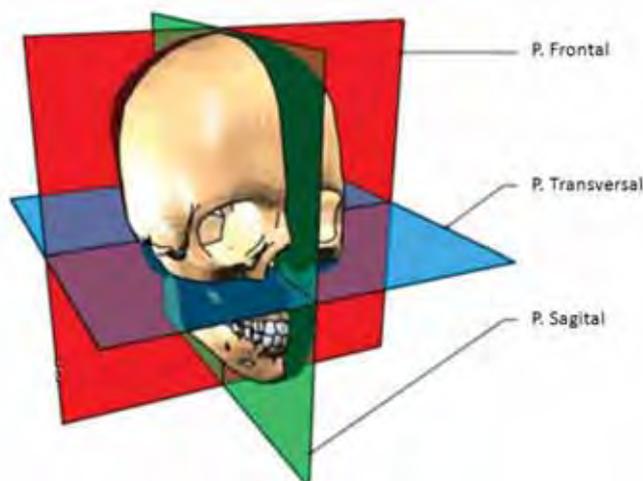


Figura 8 – Planos Frontal, Transversal e Sagital.

(<http://www.imaios.com/br/e-Anatomy/extremidades/Planos-anatomicos-e-movimentos-diagramas> - 29/05/2013)

No movimento de abertura ocorre o relaxamento da maioria das fibras dos músculos elevadores: masseteres, pterigoideos mediais e temporais e ao mesmo tempo ocorre contração dos músculos pterigoideos laterais, feixe inferior, iniciando o deslocamento da cabeça da mandíbula para frente, tendo como ajuda os músculos supra-hioideos para terminar o movimento de abertura. O movimento inicia-se com rotação da cabeça da mandíbula até iniciar a translação que num processo conjunto com a rotação faz-se a abertura total. A abertura máxima normal é de aproximadamente 40 mm.(PAIVA, 1997).

Para o movimento de elevação da mandíbula, os músculos que se contraem, são o masseter, o pterigoideo medial e o temporal, tendo como resultante o deslocamento da mandíbula para cima e para trás, fazendo com que a cabeça da mandíbula encontre-se com a vertente posterior da eminência articular na fase final do fechamento. Alguns autores classificam a mandíbula como uma alavanca interpotente onde fulcro é a própria ATM, que juntamente com os dentes recebe uma carga de força durante a mastigação. A força desenvolvida pode ser mais ou menos absorvida pelo fulcro de acordo não apenas com a quantidade gerada, mas também com o tamanho da distância

entre a resistência nos dentes e o fulcro na ATM assim, a mastigação com os incisivos faz aumentar o braço de resistência aumentando a carga no fulcro.

Protrusão mandibular, é o movimento mandíbula na direção pósterio-anterior, de aproximadamente 15 mm. No movimento protrusivo, os côndilos deslizam sobre a eminência articular, e simultaneamente os dentes incisivos inferiores deslizam sobre a fossa lingual dos incisivos superiores.

No movimento de protrusão, a mandíbula faz uma ligeira abertura tirando os dentes de oclusão e então desloca-se para frente com a cabeça da mandíbula e disco, saindo da fossa mandibular e deslizando na vertente posterior do tubérculo articular. A protrusão simétrica da mandíbula é garantida pela contração dos músculos pterigoideos laterais. Os músculos elevadores, principalmente o temporal, são coadjuvantes deste movimento, no sentido de manter a mandíbula elevada enquanto ela se desloca para frente. No movimento de retrusão, os músculos atuantes são o digástrico e porção posterior do temporal. Os músculos geni-hioideo e milo-hioideo participam deste movimento com menos intensidade. (MADEIRA, 2004).

Movimento de lateralidade Figura 9 é o movimento que ocorre durante a função mastigatória. As cúspides devem ser capazes de passar pelos planos inclinados antagonistas sem contato quando existe um guia canino de proteção lateral.

No entanto quando estiver presente contatos contínuos de deslocamento é porque existe uma guia lateral de proteção por função em grupo. Chama-se movimento ou lado de trabalho o lado para o qual a mandíbula se desloca e movimento ou lado de balanceio o lado oposto ao movimento da mandíbula.

O movimento de lateralidade apresenta-se com o deslizamento da cabeça da mandíbula para frente e para o lado, o que caracteriza na verdade uma latero-protrusão. Uma latero-protrusão esquerda é iniciada com o relaxamento das fibras posteriores do músculo temporal direito, permitindo que o côndilo direito fique livre para ser tracionado pelos músculos pterigoideos laterais, predominantemente o direito. Em outras palavras, se o mento translada para a esquerda é o músculo pterigoideo lateral do lado direito que traciona o côndilo direito para diante. O movimento do côndilo direito ocorre para baixo, para frente e para medial. No lado que a mandíbula

está sendo movimentada, o côndilo esquerdo sofre tração através das fibras posteriores do temporal esquerdo e contração moderada do pterigoideo lateral, também esquerdo. Na execução deste movimento, cuja base funcional é o ciclo mastigatório, os músculos elevadores mantêm uma leve contração com o objetivo de estabilizar a mandíbula no plano transversal. (GOMES, BRANDÃO, 2005).



Figura 9 – Movimento de lateralidade

2.4 Força de Mordida

A eficiência dos métodos para mensurar a intensidade da força da mordida gerada pelos músculos que compõem o sistema estomatognático tem sido apresentada em várias pesquisas. A primeira mensuração conhecida foi realizada pelo anatomista Borelli, no século XVII, que determinou o peso aplicado sobre os molares (CARLSSON, 1974). No século XX, com diferentes tipos de gnatodinômetros, foi possível registrar a força pelo posicionamento do aparelho entre os dentes. O interesse deste tipo de registro tem sido voltado, quase sempre de modo restrito, para a medida da máxima força de mordida. Foram descritos mais de 50 aparelhos até meados deste século, o que dificulta a comparação dos diferentes resultados obtidos pelos pesquisadores (Carlsson, 1974).

Uma variedade de procedimentos e aparelhos (gnatodinamômetros eletromecânicos) para medição direta da força de mordida tem sido observado na literatura, sendo mensurada no local efetivo de sua aplicação ou seja, nos dentes, e os dados quantitativos do transdutor são transformados diretamente em unidades de força, Newton, libras força ou quilogramas força.

Na literatura, encontram-se diversas formas de medição indireta da força de mordida por meio dos músculos, tais como atividade elétrica, medidas lineares, angulares, volumes, áreas (eletromiografia, tomografia computadorizada e imagem de ressonância magnética, ultra-sonografia, raio-x cefalométricos, medidas de volume muscular por imagem ou dissecações anatômicas).

Nota-se, que nos últimos vinte anos, os equipamentos utilizados para o estudo da força de mordida, como gnatodinamômetros contendo transdutores de medida de esforço, têm dado resultados satisfatórios. (PROFFIT, FIELDS, 1983).

A força de mordida é produzida pelos dentes durante a mastigação dos alimentos (força funcional), podendo ser mensurada por um instrumento (força provocada). A sua mensuração tem sido usada como um método não invasivo para avaliar as propriedades dos músculos da mastigação relacionando-se com a biomecânica craniofacial. (RINGQVIST, 1973).

A força de mordida é utilizada para a verificação da condição funcional do sistema mastigatório (CARLSSON, 1974). Fatores metodológicos também são observados nos estudos devido à grande variabilidade apresentada pela força de mordida. Devem ser considerados fatores que podem estar associados, tais como: idade, sexo, constituição corporal, condição dentária, lado e região onde o equipamento é colocado na arcada dentária, distância vertical máxima e mínima determinada pelo equipamento de mensuração. (PROFFIT et al, 1983; HAGBERG, 1987; VAN EIJDEN, 1990; TORTOPIDIS et al, 1998).

Linderholm, Wennstrom (1970), utilizando-se de um dinamômetro, estudaram a força muscular (de alguns grupos de músculos) em 58 homens e 14 mulheres, com idades entre 18 e 31 anos. Antes do experimento, as pessoas foram familiarizadas com o equipamento, um dinamômetro de força de mordida, com duas barras de aço

(15X15X155mm), tendo em uma das pontas duas placas com área de mordida. Um medidor de força (extensômetro) inserido entre as barras foi conectado a uma ponte de Wheatstone e a um potenciômetro para registrar a carga das placas de mordida. A calibração do equipamento foi feita com cargas conhecidas, obtendo-se uma relação linear entre a carga e o registro do potenciômetro. A força máxima da mordida foi produzida por 3 segundos, separadamente, nos dentes molares e pré-molares do lado direito ou esquerdo, sendo também mensurada nos dentes incisivos centrais. A mensuração foi feita separadamente no lado direito e esquerdo, para cada par de dentes pré-molares e primeiros-molares. Três medidas foram realizadas para cada par ou grupo de dentes. O valor mais alto obtido foi utilizado como sendo a força máxima da mordida. A mensuração foi realizada de forma variada, pedindo-se para que as pessoas exercessem a mordida com força e com força máxima. A média do valor da força máxima da mordida foi um pouco maior para os homens do que para as mulheres, não havendo diferença estatisticamente significativa da força máxima da mordida entre eles.

Garner, Kotwal (1973), verificaram a relação entre o sexo e a forma de oclusão anterior sobre a força da mordida. Foram analisados 150 pacientes, sendo 80 homens com idade entre 10 e 25 anos e 70 mulheres com idade entre 10 e 23 anos, divididos em grupos de 5 para cada idade.

Para cada paciente foram registrados: a sobressaliência (*overjet*), sobremordida (*overbite*) e a relação no arco dental dos dentes caninos direito e esquerdo (medidas em milímetros). Antes da mensuração, os pacientes foram instruídos a fechar a boca na posição de contato retruído. Para o registro da força foi utilizado um aparelho que consistia de uma haste onde se achava fixado um transdutor com 4 medidores de força (*strain gauge*) conectados a uma ponte de *Wheatstone*. Uma placa de mordida de borracha "dura" foi fixada às duas superfícies de mordida com um cimento de resina.

Durante o registro, os pacientes estavam sentados e o gnatodinamômetro foi posicionado paralelo ao solo e na cúspide incisal dos dentes incisivos. A mandíbula foi movimentada para frente, evitando movimentos laterais, para que fosse estabelecido um contato tipo cúspide com cúspide e mordendo o mais forte possível.

Foram feitos quatro registros consecutivos, durante os quais o tempo de sustentação da força de mordida não foi examinado. A média da força de mordida incisal para toda a amostra foi de 158,4 N, com desvio-padrão de 63,8 N. Os homens apresentaram força de mordida maior 175,5 N do que as mulheres 139,0 N. Observou-se também que os pacientes com mais idade morderam mais forte do que os pacientes mais jovens.

Ringqvist (1973), realizou um estudo para analisar a relação entre a morfologia da face e a da força de mordida sobre uma amostra homogênea, levando em conta sexo e idade. A investigação observou 29 mulheres, com idades entre 18 e 23 anos. Uma não participou devido a uma restauração extensa no dente incisivo central e outra foi excluída por ter sofrido anteriormente fraturas múltiplas na face média. Nos critérios de avaliação ainda foram observados os fatores: bom estado de saúde; dentição completa ou quase completa, com restaurações pequenas nos dentes e se não havia nenhuma má oclusão séria.

Em 8 pessoas, um ou mais dentes pré-molares haviam sido extraídos por razões de tratamento ortodôntico e em 5 pessoas, um ou mais dentes, primeiro ou segundo molares, também tinham sido extraídos devido a cárie ou por razões ortodônticas. Em um primeiro exame, nenhum paciente apresentou sinais ou sintomas de disfunção temporomandibular. Nove pessoas apresentaram clique, mas não tinham relatado isso anteriormente. Algumas apertavam os dentes periodicamente. Uma apresentava períodos de bruxismo e, algumas vezes, sintomas no músculo temporal. A altura do corpo, o peso e a medida do pulso foram registrados para a caracterização do paciente.

Instruções prévias ao registro e tentativas de mordidas foram feitas antes do início do experimento. Para a mensuração, foi utilizado um dinamômetro, regularmente calibrado, com pesos conhecidos.

Os resultados do estudo mostraram que a força incisal apresentou uma média de 300 N (desvio padrão 60 N) e a força no molar, 480 N (desvio- padrão 94 N). A força da mordida foi principalmente associada com uma mandíbula longa e ângulo goníaco pequeno. A variação de 49% da força da mordida incisal poderia ser explicada pela variação do comprimento mandibular, ângulo goníaco e comprimento da base anterior

do crânio. A variação de 56% da força da mordida no dente molar poderia ser explicada pela variação do comprimento da mandíbula, ângulo goníaco e comprimento da maxila.

Ingervall, Helkimo (1978), realizaram um estudo com o propósito de estabelecer a influência da variação da morfologia facial sobre a força de mordida. Com uma amostra de 50 homens com dentição completa, com idade entre 21 e 36 anos (idade média de 24 anos), foi examinada previamente para avaliar o aspecto da força de mordida, o grupo apresentava sintomas e distúrbios funcionais do sistema mastigatório.

A força da mordida foi medida com gnatodinamômetro (*strain gauge transdutor*) acoplado em dois garfos e o resultado, registrado graficamente. Os registros foram feitos duas vezes do lado direito e duas vezes do lado esquerdo e a medida, foi feita no dente primeiro-molar. A amostra foi selecionada de acordo com o valor mais alto dos quatro registros. Com base na força média encontrada, a amostra inicial foi dividida em 2 grupos:

1º grupo: 25 pessoas com grande força da mordida, variando entre 629 N e 900 N com um desvio padrão de 77 N e com força média de 740 N nas idades de 22-36 anos (média de 25,8 anos);

2º grupo: 25 pessoas com menor força, variando entre 210 e 470 N com um desvio padrão de 78 N e com força média de 387 N nas idades de 22 a 28 anos (média de 23,9 anos).

Para ambos os grupos não houve diferença na prevalência dos sintomas de disfunção, contudo o fenômeno de abrasão foi mais marcante no 1º grupo. A morfologia facial foi estudada em radiografias do crânio de perfil e pósterio-anterior. O estudo mostrou que os dois grupos eram diferentes quanto à altura facial e as relações verticais, ou seja, os pacientes com a maior força da mordida apresentaram: a) altura facial anterior menor e posterior maior; b) inclinação anterior da mandíbula menor com o ângulo goníaco menor; c) face superior mais profunda, maxila mais ampla; d) tendência de paralelismo entre a linha oclusal e a borda mandibular; e) base do crânio mais reta.

Os achados do estudo sugerem que a forma da face, particularmente, depende da força do músculo. A variação interindividual da face é menor para as pessoas com grande força da mordida, principalmente na relação vertical da face. A variação da base do crânio parece ocorrer nos dois grupos avaliados. A diferença essencial entre os dois grupos foi encontrada na altura da face e na inclinação mandibular.

Um estudo para estabelecer a distância oclusal onde o indivíduo desenvolveria a maior força foi realizado por Manns et al (1979), onde procuraram produzir uma atividade eletromiográfica mínima nos músculos da mastigação.

Para a pesquisa utilizou-se 8 adultos, 4 homens e 4 mulheres, com idades entre 19 e 32 anos, possuindo oclusão normal e nenhuma disfunção do sistema estomatognático. Um gnatodinamômetro do tipo *strain gauge*, foi utilizado, onde obteve uma calibração que variava de 20 N a 300 N, com curva de resposta linear nesta faixa. A abertura mínima ditada pelo gnatodinamômetro foi de 7 mm. A força da mordida foi registrada por mudança da resistência elétrica do strain gauge, medida por uma ponte de *Wheatstone* e amplificada 1000 vezes, sendo o local de mensuração a região de pré-molares.

Os resultados obtidos indicaram um ponto de máxima eficiência do sistema mastigatório, situado entre 15 e 20 mm de abertura oclusal, onde a máxima força de mordida é obtida com uma atividade eletromiográfica mínima.

Floystrand et al (1982), descreveram o uso de um sensor em miniatura para a medida da força de mordida. A amostra constava de 16 pessoas (8 homens e 8 mulheres) com idade entre 20 e 25 anos. Uma máquina de teste foi usada para aplicar cargas de 408 N a 1020 N. Os testes foram feitos com temperaturas de 24 graus e repetidamente a 37 graus.

O aparelho demonstrou confiabilidade, com erros menores de 4%. Para reduzir o impacto nos dentes, o instrumento foi coberto em ambos os lados com um disco de teflon de 0,1 mm de espessura, com um diâmetro de 7,5 mm. A armação foi protegida da umidade com um selante de silicone, podendo ser desinfetado. Nos testes clínicos, os sujeitos foram instruídos para que desenvolvessem a máxima força de mordida pelo maior tempo possível, com três segundos de intervalo entre as mordidas e o maior

número de vezes possível. A força foi registrada entre os primeiros molares do lado esquerdo. O número médio de mordidas foi de 16, variando de 5 a 27. A calibração do gnatodinamômetro foi aplicada manualmente (no local do experimento) com 10, 20, 40, 50, 100, 150, 200 e 250 N.

Os testes de laboratório mostraram que cargas de 10,2 N à 1020,4 N foram registradas com erros menores de 4%. Nos testes clínicos, a força de mordida máxima apresentou uma média de 510 N, variando de 336 N à 693 N. Doze participantes apresentaram uma força de mordida entre 408 N e 612 N. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os sexos.

Proffit et al (1983), descreveram o uso de um gnatodinamômetro, para mensurar as forças oclusais, utilizaram separação entre os maxilares de até um mínimo de 2,5 mm assim, forneceram dados a respeito de adultos de face longa e normal.

Foram selecionados 19 indivíduos de face tipo longa (6 homens e 13 mulheres), com idade média de 22,9 anos. O grupo de face tipo normal, constituiu-se de 21 pessoas (9 homens e 12 mulheres), com idade média de 22,7 anos e que estavam em tratamento ortodôntico.

As pessoas foram examinadas clinicamente por três ortodontistas, e classificadas inicialmente como pacientes com dimensões verticais da face normal e longa. Das radiografias cefalométricas, foram feitas 25 medidas, angulares e lineares, de cada paciente para analisar a morfologia vertical. Todas as pessoas estavam com boa saúde e sem nenhum problema sistêmico, determinado pela história médica. A dentição estava intacta, com os tecidos de suporte e periodontal dentro dos limites de normalidade. Nenhum sinal ou sintoma de disfunção temporomandibular foi observado.

A mensuração foi feita com um gnatodinamômetro aplicado na região de primeiro molar inferior.

Nenhuma diferença significativa foi encontrada na força oclusal para 2,5 mm ou 6 mm no grupo de face longa. Quando as variáveis foram comparadas com o grupo normal, os valores médios das forças de deglutição fornecidas pelo equipamento foram significativamente diferentes para os dispositivos de espessura de 2,5 mm e 6 mm os

dados do grupo de face longa e normal tiveram diferença significativa para todas as variáveis medidas pelos dois dispositivos.

De maneira geral, os indivíduos de face longa apresentam forças próximas de mordida, mas são menores que as dos indivíduos de face normal. Os indivíduos de face normal apresentaram força média de 310 N com desvio padrão de 200 N e os indivíduos de face longa apresentaram força média de 112 N com desvio padrão de 79 N quando utilizaram o equipamento de 2,5 mm para o equipamento de 6 mm, os indivíduos de face normal apresentaram força média de 356 N com desvio padrão de 187 N e os indivíduos de face longa apresentaram força média de 155 N com desvio padrão de 102 N.

Proffit, Fields (1983), mediram a força oclusal, durante a deglutição, mastigação e força máxima da mordida em um grupo de crianças de face longa. Os resultados obtidos foram comparados com os da mensuração feita no grupo controle de crianças de tipo facial normal.

As 18 crianças (9 do sexo masculino e 9 do feminino) de tipo facial normal e 12 crianças face longa (5 do sexo masculino e 7 do feminino) selecionadas tinham idade entre 6 e 11 anos.

Para a coleta de dados, um transdutor mais fino foi usado. Os dados da força de contato oclusal durante a deglutição foram obtidos colocando-se 2 ml de água na boca e pedindo para deglutir. Foi feito o registro da pressão e uma segunda medida foi realizada, imediatamente após a deglutição.

Os dados da mastigação simulada e da força máxima da mordida foram registrados (pedindo para o indivíduo morder o mais forte possível). Cada atividade foi repetida sete vezes com separação de 2,5 mm e 6 mm no dente molar.

As crianças de face longa e normal foram escolhidas de um grupo de pacientes em tratamento ortodôntico, com base nas características faciais observadas clinicamente por dois ortodontistas, relativa porcentagem da altura total da face (glabella-mento mole) e altura facial inferior (subnasal-mento mole). Radiografias do crânio foram obtidas e analisadas.

Os resultados do estudo mostraram que, embora as crianças não cooperassem, foi possível obter os dados da força oclusal de todas. A variabilidade dos dados foi notadamente maior para as crianças do que para os adultos, principalmente na deglutição.

Houve diferença nos valores médios das forças mensuradas para os grupos de faces tipo normal e longa, mas as diferenças não foram estatisticamente significantes.

De maneira geral, os indivíduos de face longa apresentam forças próximas de mordida, mas são menores que as dos indivíduos de face normal. Os indivíduos de face normal apresentaram força média de 174,3 N com desvio padrão de 191,6 N e os indivíduos de face longa apresentaram força média de 100,5 N com desvio padrão de 59,4 N quando utilizaram o equipamento de 2,5 mm. Para o equipamento de 6mm, os indivíduos de face normal apresentaram força média de 155,0 N com desvio padrão de 141,8 N e os indivíduos de face longa apresentaram força média de 121,8 N com desvio padrão de 103,2.

A intensidade de tensão que os músculos da mastigação poderiam desenvolver pela variação do grau de abertura da boca foi investigada por Mackenna, Türker (1983), foram analisados 20 pessoas, com idade média de 20 anos (17-30 anos).

Utilizou-se, para o experimento um gnatodinamômetro de duas barras de aço, com 2 mm de espessura, fixadas a uma morsa para permitir a variação da abertura das hastes. Assim, a distância entre os dentes incisivos poderia ser mudada rápida e facilmente por meio de um parafuso da morsa. Um transdutor foi conectado à superfície inferior de cada barra e a força exercida na barra foi registrada nos dentes incisivos. O gnatodinamômetro foi calibrado e linearmente relacionado a uma força incisiva acima de 500 N e todas as forças máximas exercidas durante o experimento foram registradas dentro desse limite.

As pessoas foram estimuladas a exercer a máxima por 4 segundos, com 1 minuto de repouso antes de cada mordida. Três medidas foram tomadas para cada abertura. A distância vertical foi mudada de modo aleatório, a fim de que nenhum aumento da força de mordida exercida pelos dentes incisivos, pela repetitividade, tivesse qualquer influência no resultado.

O estudo apontou que a maior força exercida pelos dentes incisivos se dá, quando há abertura incisal de 17 mm aumentando ou diminuindo a distância entre os incisivos, a força exercida pelos dentes incisivos diminui.

O gnatodinamômetro não possibilitou registrar força com abertura menor do que 8 mm

Todas as pessoas aumentaram a força da mordida ao longo do experimento. Para alguns, a primeira força da mordida registrada tinha a metade da força das últimas mordidas. Os limites de confiança foram calculados para achar a variação ótima de abertura para a força máxima. A abertura da boca deveria estar entre 14 e 20 mm para que a média da população desenvolvesse maior força incisal.

Haraldson et al (1985), estudaram a relação entre as máximas forças de mordida e a atividade eletromiográfica dos músculo temporal e masseter.

O experimento foi realizado com 5 pessoas (4 homens e 1 mulher), com idades entre 20 e 52 anos (média de 35 anos). Todos os participantes apresentavam boa saúde geral e nenhum sinal ou sintoma de distúrbio funcional do sistema mastigatório.

Um estudo eletromiográfico, foi realizado com a colocação dos eletrodos na parte anterior e posterior do músculo temporal e no músculo masseter.

Para o registro da força de mordida foi utilizado um gnatodinamômetro do tipo Strain Gauge.

Observou-se que, quando o garfo de mordida estava adaptado na região do dente primeiro-molar e pré-molar, a abertura anterior da boca variava de 18 a 22 mm (média 20 mm), para uma mordida leve, e de 15 a 16 mm (média 16 mm), para uma mordida forte.

Em cada experimento o gnatodinamômetro foi colocado entre os dentes 16/46 e depois nos dentes 14/44. Pediu-se ao paciente que, por 60 segundos, sustentasse uma força de mordida de 51 N, 102 N, 204 N e sua força máxima. Antes de cada um dos registros, nas condições acima, houve um período de descanso de 5 minutos. Para o indivíduo controlar sua força de mordida nos níveis de 51, 102 e 204 N, era fornecido uma indicação visual da força de mordida que ele estava desenvolvendo. Em cada experimento, aplicou-se um teste de resistência, com o gnatodinamômetro colocado

entre os dentes 16/46. O paciente aplicava sua força de mordida máxima pelo maior tempo possível, sem receber indicação visual da força desenvolvida. Os resultados mostraram que houve variação individual, em duas das quatro pessoas do estudo, que resistiram menos do que 60 segundos.

Para análise dos resultados, tomou-se o registro da atividade eletromiográfica dos músculos no 5 e 60 segundos do período de sustentação da força medida.

A atividade eletromiográfica de todos os músculos aumentou com o aumento da força de mordida, porém, a linearidade entre a atividade eletromiográfica e a força de mordida foi encontrada apenas para o músculo masseter e temporal anterior. Os autores comentam que a pequena amostra do experimento caracteriza-o como um estudo-piloto, necessitando mais estudos para uma conclusão mais fundamentada.

Devlin, Wastell (1985), estabeleceram a relação entre a atividade eletromiográfica de superfície do músculo masseter e a força de mordida desenvolvida pelos dentes posteriores no fechamento rápido e lento da boca. Seis pessoas foram avaliadas (4 homens e 2 mulheres), com idades entre 30 e 45 anos.

Houve variação da força de mordida de zero até um valor máximo, o mesmo ocorrendo para a atividade eletromiográfica.

O EMG e a força de mordida foram demonstrados como uma função do tempo para fechamento rápido e lento. A máxima atividade elétrica foi atingida após 0,1 segundos do fechamento rápido, enquanto que, no fechamento lento, ocorreu após 0,3 segundos.

Van Spronsen et al (1989), descreveram o uso da imagem de ressonância magnética dos músculos da mastigação para avaliar a força de mordida com atuação dos referidos músculos.

Após instruções e vários testes, foram registradas cinco mordidas. Para evitar a fadiga muscular, foi dado 1 minuto de pausa entre as medidas. O valor máximo encontrado foi usado para a análise. Posteriormente, foi estimada a concordância entre a área da secção transversal, medida pela imagem de ressonância magnética e tomografia computadorizada.

Nestes estudo, encontrou-se uma média de força máxima de mordida de 359 N nos dentes incisivos centrais, e de 665 N, nos primeiros-molares. Houve concordância aceitável entre a área da secção transversal medida por imagem de ressonância magnética. Os resultados mostraram que a área da secção transversal dos músculos masseter e pterigoideo medial apresentaram alta correlação com a força máxima de mordida dos dentes incisivos e molares.

Conclui-se que a área da secção transversal dos músculos masseter e pterigoideo medial pode ser avaliada pela imagem de ressonância magnética. A avaliação da imagem da área da secção transversal do músculo temporal foi menos exata devido à sua morfologia específica, mas ficou dentro de limites aceitáveis. A avaliação da imagem da área seccional do pterigoideo lateral não foi exata, apontando que somente uma reconstrução de múltiplos cortes deste músculo pode resolver esse problema.

Killiarids et al (1995), realizaram um estudo com o propósito de avaliar o efeito da fadiga e do treino mastigatório sobre a força máxima e a manutenção da capacidade muscular, vinte e cinco adultos saudáveis, com idade entre 21 e 31 anos, com dentição completa e sem sintomas ou sinais de disfunção temporomandibular, foram selecionados e participaram do estudo. Dividiu-se a amostra em um grupo experimental de 7 homens e 10 mulheres e um grupo controle de 4 homens e 4 mulheres.

O grupo experimental foi instruído à treinar a musculatura mastigatória, usando uma goma especial de mascar e o grupo controle não realizou nenhum treino. Duas pessoas foram excluídas do grupo experimental: um homem, por falta de cooperação, e uma mulher, por sintomas de disfunção temporomandibular, três dias após o início do treino mastigatório.

A mensuração de força máxima da mordida e a resistência à fadiga dos músculos foram medidas. O dispositivo consistiu em um garfo de metal coberto por um plástico para evitar a fratura do esmalte, conectado a um medidor de esforço (transdutor). A força da mordida foi mensurada e registrada graficamente.

Os registros para força máxima de mordida foram: grupo experimental com 584 N para início do treino e 688 N após o treino e grupo controle 587 N para início do

treino e 724 N após o treino lembrando-se que o grupo controle não foi submetido ao treino, no entanto as medidas foram realizadas no mesmo período.

A média e o desvio-padrão foram calculados para cada variável medida. A análise de variância (ANOVA) foi usada para testar a significância do treino mastigatório e do teste de fadiga, como fatores que influenciam as características dos músculos mastigatórios. O resultado da análise de variância mostrou que o fator treino mastigatório foi estatisticamente significativo e que pode aumentar a força dos músculos. As pessoas com pouca força inicial máxima apresentaram um aumento depois do treino. Parece haver influência na capacidade dos músculos da mastigação para aumentar sua força (em quatro semanas de treinamento com goma dura), principalmente em adultos com músculos fracos. A fadiga induzida dos músculos parece não influenciar a força de mordida.

O grupo controle possuía capacidade de mordida maior do que o grupo experimental, já no início do experimento. O grupo experimental, mesmo com o treino mastigatório, não atingiu a capacidade de mordida do grupo controle.

Tortopidis et al (1998), compararam o desempenho de três gnatodinamômetros eletrônicos com transdutores, adaptados em várias posições.

O estudo analisou 8 homens, com idades variando de 25 a 32 anos (média de 29 anos), com dentição completa, sem queixa de dor na região oral e sem ruídos na articulação temporomandibular ou dor muscular.

Foram utilizados três gnatodinamômetros de medidas: unilateral, bilateral e anterior. O gnatodinamômetro de medida unilateral foi colocado entre os dentes segundo pré-molar e primeiro molar. O gnatodinamômetro bilateral foi colocado entre os segundos pré-molares e primeiro-molares, de ambos os lados, e o anterior foi colocado abrangendo os dentes incisivos e caninos com a mandíbula em protrusão.

O gnatodinamômetro eletrônico utilizava um transdutor. A espessura total variava de 8 à 10 mm e produzia uma abertura da mandíbula de 11 mm, quando medida nas bordas dos dentes caninos. Cuidou-se para que os participantes se familiarizassem com o gnatodinamômetro e com a indicação visual da força de mordida.

A força de mordida era maior quando medida com um gnatodinamômetro bilateral entre os dentes posteriores 590 N e desvio-padrão de 239 N; quando medida unilateralmente nos dentes posteriores tinha-se 436 N e desvio-padrão de 134 N; quando medida nos dentes anteriores 291 N e desvio-padrão de 167 N.

2.5 Fadiga Muscular

Di Giulio et al 2006, observou um grande acúmulo de literatura para definição e causas da fadiga muscular estudo estes vindos desde Angelo Mosso no final de 1800. No entanto, mesmo com grande acúmulo literário, ainda estes se tornam incapazes de declarar com certeza o porque dos músculos tornarem-se fadigados em determinadas condições (Nybo e Secher, 2004; Cairns, 2006; Nordstrom et al 2007.; Nybo e Rasmussen, 2007).

Para Friedman et al, 2007 e Bailey et al, 2007 fadiga muscular caracteriza-se pela diminuição da capacidade muscular por um período transitório, ou seja, diminuição da força muscular.

Segundo Sogaard et al 2006, a fadiga muscular apresenta-se como uma diminuição da capacidade muscular, como a incapacidade de sustentação de um momento de força na realização de um exercício, causando assim um esgotamento da função contrátil do músculo.

A diferença fundamental entre fadiga muscular e a incapacidade de terminar uma tarefa é que a fadiga está relacionada com a diminuição da força máxima, já a incapacidade pode estar ligada à um momento de exaustão muscular. Uma forma de averiguar a fadiga muscular é durante um exercício fadigante, provocar momentos de contrações máximas para estimar a diminuição da força máxima. (Griffin et al 2001).

A resposta de porque a fadiga ocorre, parece simples e pode-se dizer que ocorre devido a um ou vários processos fisiológicos que levam a uma deficiência contrátil causando a diminuição da força muscular. No entanto a resposta é mais complexa, pois também depende de onde a atividade é exercida, e é um dos pontos mais investigados nos estudos realizados nos últimos 100 anos (Asmussen, 1979; Enoka e Stuart, 1992).

Assim, conforme os processos de fadiga, não existe uma única causa para esta condição. Sendo assim, a causa dominante é realçada durante os exercícios fadigantes (Cairns et al, 2005).

Enoka e Stuart, 1992, observaram a grande característica do sistema neuromuscular em adaptação crônica, uma vez que quando sujeito a um estímulo como a imobilização, o treino ou perante o efeito do envelhecimento, pode adaptar-se às exigências funcionais. Da mesma forma, consegue adaptar-se a alterações agudas, tais como as associadas aos exercícios prolongado ou intenso.

A fadiga também se apresenta como um processo de proteção contra lesões das fibras musculares esqueléticas (Williams e Klug, 1995). Segundo Enoka e Duchateau 2008, a taxa de fadiga muscular pode ser obtida em estudos entre grupos de indivíduos diferentes realizando tarefas idênticas.

Para Guyton, 1997, contrações fortes e prolongadas de um músculo levam ao estado bem conhecido como fadiga muscular. Estudos em atletas mostraram que a fadiga muscular aumenta quase em proporção direta com a intensidade da perda do glicogênio muscular. Por conseguinte, a maior parte da fadiga resulta, com muita probabilidade, simplesmente da incapacidade dos processos contrateis e metabólicos das fibras musculares de produzir, de modo contínuo, a mesma quantidade de trabalho. Todavia, experimentos demonstraram que a transmissão do sinal neural através da placa motora, pode ficar diminuída após atividade muscular prolongada, o que diminuiria ainda mais a contração muscular. A interrupção do fluxo sanguíneo para um músculo em contração produz fadiga muscular quase total em um minuto ou pouco mais, devido à perda óbvia do fornecimento de nutrientes - em especial, a falta de oxigênio.

2.6 Medição de Força

Os métodos de medição de força são recentes na história da instrumentação assim, houve a necessidade da busca de equipamentos e máquinas confiáveis que não dependessem, de um complexo formalismo matemático que muitas vezes possibilitavam respostas aproximadas.

Todavia, devido a questões econômicas, a antiga prática de superdimensionamento de componentes estruturais, e as análises puramente empíricas não cabiam mais nas indústrias, desta forma, a pesquisa científica desenvolvida pela Matemática, Física, Eletrônica e Mecânica Aplicada resultou no surgimento da extensometria que tornou-se capaz da determinação de esforços experimentais, sob condições reais de serviço.

Em 1931, Roy Carlson utilizou o princípio dos extensômetros em seus trabalhos e assim, os extensômetros tiveram grande aplicação em estudos de medição de força. (Fialho, 2002).

2.6.1 *Strain Gauges* (Células Extensométricas)

As células extensométricas, são utilizadas para converter deformações mecânicas em sinais elétricos proporcionais, tendo como característica a variação da resistência elétrica junto ao processo de deformação. Estas células são afixadas nas superfícies dos corpos de prova recebendo o nome de *Strain Gauges*.

Os tipos de *Strain Gauges* mais utilizados são os metálicos que são subdivididos em Gauges de filamentos (*Wire Strain Gauge*) onde o elemento sensível é um fio circular metálico com de seção transversal de diâmetro 0,0025 mm disposto conforme a Figura 10. (Fialho, 2002)

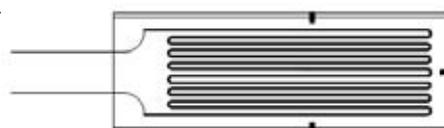


Figura 10 – Extensômetro de filamento (Fialho, 2002)

O outro tipo é o *Gauge* de trama pelicular (*Foil Strain Gauge*), onde o elemento sensível é uma película de metal com micro espessuras conforme a Figura 11 (Fialho, 2002).



Figura 11 - Extensômetro de Lâmina (Fialho, 2002)

2.6.2 Método de medida

Em consonância com o exposto até o momento, as bandas extensométricas, ao sofrerem deformação, proporcionalmente variam sua resistência elétrica. Assim, faz-se necessário um mecanismo capaz de quantificar a variação de resistência.

A forma mais eficaz de medir a variação da resistência, onde os valores são extremamente reduzidos, é com a utilização de um circuito chamado de ponte de *Wheatstone*, que consiste em um sistema passivo formado por quatro resistências montadas duas a duas em série conforme Figura 12.

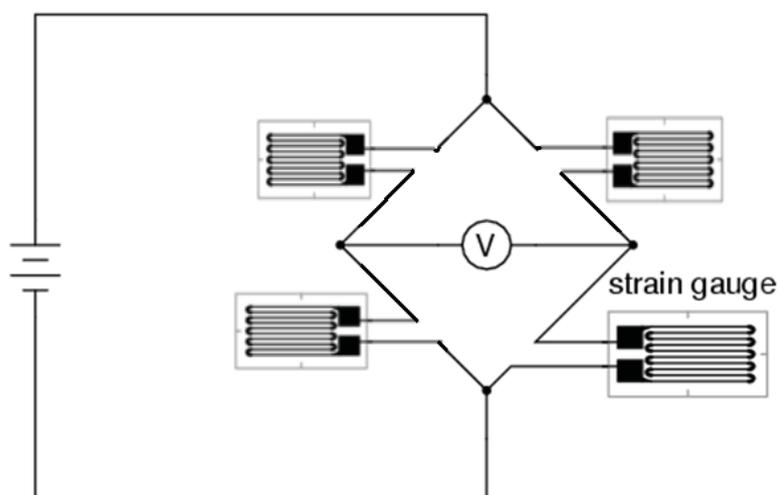


Figura 12 – Ponte de *Wheatstone*

Partindo-se da ponte de *Wheatstone* como circuito fundamental, são dois os procedimentos para medir o desequilíbrio da resistência elétrica:

- Método direto: esse método consiste em medir a diferença de potencial presente nos bornes de saída da ponte, com a ajuda de um voltímetro de precisão.
- Método de zero: esse método consiste em obter o equilíbrio da ponte e neste momento fazer aferição (Fialho, 2002).

2.7 Transdutores de Força

Os transdutores, Figura 13, são dispositivos que tem por finalidade medir cargas estáticas ou dinâmicas, sendo aplicados em condições onde ocorre, o mínimo de deslocamento, convertendo esses deslocamentos em sinais elétricos.



Figura 13 – Tipos de transdutores (Fonte: <http://br.mt.com/br/pt/home.html>)

Quando o sinal de saída é convertido em unidades de peso o transdutor é denominado de célula de carga, sendo aplicadas para mensurar força.

O princípio de funcionamento das células de carga, é baseado na deformação do sistema mecânico, submetido à uma força, onde no sistema estão inseridos os extensômetros.

Os transdutores de carga necessitam de um sistema capaz de converter as deformações em sinais elétricos proporcionais e converte-los em unidade de interesse (Figliola, 1991).

2.7.1 Tipos de Transdutores de Força

Os transdutores apresentam-se como passivos e ativos, salvo os piezolétricos, todos os demais são passivos e quanto ao princípio de funcionamento podem ser indutivos, capacitivos e resistivos (Figliola, 1991).

Todos os transdutores de força devem ter as seguintes características gerais:

- variado campo de medidas;
- rigidez mecânica;
- ótima linearidade;
- baixa histerese com boa capacidade de repetição;
- alta sensibilidade com boa resolução
- trabalho em condições adversas

2.8 RDC/DTM - (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*)

O RDC/DTM que está no anexo 8.1, é uma ferramenta de avaliação desenvolvido por um grupo de pesquisadores clínicos e epidemiológicos, que busca critérios de diagnóstico a fim de classificar e tratar os indivíduos com DTM. Destina-se ao estudo da DTM, onde envolve variáveis clínicas e socioeconômicas (nível educacional, renda, idade, etc.), permitindo desta forma padronizar a obtenção de dados, reproduzir estudos. O RDC/DTM, além dos fatores clínicos (sinais e sintomas clássicos de DTM contempla ainda fatores de ordem sistêmica e psicossocial em pacientes com distúrbios temporomandibulares, que podem ser utilizados como fatores prognósticos (GROSSI et al, 2001; BRILHANTE, 2001).

Para Ahmad et al 2009, devido a complexidade de classificar a disfunção temporomandibular (DTM), desenvolveu-se vários métodos para classificação, o critério de pesquisa para diagnóstico da DTM mais aplicado é o RDC/DTM (*Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders*). Proposto em 1992 por Dworkin e LeResche, este sistema possui dois eixos para avaliação. Eixo I refere-se a uma avaliação clínica e radiográfica, cujo intuito foi diferenciar dor miofascial,

deslocamento articular, artralguas, artrite e artrose. Eixo II, avalia o estado psicológico e dor relacionada com deficiência.

O eixo I do RDC / DTM apresenta de uma forma resumida os critérios de análise de imagem para a articulação temporomandibular (ATM) como, deslocamento de disco usando artrografia e ressonância magnética (RM) e, para a osteoartrose (OA) tem com base a tomografia computadorizada (CT).

A radiologia panorâmica não foi incluída como uma opção de imagem na RDC/DTM original, no entanto tem sido recomendado como uma ferramenta de triagem. Com o uso crescente de CT e RM, houve necessidade de criar critérios de análise de imagem para que fosse utilizado como parte do RDC/DTM.

Com o objetivo de utilização do RDC/DTM no Brasil, houve necessidade do processo de validação no idioma Português, a fim de verificar a confiabilidade do referido questionário o qual foi obtido de forma completa por Walber em 2008.

3 METODOLOGIA

Sendo um estudo exploratório, onde sua natureza caracteriza-se pela forma aplicada e experimental, definiu-se assim, para que o projeto fosse concluído, dividi-lo nas seguintes etapas:

- 3.1 Construção da unidade sensora, utilizando células de cargas industriais;
- 3.2 Apresentação da unidade coletora e de processamento;
- 3.3 Usinagem, Montagem, Calibração e Modelagem Matemática da unidade sensora junto ao multímetro e computador;
- 3.4 Delineamento Experimental;

A construção do gnatodinamômetro proposto neste estudo permite realizar estudos de análise de força de mordida, o equipamento, divide-se em 3 seções: unidade sensora, unidade coletora (multímetro), unidade de processamento (computador) conforme Figura 14.

A construção do gnatodinamômetro utilizado neste projeto teve como partes integrantes peças obtidas junto a empresas especializadas em instrumentação eletrônica.



Figura 14- Estrutura de instrumentação do equipamento.

3.1 Unidade Sensora

A construção da unidade sensora passou por uma fase de estudo onde o ponto de discussão foi de se construir uma célula de carga ou buscar no mercado de instrumentação eletrônica, uma célula que apresentasse confiança para aplicação durante os experimentos. Assim a decisão ficou por utilizar uma célula já estabelecida e em utilização junto a equipamentos de medição de pesagem industrial.

Porém, a busca da célula esbarrou em fatores como dimensão da célula e valores, muitas buscas foram realizadas junto ao mercado até que a melhor célula de carga pudesse ajustar-se ao objetivo como dimensão e valor.

Portanto, a célula de carga utilizada, Figura 15, é uma célula de carga tipo viga modelo A, que foi construída em alumínio aeronáutico, com tratamento especial contra corrosão, sobre o qual são aplicados os *strain-gauge* de alta qualidade com proteção que garantem resistência à umidade e insetos. Esta célula foi adquirida junto á Alfa Instrumentos. Suas características técnicas são apresentadas no quadro 1:

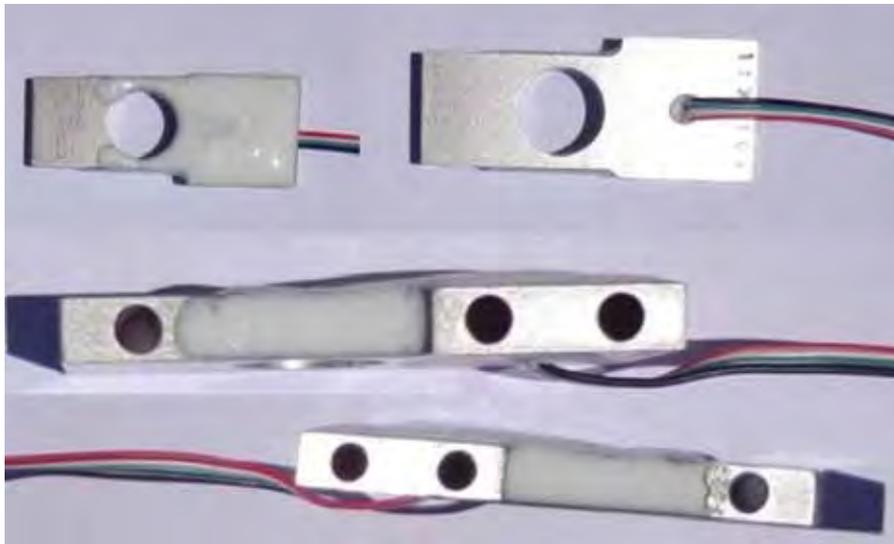


Figura 15 – Célula da Alfa Instrumentos

As Célula de Carga tipo flexão [beam] Mod. A	
Capacidade Nominal - kg	50
Material	Alumínio anodizado
Sensibilidade - mv/V	2 +/- 10%
Erro combinado - % saída nominal	< 0,03
Creep à capacidade nominal - % saída nominal	20 min: < 0,03 8 hrs: < 0,05
Zero inicial - % saída nominal	+/- 1
Temperatura de trabalho útil - 0°C	- 5 a + 60
Temperatura de trabalho compensada - 0°C	0 a + 50
Erro de excentricidade conforme OIML	> 3,000 divisões
Efeito da temperatura - ppm/°C da saída nominal	no zero: < 30 na calibração: < 10
Máx. sobrecarga s/ alterações - capacidade nominal	150
Sobrecarga de ruptura - % capacidade nominal	300
Excitação VCC ou VCA	máxima: 15 recomendada: 10
Resistência elétrica entrada - ohms	405 +/- 10
Resistência elétrica saída - ohms	350 +/- 1
Resistência de isolamento (50 VCC máx.) megaohms	> 5.000
Deflexão máxima - mm a capacidade nominal	< 0,2
Grau de proteção (IEC 529)	IP67

Quadro 1- Características da célula de carga

Suas dimensões são apresentas na Figura 16 e no quadro 2 .

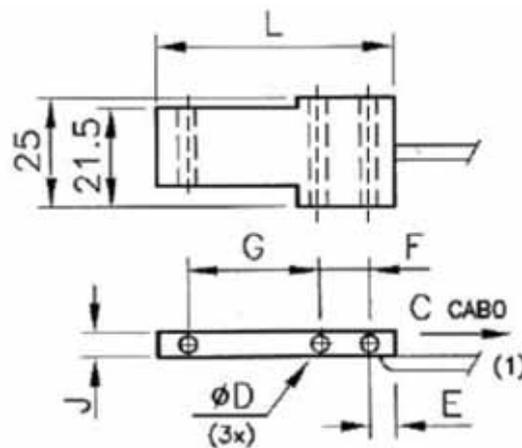


Figura 16 – Dimensões da célula A 50

Célula de Carga modelo A 50								
Modelo	C	D	E	F	G	J	L	TORQUE
A 50	0.5mm	4.4mm	6.4mm	12.7mm	33.3mm	6.3mm	60mm	0.4Kgm

Quadro 2 – Dimensões da célula A 50

Para a base de fixação e suporte superior da célula de carga foi desenvolvido uma estrutura em alumínio aeronáutico, onde o indivíduo deverá aplicar a força de mordida sobre uma plataforma, a qual aplicou-se resina a fim de se evitar danos as estruturas dentais do indivíduo. O desenho da base é apresentado na Figura 17 e do suporte na Figura 18, com suas respectivas perspectiva e dimensões. As dimensões da plataforma de mordida foram baseadas nos estudos de Mackenna, Türker (1983) o qual mostrou que a maior força de mordida, foi obtida entre as dimensões de 14 a 20 mm.

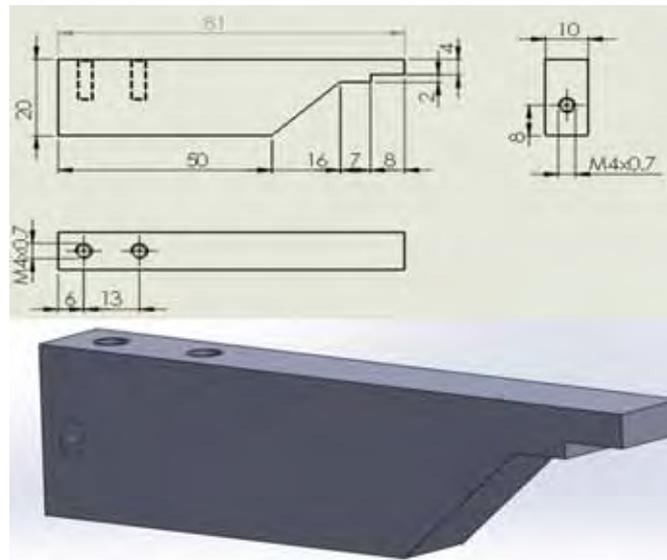


Figura 17- Base de fixação da célula de carga

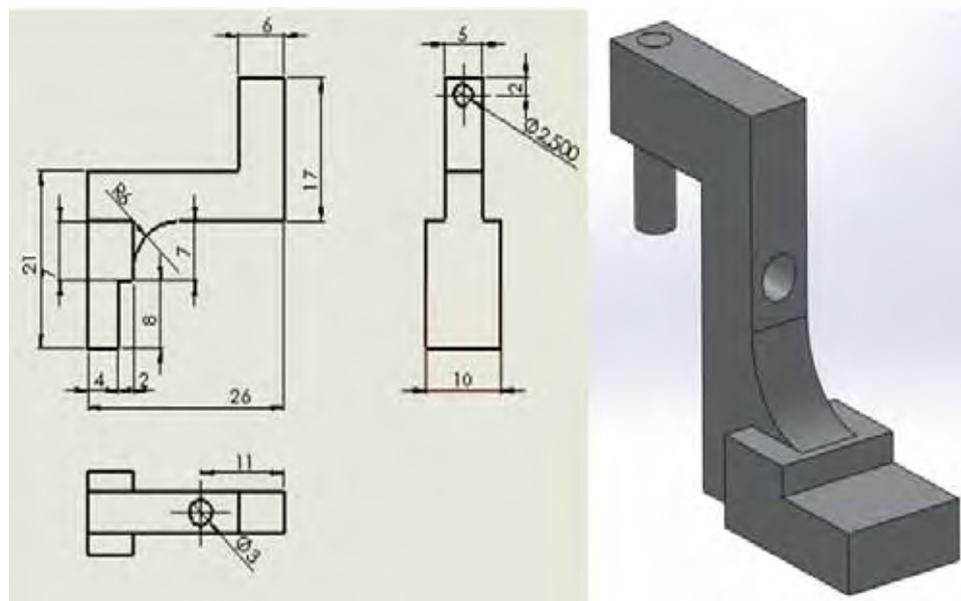


Figura 18- Suporte superior

3.2 Unidade Coletora e de Processamento

Para a unidade coletora de dados optou-se pela utilização de um multímetro Modelo UT71E adquirido na Políterm.

O multímetro UT71E, além das funções de medidas convencionais, tem uma porta USB para conexão com o computador a fim de realizar registros e monitoramento com captura de dados em forma dinâmica apresentando gráficos e dados para utilização em pesquisas científicas.

Esse multímetro possui uma faixa de medida de 400 mV ,4.000 V, 40.00 V, 400.0 V e 4000 V e foi utilizado para mensuração da variação de tensão na célula de carga aplicada ao projeto.

Em cada faixa, o instrumento possui uma impedância de entrada de 10 M Ω . o efeito de carga pode causar erro em circuitos de alta impedância para circuitos com impedância de entrada menos que 10 K Ω o erro é considerado desprezível, sendo assim o que ocorre com a célula de carga que foi utilizada no projeto.

As características técnicas do multímetro estão no quadro 3.

MULTÍMETRO MODELO UT-71E	
Auto Power Off	30 min.
Tensão Máxima	4000
Contagem Máxima do Display	2 +/- 10%
Erro combinado - % saída nominal	< 0,03
Velocidade de Medida	3/seg.
Temperatura de Operação	0°C a 40°C
Temperatura de trabalho útil - 0°C	- 5 a + 60
Altitude de Operação	2000m
Bateria	9V (NEDA1604 ou 6F22 ou 006P)
Dimensão	187(A)x81(L)x39(P)mm
Peso	350g
Precisão	0,01mV ($\pm 0,8\% +4$)

Quadro3 – Características técnicas do multímetro

A unidade de processamento é um computador do tipo portátil modelo notebook da HP, onde foi instalado o programa original do multímetro para processamento dos sinais.

3.3 Usinagem, Montagem e Calibração e Modelagem do Gnatodinamômetro

3.3.1 Usinagem

A base e a parte superior foram usinadas no torno mecânico universal Romi Tormax 20A conforme Figura 19.



Figura 19 – Etapa de usinagem

Após a usinagem, as peças são apresentadas na Figura 20 e estão prontas para montagem junto á célula de carga.



Figura 20 – Peças Usinadas e prontas para montagem

3.3.2 Montagem

A montagem das partes da unidade sensora foi executada segundo a Figura 21.

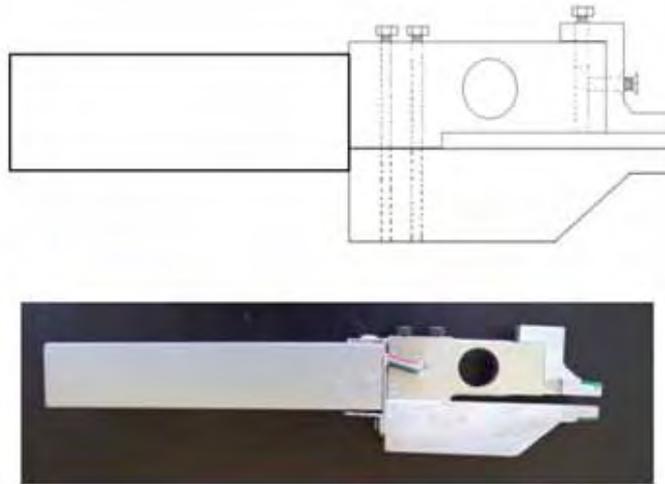


Figura 21 - Montagem Unidade Sensora

Para alimentação da unidade sensora e multímetro, utilizou-se uma fonte de estabilização automática da NODAJI Modelo OP21059 de 12 V e 500 mA.

3.3.3 Calibração

Com o objetivo de se obter o menor erro possível neste sistema de medição, fez-se uso de sensores e multímetros certificados por indústria especializada no ramo de medidas de peso e tensão elétrica, o qual apresenta confiabilidade na exatidão nos dados apresentados.

Assim para calibração do sistema completo, utilizou-se a máquina universal de força (MUF), montando-se a Tabela 1 e Figura 23 de leitura de Tensão (mV) no multímetro e sua correlação com a carga (N) aplicada pela MUF conforme Figura 22.



Figura – 22 Calibração na MUF

Tabela 1 – Calibração do GF-I

Calibração GF-I		
Medida	Força (N)	Tensão (mV)
1	0	0,00
2	10	0,11
3	20	0,28
4	30	0,32
5	40	0,41
6	50	0,53
7	60	0,59
8	70	0,67
9	80	0,79
10	90	0,93
11	105	1,02
12	115	1,21
13	128	1,33
14	138	1,42
15	150	1,49
16	160	1,64
17	174	1,80
18	186	1,90
19	198	2,00
20	209	2,1
21	222	2,2
22	234	2,3
23	248	2,4
24	260	2,5
25	279	2,77
26	287	2,83
27	304	2,91
28	317	3,08
29	332	3,22
30	352	3,33
31	370	3,42
32	382	3,71
33	398	3,84
34	414	3,98
35	437	4,29
36	452	4,42
37	473	4,61
38	483	4,72
39	506	4,91

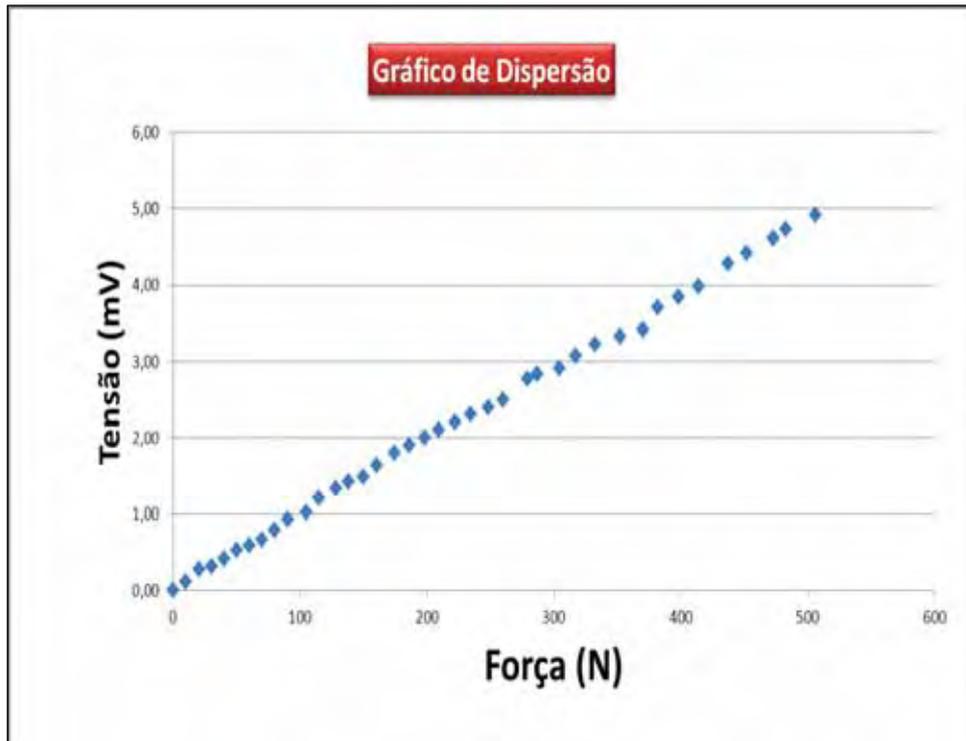


Figura 23 – Gráfico dispersão da calibração do GF-I

3.3.4 Modelagem Matemática do GF-I

Os estudos e pesquisas que o homem busca e procura a fim de entender os fenômenos naturais formulando teorias, ainda que a natureza continue existindo e funcionando independente das teorias científicas criadas, o homem utiliza tais teorias para avançar seus conhecimentos que possibilitam num futuro tomar decisões e agir corretamente.

Assim a modelagem matemática, tem sido muito aplicada nos estudos multidisciplinares a fim de propor modelos matemáticos que norteiam no presente um estudo e podendo fazer previsões para acontecimentos no futuro.

Para este estudo utilizou-se a modelagem para obter-se uma equação a fim de converter os sinais obtidos pelo GF-I, dados esses fornecidos na unidade de Volts no caso “mV” em unidade de força Newton “N”, que é uma unidade mais conhecida universalmente.

Para formulação do modelo matemático, utilizou-se o método dinâmico por envolver duas variáveis. Sendo assim, após a obtenção dos dados dispostos na Tabela 1 construiu-se o gráfico de dispersão conforme Figura 23, propondo para este estudo o processo de regressão, que tem por finalidade validar o modelo a ser proposto.

Com o objetivo de construção do ajuste linear do tipo “ $Y = a \cdot X + b$ ”, utilizou-se o Método dos Quadrados Mínimos para obtenção dos parâmetros a e b, por meio das equações 1 e 2, obtendo o gráfico de regressão Figura 24. Para verificação da relação entre as variáveis aplicou-se o coeficiente de correlação de Pearson que define a aceitação do modelo. Assim, os dados obtidos estão na Tabela 2.

$$\text{Parâmetro } a = \frac{(\sum_{i=1}^n xi) * (\sum_{i=1}^n yi) - n * (\sum_{i=1}^n xi * yi)}{(\sum_{i=1}^n xi)^2 - n * (\sum_{i=1}^n xi^2)} \quad \text{eq. 1}$$

$$\text{Parâmetro } b = \frac{[(\sum_{i=1}^n xi * yi) * \sum_{i=1}^n xi] - (\sum_{i=1}^n xi^2) * (\sum_{i=1}^n yi)}{(\sum_{i=1}^n xi)^2 - n * (\sum_{i=1}^n xi^2)} \quad \text{eq. 2}$$

$$\text{Coeficiente Pearson } r = \frac{\sum_{i=1}^n xi * yi - \frac{(\sum_{i=1}^n xi) * (\sum_{i=1}^n yi)}{n}}{\{((\sum_{i=1}^n xi^2) - \frac{(\sum_{i=1}^n xi)^2}{n}) * ((\sum_{i=1}^n yi^2) - \frac{(\sum_{i=1}^n yi)^2}{n})\}^{1/2}} \quad \text{eq. 3}$$

Tabela -2 Modelagem Matemática para Equação de Regressão

CALIBRAÇÃO GF-I							22	234	2,3	538,20	54756,00	5,29
MEDIDA	X - FORÇA (N)	Y - TENSÃO (mv)	Xi * Yi	Xi^2	Yi^2	23	248	2,4	595,20	61504,00	5,76	
1	0	0,00	0,00	0,00	0,00	24	260	2,5	650,00	67600,00	6,25	
2	10	0,11	1,10	100,00	0,01	25	279	2,77	772,83	77841,00	7,67	
3	20	0,28	5,60	400,00	0,08	26	287	2,83	812,21	82369,00	8,01	
4	30	0,32	9,60	900,00	0,10	27	304	2,91	884,64	92416,00	8,47	
5	40	0,41	16,40	1600,00	0,17	28	317	3,08	976,36	100489,00	9,49	
6	50	0,53	26,50	2500,00	0,28	29	332	3,22	1069,04	110224,00	10,37	
7	60	0,59	35,40	3600,00	0,35	30	352	3,33	1172,16	123904,00	11,09	
8	70	0,67	46,90	4900,00	0,45	31	370	3,42	1265,40	136900,00	11,70	
9	80	0,79	63,20	6400,00	0,62	32	382	3,71	1417,22	145924,00	13,76	
10	90	0,93	83,70	8100,00	0,86	33	398	3,84	1528,32	158404,00	14,75	
11	105	1,02	107,10	11025,00	1,04	34	414	3,98	1647,72	171396,00	15,84	
12	115	1,21	139,15	13225,00	1,46	35	437	4,29	1874,73	190969,00	18,40	
13	128	1,33	170,24	16384,00	1,77	36	452	4,42	1997,84	204304,00	19,54	
14	138	1,42	195,96	19044,00	2,02	37	473	4,61	2180,53	223729,00	21,25	
15	150	1,49	223,50	22500,00	2,22	38	483	4,72	2279,76	233289,00	22,28	
16	160	1,64	262,40	25600,00	2,69	39	506	4,91	2484,46	256036,00	24,11	
17	174	1,80	313,20	30276,00	3,24	Σ	8763	85,98	27523,27	2825373,00	268,25	
18	186	1,90	353,40	34596,00	3,61	n	39					
19	198	2,00	396,00	39204,00	4,00	r	0,999379699					
20	209	2,10	438,90	43681,00	4,41	a	0,009579963					
21	222	2,20	488,40	49284,00	4,84	b	0,052071495					

EQ. REGRESSÃO: $Y = 0,0521 + 0,00958 \cdot X$

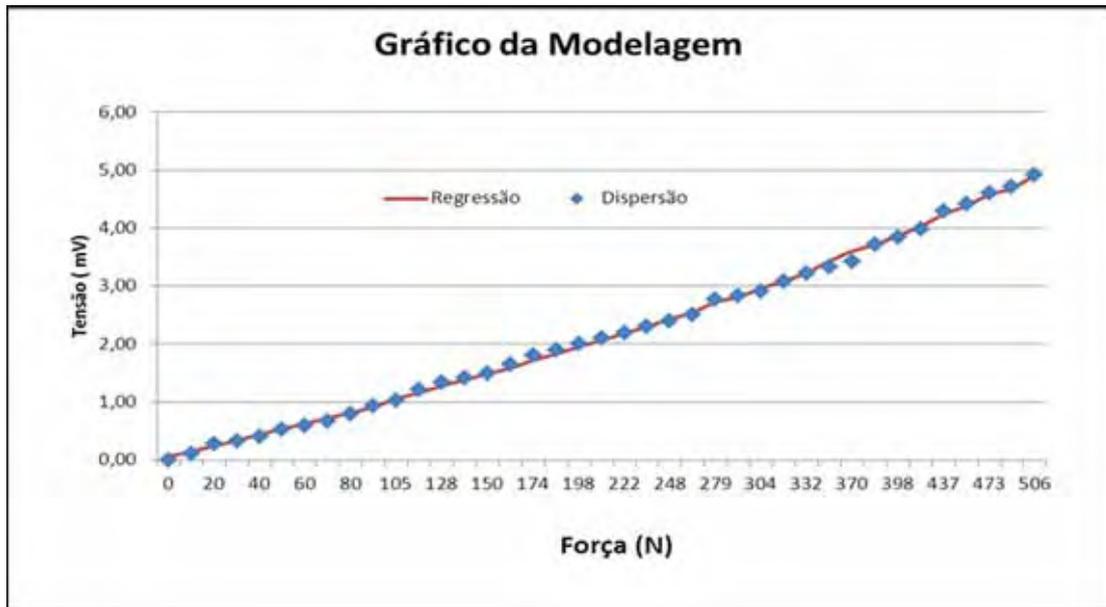


Figura -24 Gráfico de Regressão do GF-I

Levando-se em conta o que foi obtido no coeficiente de Pearson, o modelo matemático mostra-se confiável para aplicação no GF-I.

3.4 Delineamento Experimental

A aplicação do Gnatodinômetro foi realizada no curso de Disfunção Temporomandibular da Associação Odontológica de Ensino de São Paulo (AOESP) e teve autorização do comitê de ética da Plataforma Brasil do Ministério da Saúde por meio do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, autorização esta que está no Anexo 8.2.

Este foi um estudo do tipo transversal e analítico quantitativo, onde os indivíduos selecionados compareceram à clínica de DTM para que fossem feitas as mensurações.

Todos os colaboradores do estudo, receberam um material informativo contendo esclarecimento sobre o procedimento que foi realizado, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido no Anexo 8.3.

Neste termo, estavam explicados os objetivos e as justificativas para a realização do estudo, os riscos e benefícios aos quais seriam expostos, e demais itens descritos nas Diretrizes do conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96).

Feita a leitura do documento, foram esclarecidas todas as dúvidas dos voluntários, que posteriormente assinaram duas vias do termo. Uma das vias ficou com o voluntário e a outra com o pesquisador. Garantiu-se ao voluntário o direito de recusar a participar do estudo em qualquer momento, também lhe foi informado o telefone do pesquisador para a solução de quaisquer dúvidas que poderiam surgir posteriormente.

3.4.1 Descrição do Estudo

A amostra foi composta por 20 indivíduos, sendo o grupo I (5 homens e 5 mulheres com idade entre 20 e 60 anos) com queixa compatível ao quadro característico de Desordem Temporomandibular (DTM) do tipo muscular, e o grupo II composto por indivíduos controle (5 homens e 5 mulheres com idade entre 20 e 60 anos), sem sinais ou sintomas de DTM, ambos confirmados por exame clínico odontológico e seguindo a classificação proposta pelo protocolo do *Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders - RDC/ TMD* (DWORKIN; LERESCHE, 1992). Tais sujeitos foram selecionados, avaliados na clínica de Disfunção Temporomandibular da Associação Odontológica de Ensino de São Paulo (AOESP). Os sujeitos do Grupo sem DTM (Grupo controle) foram selecionados entre indivíduos dispostos a participar do estudo.

Todos foram esclarecidos dos objetivos e métodos da pesquisa e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

3.4.1.1 Critérios de Inclusão

Grupo com DTM muscular: os indivíduos apresentaram, no exame clínico sinais e sintomas de DTM muscular, durante a função mandibular e à palpação, limitação ou desvios nos movimentos mandibulares (Palla, 2004) e estavam enquadrados dentro da classificação de desordens internas das ATMs, do protocolo RDC/TMD proposta por Dworkin e LeResche (1992).

Grupo sem DTM: os sujeitos eram livres de sinais e sintomas de DTM.

3.4.1.2 Critérios de Exclusão

Grupo com DTM: foram excluídos indivíduos com ausências dentárias que impediam a mensuração da força de mordida, portadores de distúrbios neurológicos centrais ou periféricos, ou que haviam sofrido tumores ou traumas na região de cabeça e pescoço, ainda foram excluídos, indivíduos que estavam realizando outros tratamentos relacionados à dor e tratamento ortodôntico.

Grupo sem DTM: foram excluídos sujeitos com falhas dentárias, que estavam em tratamento ortodôntico ou que eram usuários de contenção pós-ortodontia, usuários de próteses dentárias parciais ou totais, sujeitos com presença de traspases horizontal e/ou vertical acentuados, discrepâncias maxilo-mandibulares.

Os participantes selecionados compareceram à clínica de DTM na AOESP no dia e horário previamente agendados para a realização do procedimento experimental.

3.5 Material

- Gnatodinamômetro GF-I para mensuração da força de mordida,
- Computador do tipo Notebook com Programa da *MS Office Excel Microsoft* e um multímetro para aquisição e processamento dos dados.
- Material clínico: Espátulas de madeira e luva clínica de procedimentos para exame dos pacientes.

3.6 Exame Clínico

Os indivíduos foram avaliados, sentados em cadeira odontológica conforme, em uma sala com iluminação adequada. A avaliação da DTM foi baseada no *Research Diagnostic Criteria* (RDC/TMD) Eixo I (DWORKIN; LERESCHE, 1992).

3.6.1 Análise Funcional

O Exame foi realizado com abertura bucal máxima, protrusão máxima, lateralidade direita e a esquerda, desvio da linha média (se houver) e verificação da presença de ruídos articulares.

Para os indivíduos que relataram queixa de dor, foi solicitado que localizasse as regiões como: Músculos; ATM; outros, de acordo com o RDC. Os desvios mandibulares durante os movimentos foram registrados.

3.6.2 Palpação

Realizou-se palpação nos músculos masseteres, temporais, supra-hióideos, região posterior da mandíbula e ATMs (pólo lateral e pelo meato acústico externo) para verificação de presença de dor. Durante os movimentos mandibulares para a identificação de ruídos articulares, foi considerado somente os ruídos em que o indivíduo relatou e houve presença de dor.

Todas as avaliações clínicas foram realizadas no início do estudo.

3.6.3 Mensuração Força de Mordida

A força de mordida foi mensurada por meio do gnatodinamômetro construído em questão, os indivíduos estavam sentados na posição vertical conforme Figura 25,

porém em uma postura natural, o gnatodinamômetro foi colocado com sua parte sensora na região entre os incisivos superiores e inferiores conforme Figura 26, desta forma foram orientados a morder a região sensora o mais forte possível por um período de 20 segundos, realizou-se três mensurações com intervalo de 2 minutos. O valor final foi a média aritmética das medidas, com uma precisão de duas casas decimais.



Figura 25 – Posição para mensuração da Força de Mordida



Figura 26 - Região para mensuração da força de mordida

3.7 Estatística

Para este estudo aplicou-se testes estatísticos para avaliar os fenômenos observados durante a etapa experimental clínica, teste este que teve como objetivo comparar as médias das forças de mordidas dos indivíduos sadios e os indivíduos portadores de DTM muscular.

Para análise dos dados obtidos a fim de fazer inferência à população estudada, utilizou-se o teste de hipótese t de *Student* com as seguintes hipóteses $H_0: \mu_{GI} = \mu_{GII}$ ou $H_A: \mu_{GI} \neq \mu_{GII}$ aplicando um nível de significância $\alpha = 1\%$. Aplicou-se ainda o teste de hipótese F para verificar a diferença da entre a variância do Grupo I e Grupo II onde verificou-se as hipóteses $H_0: \sigma_{GI} = \sigma_{GII}$ ou $H_A: \sigma_{GI} \neq \sigma_{GII}$.

Todos os cálculos estatísticos foram obtido por meio do *Software Excel* da *Microsoft*.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Resultados

As Tabelas 3 e 4 mostram os resultados após a mensuração da força de mordida, apresentando força máxima e mínima dos indivíduos do grupo I e II, após tratamento estatístico dos dados apresentados nas Figuras 27 à 30 e no anexo 8.4, obteve-se valores médios e do desvio padrão dentro dos grupos.

Tabela 3- Tabela de Mensuração da Força de Mordida para Grupo I

GRUPO I									
GÊNERO	INDIVÍDUO	FORÇA MÁXIMA (N)			FORÇA MÍNIMA (N)			MÉDIA (N)	DESVIO PADRÃO (N)
		1ª	2ª	3ª	1ª	2ª	3ª		
FEMININO	1	132	145	182	117	131	112	124,14	36,47
	2	184	175	142	135	126	101	134,65	31,51
	3	198	167	222	184	117	178	161,86	43,57
	4	147	153	134	128	123	115	145,86	33,84
	5	171	138	124	144	116	103	122,60	40,68
MASCULINO	6	212	254	263	147	179	213	161,35	61,22
	7	241	251	259	219	198	167	204,32	55,07
	8	273	249	282	215	198	222	222,94	64,29
	9	196	168	186	123	117	129	146,48	34,31
	10	259	268	236	217	201	193	218,27	47,40

Tabela 4- Tabela de Mensuração da Força de Mordida para Grupo II

GRUPO II									
GÊNERO	INDIVÍDUO	FORÇA MÁXIMA (N)			FORÇA MÍNIMA (N)			MÉDIA (N)	DESVIO PADRÃO (N)
		1ª	2ª	3ª	1ª	2ª	3ª		
FEMININO	1	196	222	185	172	156	167	177,17	28,62
	2	247	214	194	235	183	175	199,59	37,93
	3	156	185	194	141	167	178	166,97	59,68
	4	263	289	252	223	264	195	251,25	24,99
	5	195	219	231	173	168	192	189,59	52,25
MASCULINO	6	284	315	291	226	298	219	283,25	22,82
	7	265	258	295	214	176	245	231,14	75,21
	8	125	274	234	112	237	218	182,03	72,44
	9	278	321	251	248	241	121	237,90	63,64
	10	287	354	329	234	225	276	263,30	73,31

A Tabela 5 apresenta os valores da média geral dos grupos, do desvio padrão da média e do erro padrão da média, que são necessários para obtenção dos testes de hipótese F e t.

Tabela 5 – Cálculos Estatísticos

	MÉDIA GRUPO I (N)	MÉDIA GRUPOII (N)
FEMININO	137,82	196,91
MASCULINO	190,67	239,53
MÉDIA GERAL (μ)	164,25	218,22
DES. PAD. DA MÉDIA	35,85	38,33
ERRO PAD. DA MÉDIA	11,34	12,12
n	10	10

A Tabela 6, mostra o Teste F que apresenta a hipótese H_0 como verdadeira, onde o desvio padrão para o grupo I é igual estatisticamente para obtenção do teste t.

Tabela 6 – Teste F

TESTE F - Hipótese $H_0: \sigma_{GI} = \sigma_{GII}$ ou $H_A: \sigma_{GI} \neq \sigma_{GII}$			
F	1,07	DISTRIBUIÇÃO F_c	3,18
VARIANCIA IGUAIS H_0 : VERDADEIRO			

A Tabela 7 apresenta os valores obtidos no teste t, trazendo como resultado a existência significativa de diferença entre as médias de força dos grupos I e II .

Tabela 7 – Teste t

TESTE T - Hipótese $H_0: \mu_{GI} = \mu_{GII}$ ou $H_A: \mu_{GI} \neq \mu_{GII}$						
	gl	DP-GI	DPGII	EPM(D)	t	tc
1377,53574	18,00	35,85	38,33	16,60	3,25	2,88
Ho: FALSO, EXISTE DIFERENÇA ENTRE AS MÉDIAS						

4.2 Gráficos das Mensurações das Forças de Mordida

As Figuras de 27 à 30 apresentam as mensurações e os gráficos da força de mordida de pacientes do grupo I e grupo II

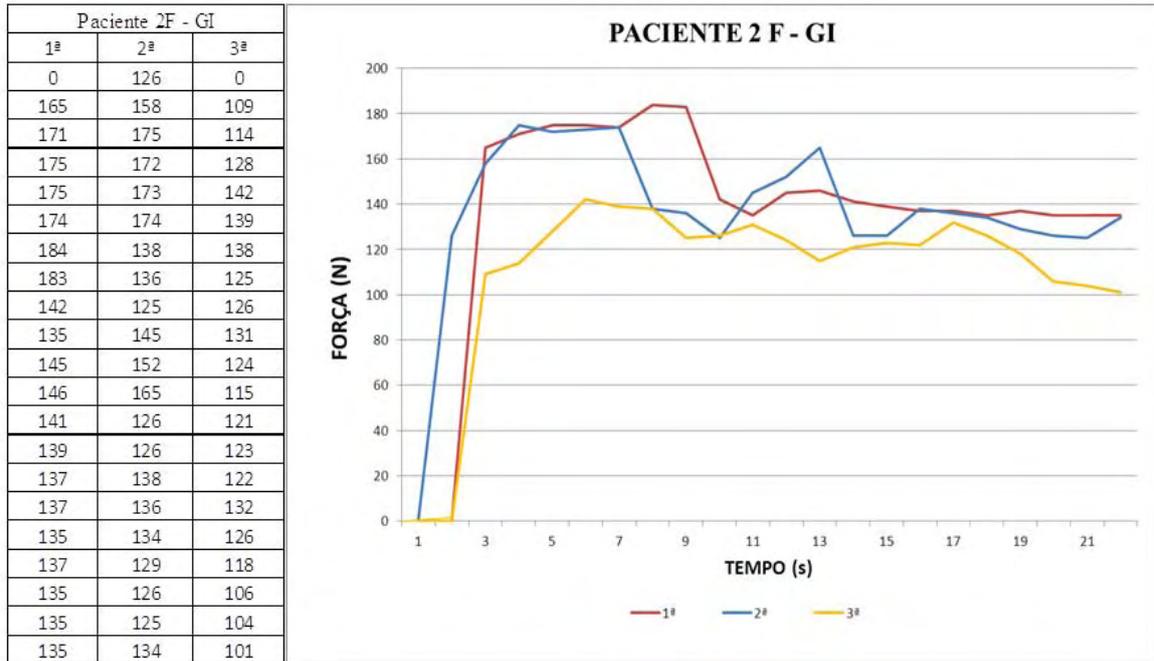


Figura 27 – Mensurações e Gráfico de 2F do Grupo I

A obtenção dos valores e características da força de mordida do paciente apresentado na Figura 27, mostra uma certa incostância na sustentação da força, este fator pode estar relacionado com a condição patológica apresentada pelo indivíduo, assim nos três gráficos fica evidente perda da força muscular. Observa-se ainda que sua força maior está no início da aferição.

Portanto do ponto de vista qualitativo, pode-se dizer que o indivíduo não apresenta uma força muscular constante. Do ponto de vista quantitativo observa-se a presença de fadiga muscular, pois não há linearidade nos valores da força.

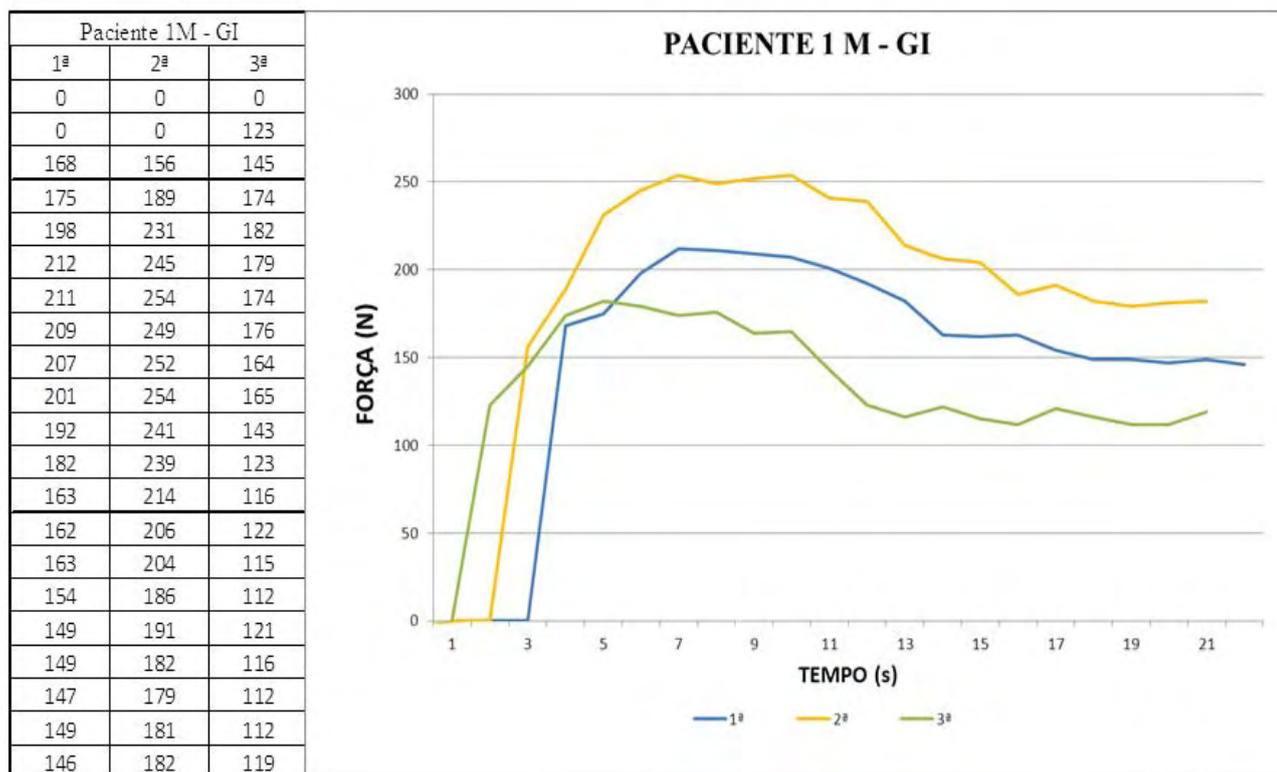


Figura 28 – Mensurações e Gráfico de 1M do Grupo I

A obtenção dos valores e características da força de mordida do paciente apresentado na Figura 28, mostra uma perda constante da força, este fator pode estar relacionado com a condição patológica apresentada pelo indivíduo, assim nos três gráficos fica evidente perda da força muscular. Observa-se ainda que sua força maior está no início da aferição.

Portanto do ponto de vista qualitativo, pode-se dizer que o indivíduo apresenta perda de força acentuada em relação ao início da aferição.

Do ponto de vista quantitativo observa-se a presença de fadiga muscular, pois existe perda em média de 32% do valor da força em relação ao início da aferição.

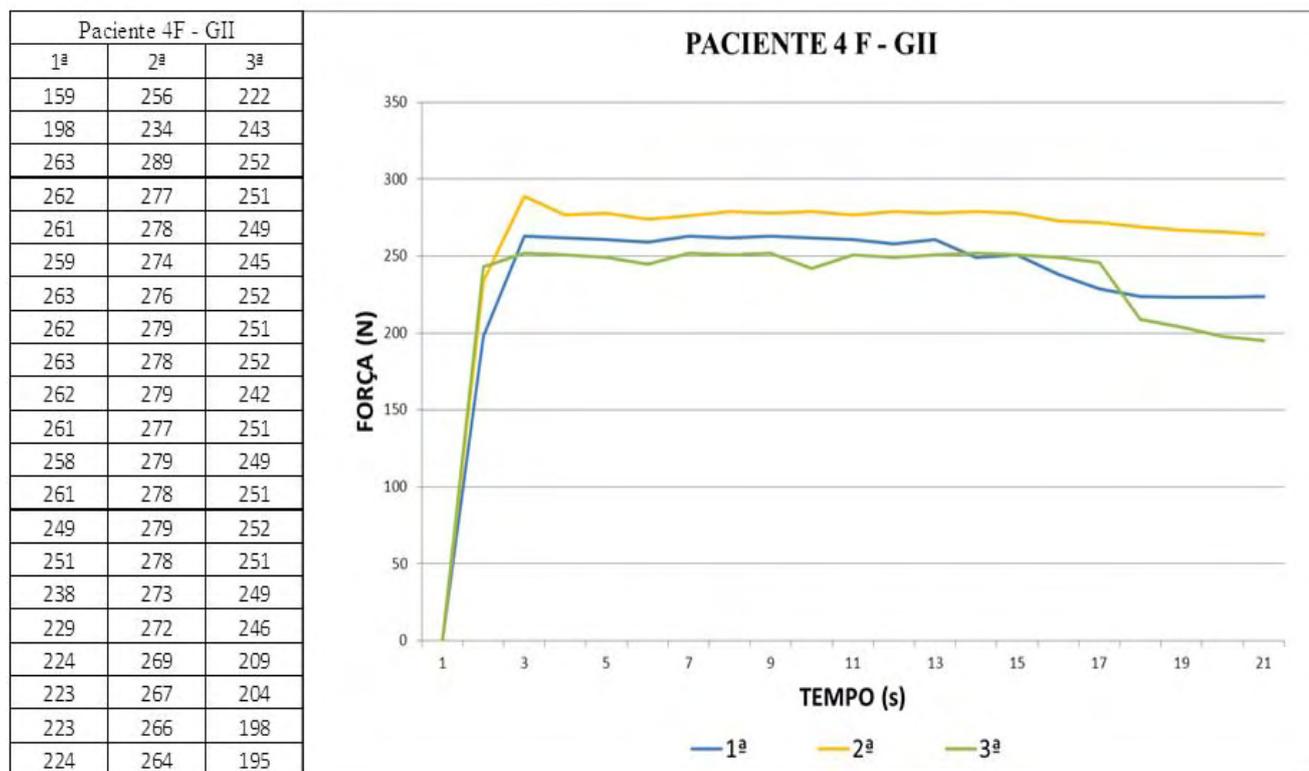


Figura 29 – Mensurações e Gráfico de 4F do Grupo II

A obtenção dos valores e características da força de mordida do paciente apresentado na Figura 29, mostra um valor constante da força, este fator pode estar relacionado com a condição do indivíduo não apresentar alteração patológica, assim nos três gráficos fica evidente a uniformidade da força muscular. Observa-se ainda que sua força maior está no início da aferição.

Portanto do ponto de vista qualitativo, pode-se dizer que o indivíduo não apresenta perda de força em relação ao início da aferição.

Do ponto de vista quantitativo observa-se, que não há presença de fadiga muscular, pois a perda da força foi em média de 8% do valor da força em relação ao início da aferição.

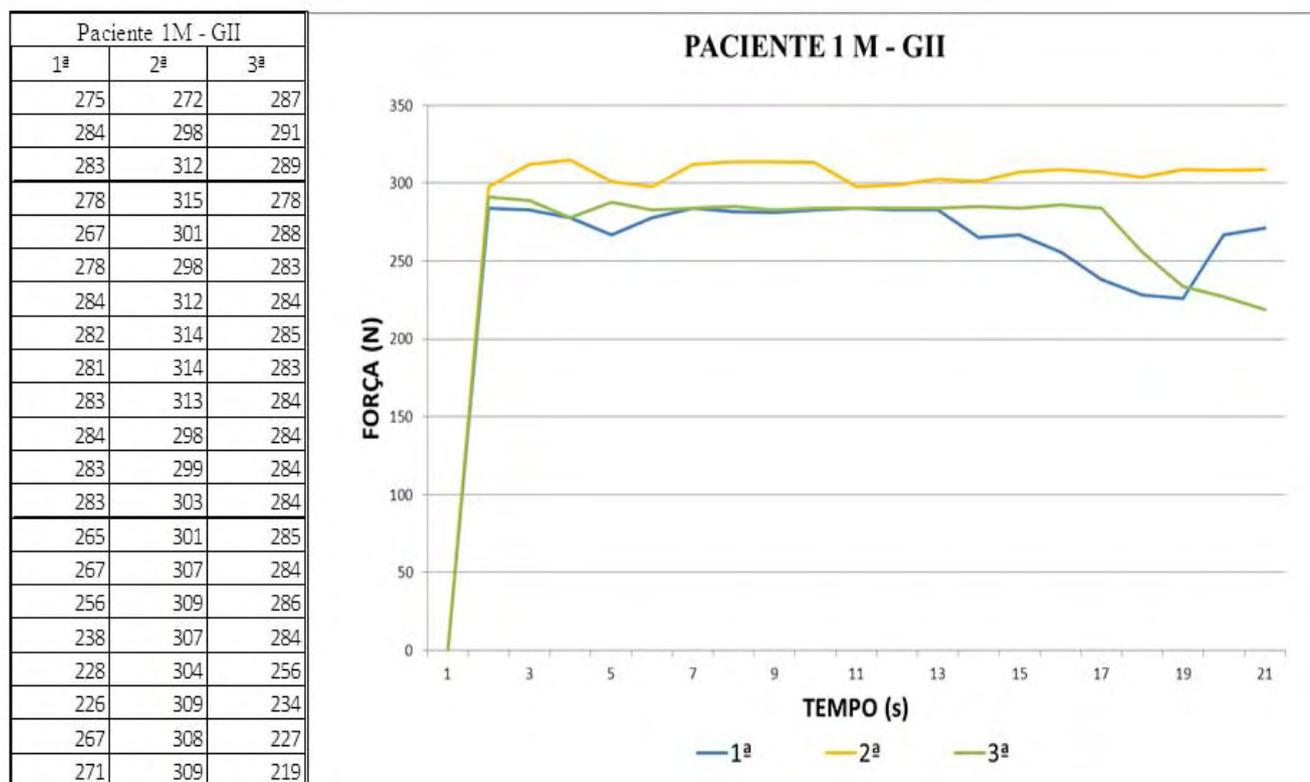


Figura 30 – Mensurações e Gráfico de 1M do Grupo II

A obtenção dos valores e características da força de mordida do paciente apresentado na Figura 30, mostra um valor não tão constante quanto apresentado na Figura 29, este fator pode estar relacionado com a condição do indivíduo não apresentar alteração patológica mas podendo apresentar uma fadiga mais acentuada, assim nos três gráficos fica evidente uma certa uniformidade da força muscular. Observa-se ainda que sua força maior está no início da aferição.

Portanto do ponto de vista qualitativo, pode-se dizer que o indivíduo apresenta pouca perda de força em relação ao início da aferição.

Do ponto de vista quantitativo observa-se, que existe presença de fadiga muscular moderada, pois a perda da força foi em média de 16% do valor da força em relação ao início da aferição.

Os gráficos dos demais indivíduos estão no anexo 8.4

4.3 Discussão

O presente estudo objetivou investigar a força média de mordida em indivíduos portadores de DTM e em um grupo controle sem sinais e sintomas de DTM por meio de um estudo comparativo onde constituiu-se dois grupos sendo grupo I indivíduos com DTM e grupo II (controle) indivíduos saudáveis, tendo cada grupo 10 participantes divididos igualmente nos gêneros masculino e feminino e com a idade média de todos os participantes foi de 32,4 anos.

Para o estudo da DTM e de seu diagnóstico, a mensuração da força de mordida tem sido utilizada a fim de proporcionar melhor prognóstico aos pacientes com DTM. Sendo um método adicional para compreensão e avaliação das funções mastigatórias. Utilizou-se para este estudo o GF-I que se mostrou eficaz para mensuração da força de mordida, apresentando um coeficiente de correlação de Pearson de 0,99 que representa uma grande confiabilidade do GF-I.

Assim, após as mensurações dos pacientes com e sem DTM, pode-se observar alguns fenômenos significantes que relacionam a DTM com a diminuição da força de mordida apresentadas nas Figuras 27 a 30.

Em um estudo comparativo dentro e entre os grupos pode-se observar que os indivíduos do gênero feminino do grupo I valor médio da força e o desvio padrão menor que o masculino do grupo I, feminino do grupo II e masculino do grupo II.

Para o gênero masculino do grupo I o valor médio da força é menor que o feminino do grupo II e masculino do grupo II com relação ao valor do desvio padrão, é maior em relação ao feminino do grupo II e menor em relação ao masculino do grupo II.

No gênero feminino do grupo II observa-se que o valor médio da força e somente menor em relação ao masculino do grupo II e seu valor do desvio padrão apresenta a mesma característica.

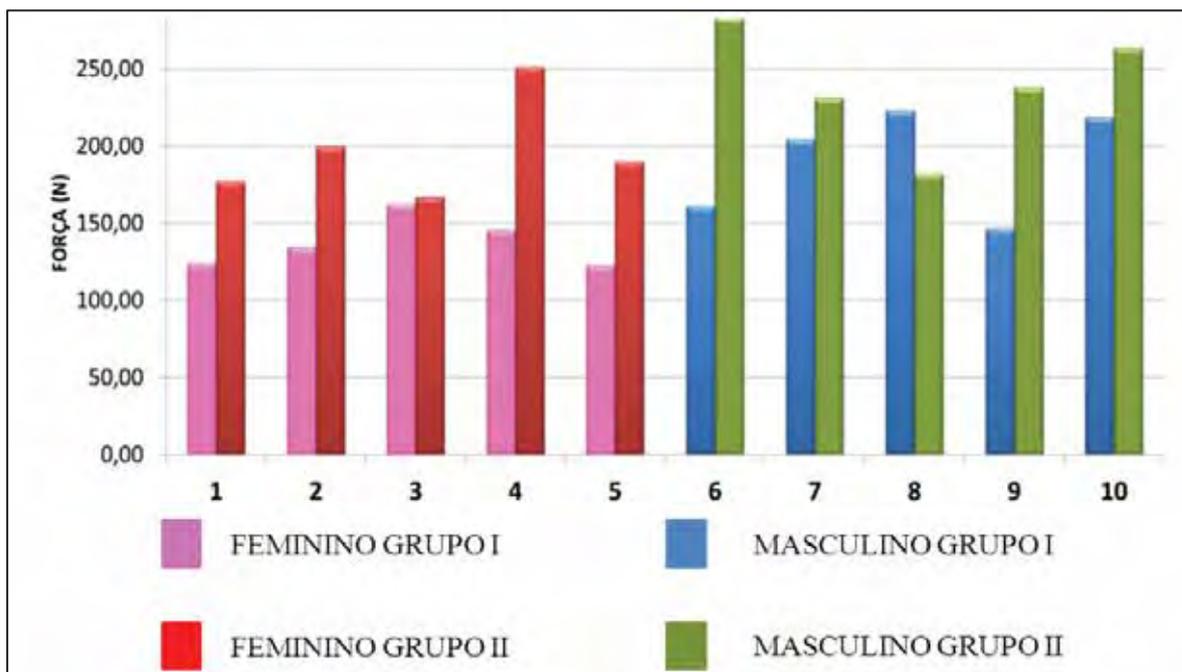


Figura 31 – Gráfico comparativo das médias entre os grupos

Para os indivíduos com DTM, observou-se um valor menor na média da força de mordida, sendo de 164,25 N apresentando uma redução de 24,73% em relação aos pacientes sem DTM que possui um valor médio de 218,22 N. A capacidade de exercer força de mordida suficiente entre os dentes é indicador de uma função mastigatória normal, assim com os dados obtidos no teste T pode-se relacionar uma função que se apresenta fora da normalidade da força de mordida em relação aos indivíduos sadios. No entanto, a relação entre DTM e força de mordida ainda não está bem estabelecida.

Os dados obtidos no processo de mensuração mostram, para os indivíduos com DTM, uma redução da força, que em muitos casos ocorreu não pela fadiga muscular, mas sim pela dor, sendo esta um fator limitante na performance de força de mordida.

Na comparação dos gráficos de força de mordida, temos o grupo II (controle) como possuidor do menor decaimento da força fato esse observado nas Figuras 28 à 31. Observa-se ainda que a força de mordida para o grupo I não possuiu uma uniformidade durante as mensurações, tendo uma grande variação entre a máxima e a mínima. Alguns estudos também relatam uma diferença significativa encontrada entre

sujeitos normais e com DTM, sendo a força de mordida menor para os sujeitos com DTM, porém a maioria desses estudos difere quanto a procedimentos de diagnóstico e metodologia.

Na Tabela 3 e 4 pode-se observar que o grupo II obteve o maior valor de força máxima que foi de 354 N para o gênero masculino e de 289 N para o feminino no grupo I o valor máximo foi de 282 N para o gênero masculino e de 222 N para o feminino. Os valores obtidos correspondem ao pico da força registrada durante a mensuração, sendo o teste repetido três vezes para aumentar a confiabilidade dos resultados.

Van Spronsen et al (1989), apresentou um estudo com força máxima na região de incisivos no valor de 359 N, Proffit, Fields (1983), mostrou uma força média de 174,3 N na região de incisivos, Ringqvist (1973), também mostrou em seu estudo uma força média para a região de incisivos de 300 N, assim comparando os dados obtidos pelo GF-I com estes estudos, podemos dizer que o gnatodinamômetro apresentou valores semelhantes, e apresentou ainda, resultados estatísticos de confiança como coeficiente de Pearson em 0,99, obtendo-se forças médias para região dos incisivos no valor de 191,24 N.

Para obtenção do valor máximo, anotou-se o maior valor obtido, no entanto para o valor mínimo, anotou-se somente após o valor máximo, pois até este valor, o indivíduo estava em processo de atingir o valor de força máxima.

Neste estudo, observou-se ainda para todos os casos uma perda na força na terceira mensuração.

5. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados pode-se concluir que:

- Houve êxito na construção do Gnatodinamômetro sendo capaz de mensurar a força de mordida e seu decaimento;
- A diferença entre as médias dos grupos foi significativa e que a DTM influencia na força de mordida e no decaimento da força;
- Os indivíduos sadios que possuem valor médio de força de mordida maior que indivíduos portadores de DTM muscular;
- Homens possuem valor médio de força de mordida maior que as mulheres
- Existe presença de fadiga muscular em indivíduos sadios.

6. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A realização deste estudo abriu possibilidades de ampliar contribuições para estudos da DTM e outros relacionados à força de mordida, conforme sugestões:

- comparar os tratamentos oferecidos para DTM;
- avaliar o grau de reabilitação de pacientes submetidos a cirurgias ortognáticas;
- avaliar pacientes reabilitados com todos os tipos de próteses;
- propor métodos de mensuração de força de mordidas.

7. REFERÊNCIAS

AHMAD, M. et al Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* N°107; pp:844-860; 2009.

ASMUSSEN, E. Muscle fatigue. *Med Sci Sports* n°11; p.313–321; 1979.

BAILEY, A., CHANNON, S., BEAUMONT, J.G. The relationship between subjective and cognitive fatigue in advanced multiple sclerosis. *Mult Scler* n°13; p.73–80; 2007.

BAKKE, M.; MICHLER, L.; HAN K; MOLLER, E. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscle. *Scand J Dent Res.* 1989; 97(6):539 -51.

BAKKE, M. et al. Clinical significance of isometric bite force versus electrical activity in temporal and masseter muscles. *Scand J Dent Res*, v.97, p.539-51, 1989.

BATES, J.F.; STAFFORD, G.D.; HARRISON, A. Masticatory function- a review of the literature. Part II and III. *J Oral Rehabil*, v.2, n.3, p.349-361, 57-67,1975.

BRILHANTE, D.P. Avaliação da Depressão e de Testes Neuropsicológicos em Pacientes com Desordens Temporomandibulares. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

BUMANN, A., LOTAMANN, U., Disfunção temporomandibular: diagnóstico funcional e princípios terapêuticos. Porto Alegre: Artmed, 2002.

BUSH, F. M.; DOLWICK, M. F. The Temporomandibular Joint and related Orofacial Disorders. Philadelphia, J. B. Lippincott Company, 1995.

CAIRNS, S.P. Lactic acid and exercise performance. Culprit or friend? *Sports Med* n°36, 279–291, 2006.

CAIRNS, S.P., KNICKER, A.J., THOMPSON, M.W., SJOGAARD, G. Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc. Sport Sci. Ver.* N°33; p.9–16; 2005.

CARLSSON, G.E.; MAGNUSSON, T.; GUIMARÃES A. S. Tratamento das Disfunções Temporomandibulares na clínica odontológica. São Paulo, 1ª ed, Ed Quintessence, 2006.

CARLSSON, G.E. Bite force and chewing efficiency . In : Frontiers of oral physiology. Y. Kawamura (ed.). Karger, Basel, v.1, p.265-276, 1974.

CARLSSON, G. E.; OW, R. K.; JEMT, T. Biting forces in patients with craniomandibular disorders. *Cranio*, Chattanooga. 1989; 7(2):119-125.

CARLSSON, G. E., Bite force and chewing efficiency. *Front Oral physiol.* v.1(0); p.265-92; 1974.

CHOY, E.; KYDD, W.L. Bite force duration: a diagnostic procedure for mandibular dysfunction. *J Prosthet Dent*, v.60, n.3, p.365-368, Sept,1988.

DEVLIN, H., WASTELL, D.G. Bite force and masseter muscle electromyographic activity during onset of an isometric clench in man. *Arch. Oral Biol.* n° 30; p.213-5; 1985.

DI GIULIO, C., DANIELE, F., TIPTON, C.M., Angelo Mosso and muscular fatigue: 116 years after the first congress of physiologists: IUPS Commemoration. *Adv Physiol Educ* n°30, p.51–7;2006.

DRAKE, R. L.; VOGL, A. W.; MITCHEL, A. W. M.; Gray's anatomy for students. 2^a ed. Philadelphia: Elsevier; 2010.

DWORKIN, S.F.; LeRESCHÉ, L. Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders: Review, Criteria, Examinations and Specifications, Critique. *J. Craniomandib. Disord.*, v. 6, n. 4, p. 301-355, 1992.

ENOKA, R.M., DUCHATEAU, J., Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J. Physiol.* N°586.1 ; p.11-23; 2008.

ENOKA, R.M., STUART, D.G. Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* N°72; p.1631–1648; 1992.

FLOYSTRAND, F., KLEVEN, E., OILO, G., A novel miniature bite force recorder and its clinical application. *Acta Odontolol. Scand*; v.40; p.209-14; 1982.

FRIEDMAN, J.H., BROWN, R.G., COMELLA, C., GARBER, C.E., KRUPP, L.B., LOU, J.S., MARSH, L., NAIL, L., SHULMAN, L., TAYLOR, C.B. Fatigue in Parkinson's disease: a review. *Movement Disorders.* N°22; p.297–308, 2007.

GARNER, L.D., KOTWAL, N.S., Correlation study of incisive biting forces with age, sex and anterior occlusion. *J. Dent. Res.* V.52; p.698-701;1973.

GOMES, A. C., BRANDÃO, J. G. T., Biomecânica da Articulação Temporomandibular (ATM). Revista Internacional de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial. nº3, 2005.

GRIFFIN, L., GARLAND, S.J., IVANOVA, T., GOSSEN, E.R. Muscle vibration sustains motor unit firing rates during submaximal isometric fatigue in humans. J Physiol nº535; p. 929–936; 2001.

GROSSI M.L. et al. Reduced Neuropsychological Measures as Predictors of Treatment Outcome in Patients with Temporomandibular Disorders. J Orofac Pain, v. 15, pp. 329-339, 2001.

GUIMARÃES, A.S, Dor Orofacial entre amigos – Uma discussão científica. 1ªed. São Paulo: Quintessence; 2012.

GUYTON, A.C., HALL, J.E. Tratado De Fisiologia Médica 9ª. Ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1997.

HAGBERG, C., Assessment of bite force: a review. J. Craniomandib. Disord., v.1; p.162-9; 1987.

HARALDSON, T., CARLSSON, G. E., DAHLSTEM, L., JANSSON, T. Relationship between myoelectric activity in masticatory muscles and bite force. Scand. J. Dent. Res. Nº93; p.539-45; 1985.

HELKIMO, E.; CARLSSON, G.E.; CARMELI, Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. J Oral Rehabil, v.2, n.4, p.397-406, Oct 1975.

INGERVALL, B., HELKIMO, E., Masticatory muscle force and facial morphology in man. Arch. Oral Biol.; v.23; p.203-6; 1978.

KIRVESKARI, P., ALANEN, P. Scientific evidence of occlusion na craniomandibular disorders. J. Orofac. Pain, v. 7, nº 3 p. 235-40,01993.

KILIARIDIS, S. TZAKIS, M.G., CARLSSON, G.E. Effects of fatigue and chewing training on maximal bite force and endurance. Am J. Orthod. Dentofac. Nº107; p.372-8; 1995.

LATARJET, M.; RUIZ LIARD A. Anatomia Humana 4ª ed. Bueno Aires: Panamericana; 2004.

LINDERHOLM, H.; WENNSTRON, A.; Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. Acta Odont Scand. 1970; 28:679-89.

LINDAUER S. J., SABOL, G., ISAACASO R.J., DAVIDOVITCH, M., Condylar movement and mandibular rotation during jaw opening. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* N° 107, p. 573-577, 1995.

LUNDQVIST, T.; HARALDSON, T.; Oral function in patients wearing fixed prostheses on osseointegrated implants in maxilla. *Scand J Dent Res.*1990; 98: 544-9.

MADEIRA, M.C. *Anatomia da face* 5ª ed. São Paulo: Sarvier 2004

MACKENNA, B.R., TÜRKER, K.S. Jaw separation and maximum incising force. *J. Prosthet Dent.* n°49; p.726-9, 1983.

MANNS, A., WELLES, R., PALAZZI, C., EMG, bite force, and elongation of masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. *J. Prosthet. Dent.*; v.42; p.674-82; 1979.

MCNEILL, C., *Temporomandibular disorders. Guidelines for classification, Assessment and Management.* 2ª ed, Chicago, USA, Quintessence, 1993.

MOLIN, C.; EDMAN, G.; SCHALLING, D. Psychological studies of patients with mandibular pain dysfunction syndrome. 2. Tolerance for experimentally induced pain. *Swed Dent J*, v. 66, n.1, p.15-23, Jan 1973.

MULLER, F.; HEATH, M. R.; OTT, R. Maximum bite force after the replacement of complete dentures. *J. Oral Rehabil.*, Oxford. 2001; 29(9): 888-889.

NORDSTROM, M.A., GORMAN, R.B., LAOURIS, Y., SPIELMANN, J.M., STUART, D.G. Does motoneuron adaptation contribute to muscle fatigue? *Muscle Nerve* n°35, p.135–158,2007.

NYBO, L., RASMUSSEN, P. Inadequate cerebral oxygen delivery and central fatigue during strenuous exercise. *Exerc Sport Sci Ver*, n° 35, n°110–118, 2007.

NYBO, L., SECHER, N.H. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. *Prog Neurobiol* n°72, p.223–261, 2006.

OKESON, J. P. *Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão.* São Paulo, 4ª ed, Ed. Artes Médicas, 2000.

OLIVEIRA, W.; *Disfunção Temporomandibular* 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002.

PAULA, L. V. *Estudo das forças de mordida de indivíduos dentados e edentados reabilitados com próteses convencionais e implanto-suportadas.* São Paulo, 1998, 100p Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

PEPICELLI, A.; WOODS, M.; BRIGGS, C. The mandibular muscles and their importance in Orthodontics: a contemporary review. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis. 2005; 128(6): 774-780.

PELLIZER, E. P.; MUENCH, A. Forças de mordida relacionadas a prótese removíveis inferiores. São Paulo, 1997. 118p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de São Paulo.

PLATZER, W. Anatomia – texto e atlas – Sistema locomotor. 9ª ed ver. Porto Alegre: Artmed; 2008. V.1.

PALLA, S., Mioartropatias do sistema mastigatório e dores orofaciais. 1ª ed. . São Paulo: Artes Médicas; 2004.

PAIVA, H. J. et. al. Oclusão Noções e conceitos Básicos. São Paulo, ed. Santos 1997.

PROFFIT, W. R., FIELDS H.W., Occlusal forces in normal- and long-face children. *J. Dent. Res.*, v.62:p.571-4,1983.

RAADSHEER, M. C.; VAN EIDJEN, T. M. G. J.; VAN GINKEL, F. C.; PRAHL-ANDERSEN, B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J. Dent. Res.*, Alexandria. 1999; 78: 31-42.

RINGQVIST, M. Isometric bite force and its relation to dimensions of the facial skeleton. *Acta Odontol. Scand.*, v.31;p.35-42; 1973.

RINGQVIST, M. Fibre sizes of human masseter muscle in relation to bite force. *J. Neural Sci.*, v.19:p.297-305,1973.

disorders. *Pain Medicine*, v.2, n.1, p.35-45, 2001.

ROUVIÉRE, H, DELMA, S. A. Anatomie Humaine. 15ª ed. Paris: Masson;2002. Tome I.

RUDY, T.E. et al. The association between research diagnostic criteria for temporomandibular disorder findings and biting force and endurance in patients with temporomandibular

SHEIKHOLESLAM, A.; MOLLER, E.; LOUS, I. Postural and maximal activity in elevators of mandible before and after treatment of functional disorders. *Scand J Dent Res*, v.90, n.1, p.37-46, Feb1982.

SNELL, R.S. Anatomia clínica para estudantes de medicina 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.

SHOJI, Y. Occlusal force as a parameter of treatment efficacy in patients with Temporomandibular Disorders. *J Orofac Pain*, v.14, n.3, p.247-8, 2000.

SOLBERG, W.K. Disfunções e desordens temporomandibulares. 2ª ed. São Paulo: Santos; 1999.

SOGAARD, K., GANDEVIA, S.C., TODD, G., PETERSEN, N.T., TAYLOR, J.L. The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol*. N°573; p. 511–523; 2006.

STEENT, M. H.; WIJER, A. de. Disfunção da Articulação Temporomandibular, do ponto de vista da Fisioterapia e da Odontologia: Diagnóstico e Tratamento. São Paulo: Ed. Santos, 1996.

SUVINEN T. I., READE, P. C., KEMPPAIN, P., KÖNÖNEM, M., DWORKIN, S. F., Review of etiological concepts of temporomandibular pain disorders: towards a biopsychosocial model for integration of physical disorder factors with psychological and psychosocial illness impact factors. *Eur. J. Pain* v.9, p. 613-33, 2005.

TORTOPIDIS, D., LYONS, M. F., BAXENDALE, R. H., GILMOUR, W.H., The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J. Oral Rehabil.*, v.25, p.681-6, 1998.

VANSPROSEN, P.H.; WEIJS, W.A.; VALK, J.; PRAHL-ANDERSEN, B. GINKEL, F.C. Comparasion of jaw-muscle bite cross-section obtained by means o magntic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent res*. 1989; 68(12): 1765-70.

VERLLY, A. M., PHILIPPE, P., GORNITSKY M. Heterogeneity of temporomandibular disorders: cluster and case-control analyses. *J. Oral Rehabil*. Oct;29(10):969-79 0- 2002.

VAN EIJDEN T. M., Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. *J. Dent. Res.*, v.69;p.901-5; 1990.

VAN SPRONSEN, P.H., WEIJS, W.A., VALK, J., PRAHL-ANDERSEN, B., GINKEL, F.C. Comparasion of jaw-muscle bite force cross-section obtained by means of magnetic resonance imaging and high-resolution CT scanning. *J Dent Res*, n°68; p.1765-70; 1989.

WALBER, L. F. Estudo sobre a validade diagnóstica e prognóstica dos Critérios de diagnóstico para pesquisa das desordens Temporomandibulares (RDC/TMD). Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

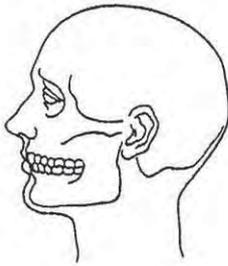
WENNEBERG, B.; KJELLBERG, H.; KILIARIDIS, S. Bite force and temporomandibular disorder in juvenile chronic arthritis. *J Oral Rehabil*, v.22, n.8, p.633-41, Aug 1995.

WORNER, H. K. Gnathodynamics, the measurement of biting forces with a new design of gnathodynamometer. *Aust J Dent*. 1939; 43: 381-393.

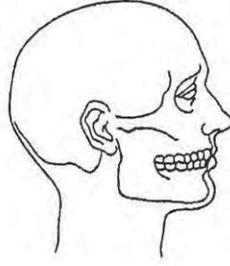
WILLIAMS J, KLUG G. Calcium exchange hypotesis of skeletal muscle fatigue: a brief review. *Muscle and Nerve* n°18; p. 421-434;1995.

ZARB, G. A., CARLSSON G.E, SESSLE B. J, MOHL N. D.; Disfunção da articulação temporomandibular e dos músculos da mastigação. 2ª ed. São Paulo: Santos; 2000.

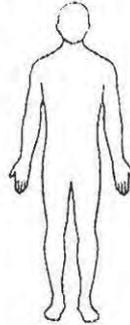
Paciente Desenha



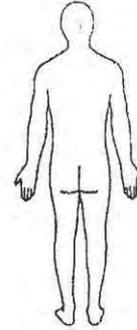
Lado Esquerdo



Lado Direito



Frente



Trás

História Médica

Tratamento atual:	Doenças infecciosas-contagiosas:
Medicamentos:	Doenças respiratórias:
Alergias:	Doenças cárdio-circulatórias:
Sistema Sensorial:	Doenças neuropsiquiátricas:
Tabagismo – Etilismo – Droga Adicto:	Doenças gastro-intestinais:
Doenças músculo-esqueléticas:	Doenças gênito-urinárias:
Doenças endócrinas:	Outras:

Exame Cervical Funcional

	Dor (local)	Restrição	Sem Restrição
Flexão			
Extensão			
Rotação D (70°)			
Rotação E (70°)			
Inclinação Lateral D (60°)			
Inclinação Lateral E (60°)			

Testes Funcionais

Testes Funcionais						
Teste Muscular (1 min)						
Anterior	() não	() direita	Local: _____	() Esquerda	Local: _____	
Lado direito	() não	() direita	Local: _____	() Esquerda	Local: _____	
Lado esquerdo	() não	() direita	Local: _____	() Esquerda	Local: _____	
Teste Articular						
Lado direito	() não	() direita	Local: _____	() Esquerda	Local: _____	
Contra-teste lado esquerdo		Alívio	() Sim () não			
Lado esquerdo	() não	() direita	Local: _____	() Esquerda	Local: _____	
Contra-teste lado direito		Alívio	() Sim () não			

- 3. Padrão de Abertura** (Por favor, posicione sua boca o mais confortavelmente possível, com os dentes se tocando levemente, agora eu gostaria que você abrisse sua boca o máximo que puder, mesmo que sinta um pouco de dor).

Reto	0
Desvio lateral direito (não corrigido)	1
Desvio lateral direito corrigido ("S")	2
Desvio lateral esquerdo (não corrigido)	3
Desvio lateral corrigido ("S")	4
Outro	5
Tipo _____	
(especifique)	

- 4. Extensão de movimento vertical dos incisivos maxilares utilizados** (por exemplo: 11 e 21)

- a. Abertura sem auxílio sem dor ____ mm ("Eu gostaria que você abrisse a boca o mais amplamente possível sem sentir dor")
- b. Abertura máxima sem auxílio ____ mm ("Eu gostaria que você abrisse a boca o mais amplamente possível, mesmo que você sinta um pouco de desconforto")
- c. Abertura máxima com auxílio ____ mm ("Eu estou checando para ver se você pode abrir a boca um pouco mais longe, se você sentir dor levante a mão que eu paro")
- d. Trespasse incisal vertical ____ mm

Tabela abaixo: Para os itens "b" e "c" somente

DOR MUSCULAR				DOR ARTICULAR			
nenhuma	direito	esquerdo	ambos	nenhuma	direito	esquerdo	ambos
0	1	2	3	0	1	2	3
0	1	2	3	0	1	2	3

- 5. Ruídos articulares (palpação)** ("Enquanto eu posiciono meus dedos na sua articulação, eu gostaria que você abrisse a boca vagorosamente, o máximo que puder, e fechasse vagorosamente até seus dentes estarem completamente juntos". Peça ao paciente para abrir e fechar três vezes.)

a. Abertura

	Direito	Esquerdo
Nenhum	0	0
Estalido	1	1
Crepitação grosseira	2	2
Crepitação fina	3	3

Medida do estalido na abertura ____ mm ____ mm

b. Fechamento

	Direito	Esquerdo
Nenhum	0	0
Estalido	1	1
Crepitação grosseira	2	2
Crepitação fina	3	3

Medida do estalido na abertura ____ mm ____ mm

c. Estalido recíproco eliminado durante abertura protrusiva

	Direito	Esquerdo
Sim	0	0
Não	1	1
NA	8	8

6. Excursões ("Mova sua mandíbula o mais longe possível para lateral, mesmo se sentir desconforto, e mova sua mandíbula para posição normal. Mova sua mandíbula novamente")

- Excursão lateral direita ____ mm
- Excursão lateral esquerda ____ mm
- Protrusão ____ mm

Tabela abaixo: Para os itens "a", "b" e "c"

DOR MUSCULAR				DOR ARTICULAR			
nenhuma	direito	esquerdo	ambos	nenhuma	direito	esquerdo	ambos
0	1	2	3	0	1	2	3
0	1	2	3	0	1	2	3
0	1	2	3	0	1	2	3

d. Desvio de linha média ____ mm

direito	esquerdo	NA
1	2	8

7. Ruídos articulares nas excursões

Ruído direito

	nenhum	estalido	Crepitação grosseira	Crepitação leve
Excursão Direita	0	1	2	3
Excursão Esquerda	0	1	2	3
Protrusão	0	1	2	3

Ruído esquerdo

	nenhum	estalido	Crepitação grosseira	Crepitação leve
Excursão Direita	0	1	2	3
Excursão Esquerda	0	1	2	3
Protrusão	0	1	2	3

PALPAÇÃO (Nós gostaríamos que você indicasse se você não sente dor ou apenas sente pressão (0), ou dor (1-3). Por favor, classifique o quanto de dor você sente para cada uma das palpações de acordo com a escala)

- 0 = sem dor / somente pressão
- 1 = dor leve
- 2 = dor moderada
- 3 = dor severa

8. Dor muscular extra-oral com palpação

	DIREITO				ESQUERDO			
a. Temporal (posterior)	0	1	2	3	0	1	2	3
b. Temporal (médio)	0	1	2	3	0	1	2	3
c. Temporal (anterior)	0	1	2	3	0	1	2	3
d. Masseter (superior)	0	1	2	3	0	1	2	3
e. Masseter (médio)	0	1	2	3	0	1	2	3
f. Masseter (inferior)	0	1	2	3	0	1	2	3
g. Região mandibular posterior	0	1	2	3	0	1	2	3
h. Região submandibular	0	1	2	3	0	1	2	3

9. Dor articular com palpação

a. Pólo lateral	0	1	2	3	0	1	2	3
b. Ligamento posterior	0	1	2	3	0	1	2	3

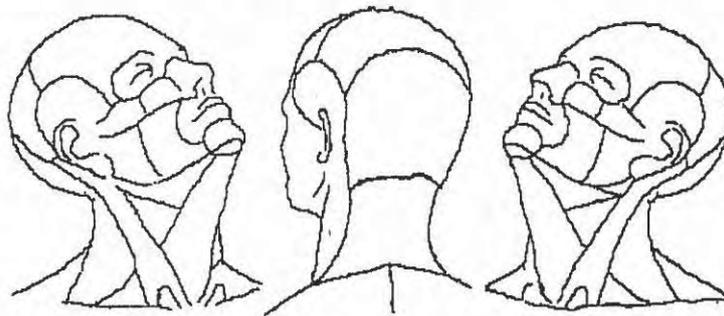
Por favor troque as luvas

10. Dor muscular intra-oral com palpação (Agora eu vou palpar dentro da sua boca, mantenha sua mandíbula relaxada)

	DIREITO				ESQUERDO			
a. Área do pterigóideo lateral	0	1	2	3	0	1	2	3
b. Tendão do temporal	0	1	2	3	0	1	2	3

	DIREITO				ESQUERDO			
Esternocleidomastóideo	0	1	2	3	0	1	2	3
Sub-occipital	0	1	2	3	0	1	2	3
Trapézio	0	1	2	3	0	1	2	3

(Use o desenho abaixo para indicar dores referidas)



PALPAÇÃO DA CADEIA LINFÁTICA CERVICAL

Região sublingual:	_____	() aparentemente normal
Região submandibular:	_____	() aparentemente normal
Região júbulo-carotídea alta:	_____	() aparentemente normal
Região júbulo-carotídea média:	_____	() aparentemente normal
Região júbulo-carotídea baixa:	_____	() aparentemente normal
Região supraclavicular:	_____	() aparentemente normal

OROSCOPIA (INSPEÇÃO E PALPAÇÃO)

Lábios:	_____	() aparentemente normal
Mucosa jugal:	_____	() aparentemente normal
Língua:	_____	() aparentemente normal
Soalho de boca:	_____	() aparentemente normal
Palato duro:	_____	() aparentemente normal
Palato mole:	_____	() aparentemente normal
Gengiva:	_____	() aparentemente normal
Área retromolar:	_____	() aparentemente normal
Drenagem de glândulas salivares (parótida, submandibular e sublingual):	_____	() aparentemente normal

EXAME DOS NERVOS CRANIANOS	
(II) Acuidade visual	() aparentemente normal
(III, IV, VI) Músculos extra-oculares	() aparentemente normal
Pupilas (tamanho, formato, simetria, reação à luz)	() aparentemente normal
(V) Motor	() aparentemente normal
(V) Sensorial (V ₁ , V ₂ , V ₃)	() aparentemente normal
(VII) Motor (músculos faciais)	() aparentemente normal
(VIII) Audição	() aparentemente normal
(IX, X) Reflexo do engasgo/elevação do palato	() aparentemente normal
(XI) Trapézio (elevação dos ombros, rotação da cabeça)	() aparentemente normal
(XII) Hipoglosso (volume da língua/movimento)	() aparentemente normal

Hipóteses Diagnóstica (Topográfica, Sindrômica, Etiológica):

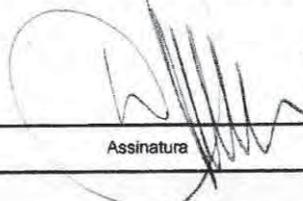
RDC:

- I. () Dor miofascial
() Dor miofascial com limitação de abertura
- II. () Deslocamento do disco com redução
() Deslocamento do disco sem redução, com limitação da abertura
() Deslocamento do disco sem redução, sem limitação da abertura
- III. () Artralgia
() Osteoartrite da ATM
() Osteoartrose da ATM

tratamento psicológico: início ____/____/____ término ____/____/____

Yoga: início ____/____/____ término ____/____/____

8.2 Autorização do Comitê de Ética

 MINISTÉRIO DA SAÚDE - Conselho Nacional de Saúde - Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP	
FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS	
1. Projeto de Pesquisa: Efetividade da fisioterapia no tratamento da Disfunção Temporomandibular Muscular.	
2. Número de Sujeitos de Pesquisa: 20	
3. Área Temática:	
4. Área do Conhecimento: Grande Área 2. Ciências Biológicas, Grande Área 4. Ciências da Saúde	
PESQUISADOR RESPONSÁVEL	
5. Nome: luis Henrique Chimendes	
6. CPF: 138.336.378-11	7. Endereço (Rua, n.º): ALMIRANTE BARROSO, 176 CENTRO GUARATINGUETA SAO PAULO 12500120
8. Nacionalidade: BRASILEIRA	9. Telefone: (12) 3132-1486
10. Outro Telefone:	11. Email: drdosdentes@hotmail.com
12. Cargo:	
<p>Termo de Compromisso: Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e a publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não. Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima. Tenho ciência que essa folha será anexada ao projeto devidamente assinada por todos os responsáveis e fará parte integrante da documentação do mesmo.</p>	
Data: <u>08, 04, 2013</u>	 Assinatura
INSTITUIÇÃO PROPONENTE	
13. Nome: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos	14. CNPJ: 48.031.918/0014-49
15. Unidade/Orgão:	
16. Telefone: (12) 3947-9078	17. Outro Telefone:
<p>Termo de Compromisso (do responsável pela instituição): Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Resolução CNS 196/96 e suas Complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.</p>	
Responsável: <u>Carlos Augusto Pavanelli</u>	CPF: <u>886.795.438/53</u>
Cargo/Função: <u>Diretor</u>	
Data: <u>08, 04, 13</u>	 Assinatura Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli Diretor
PATROCINADOR PRINCIPAL	
Não se aplica.	

8.3 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa: ***Efetividade da fisioterapia no tratamento da Disfunção Temporomandibular Muscular.***

A JUSTIFICATIVA, OS OBJETIVOS E OS PROCEDIMENTOS:

O motivo que nos leva a estudar o problema ***Disfunção Temporomandibular*** é poder oferecer tratamentos efetivos para Disfunção Temporomandibular, a pesquisa se justifica pela necessidade de obter uma tratamento confiável a ser oferecido aos pacientes acometidos pela Disfunção Temporomandibular. O objetivo desse projeto é verificar a verdadeira eficiência da fisioterapia no tratamento da Disfunção Temporomandibular. O procedimento de coleta dados será da seguinte forma: o paciente deverá aplicar uma força, mordendo um aparelho chamado gnatodinamômetro que tem como objetivo medir a força de mordida.

DESCONFORTOS E RISCOS E BENEFÍCIOS: Existe um desconforto no momento da coleta de dados que se resume a sensação de fadiga dos músculos da mastigação (exemplo quando mastigamos por muito tempo um chiclete), sendo que se justifica pois, estará sendo avaliado o grau de evolução do tratamento.

FORMA DE ACOMPANHAMENTO E ASSINTÊNCIA: você terá um acompanhamento durante todo a pesquisa e durante o tratamento assim, caso apresente algum problema em seu tratamento clínico será acompanhado(a) e encaminhado(a) para outros tratamentos como: Placa miorelaxantes, acupuntura e etc., oferecidos para a Disfunção Temporomandibula .

GARANTIA DE ESCLARECIMENTO, LIBERDADE DE RECUSA E GARANTIA DE SIGILO: Você será esclarecido(a) sobre a pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para recusar-se a participar, retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

O(s) pesquisador(es) irá(ão) tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Os resultados da pesquisa e exame clínico serão enviados para você e permanecerão confidenciais. Seu nome ou o material que indique a sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado(a) em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma cópia deste consentimento informado será arquivada na Associação Odontológica de Ensino de São Paulo (AOESP) e outra será fornecida a você.

CUSTOS DA PARTICIPAÇÃO, RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO POR EVENTUAIS DANOS: A participação no estudo não acarretará custos para você e não será disponível nenhuma compensação financeira adicional.

DECLARAÇÃO DA PARTICIPANTE OU DO RESPONSÁVEL PELA PARTICIPANTE: Eu, _____ fui informada

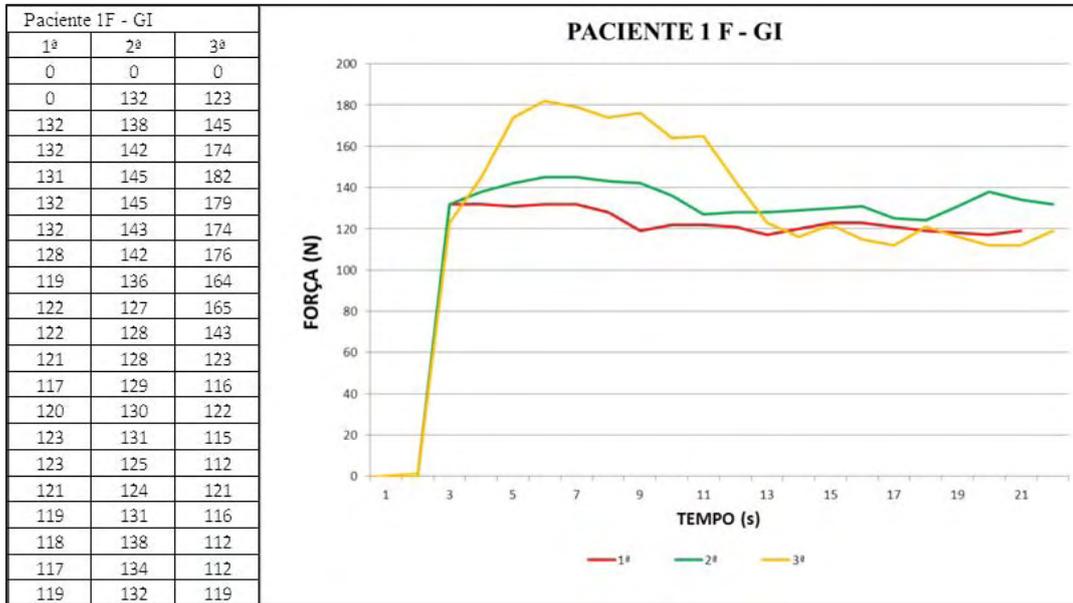
(o) dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e motivar minha decisão se assim o desejar. O Pesquisador ***Luís Henrique Chimendes*** e o orientador ***Prof. Dr. José Geraldo Trani-Brandão*** certificaram-me de que todos os dados desta pesquisa serão confidenciais.

Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Em caso de dúvidas poderei chamar o Pesquisador ***Luís Henrique Chimendes*** e o orientador ***Prof. Dr. José Geraldo Trani-Brandão*** no telefone (12) 3132-1486 ou o Comitê de Ética da Plataforma Brasil do Ministério da Saúde por meio do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos situado á Av. Eng. Francisco José Longo, nº 777 Bairro: Jardim São Dimas 12245-000 - São José dos Campos – S.P.

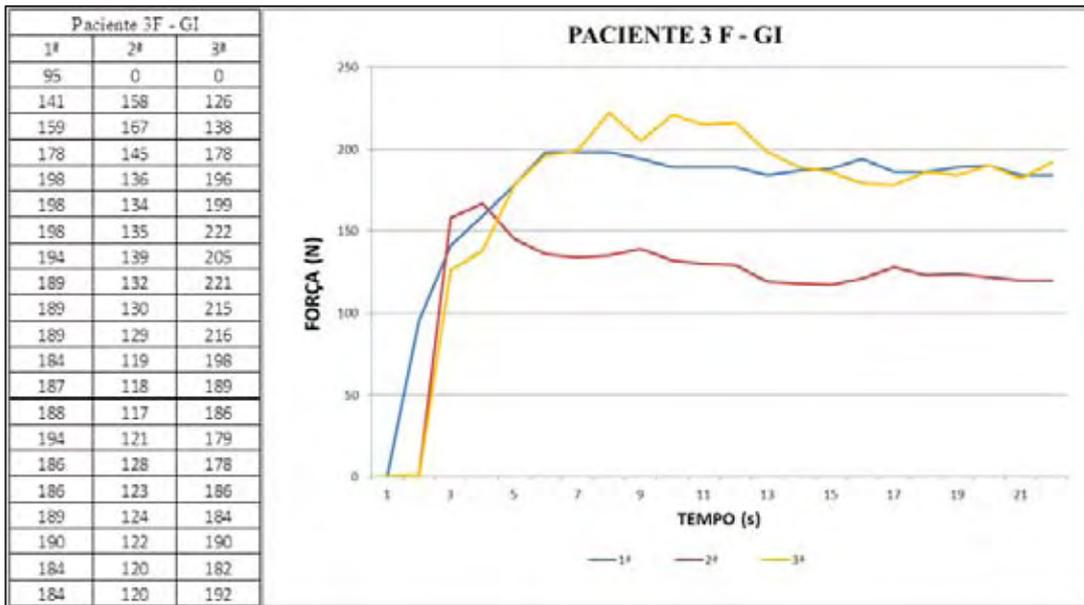
Declaro que concordo em participar desse estudo. Recebi uma cópia deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Nome	Assinatura do Participante	Data
Nome	Assinatura do Pesquisador	Data
Nome	Assinatura da Testemunha	Data

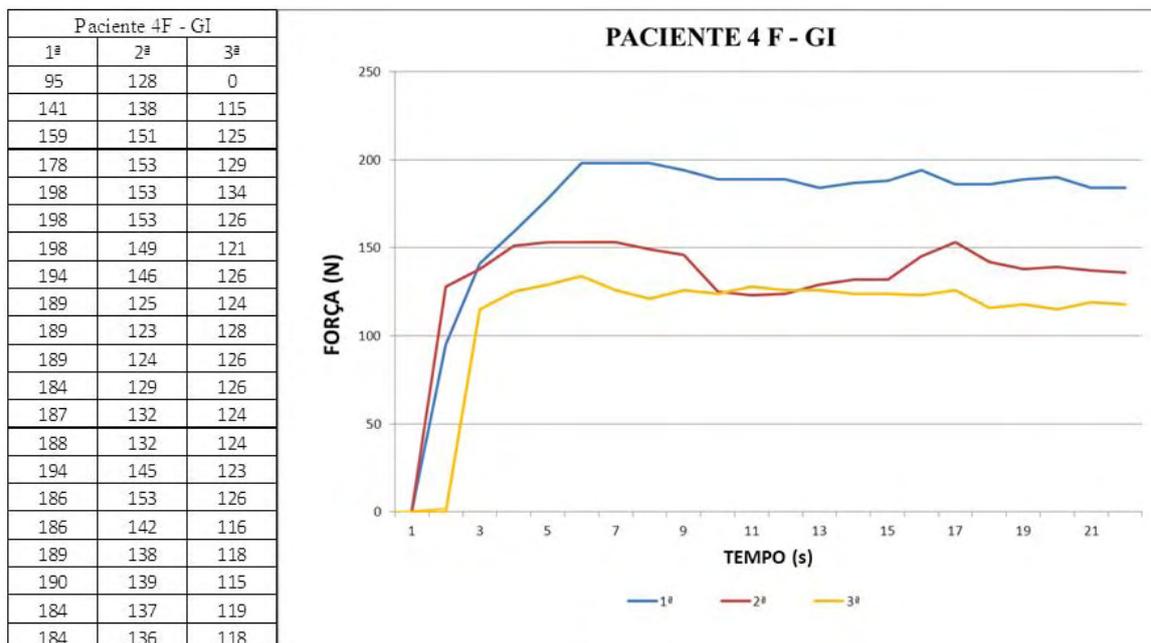
8.4 MENSURAÇÕES E GRÁFICOS GRUPOS I E II



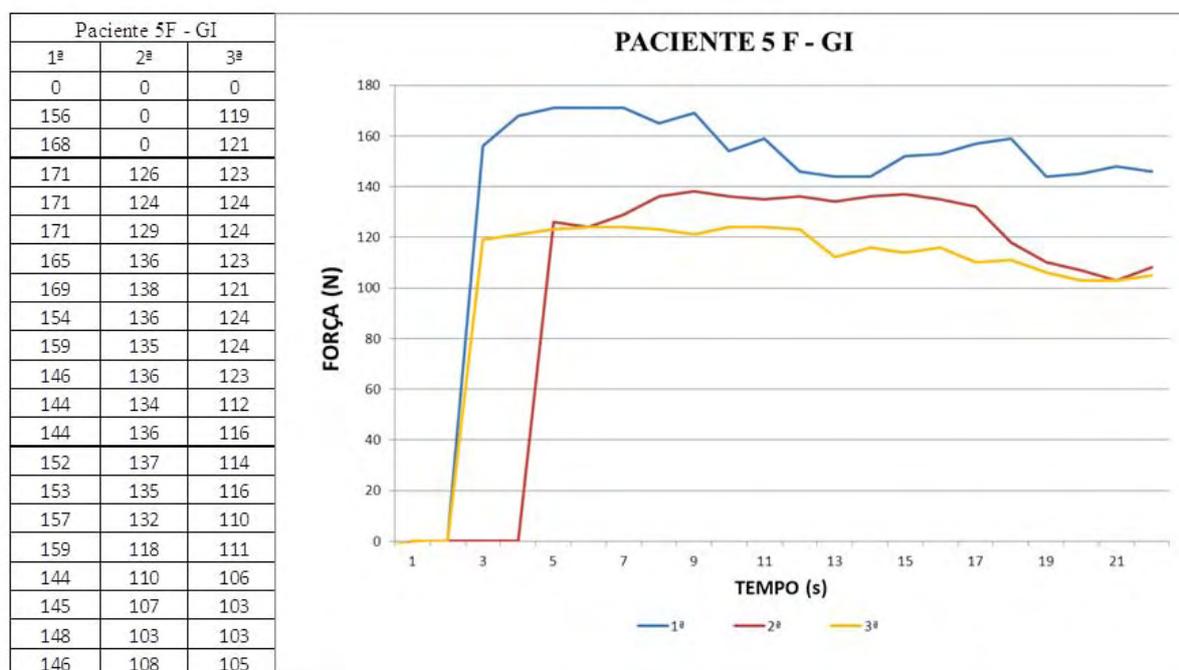
Mensurações e Gráfico de 1F do Grupo I



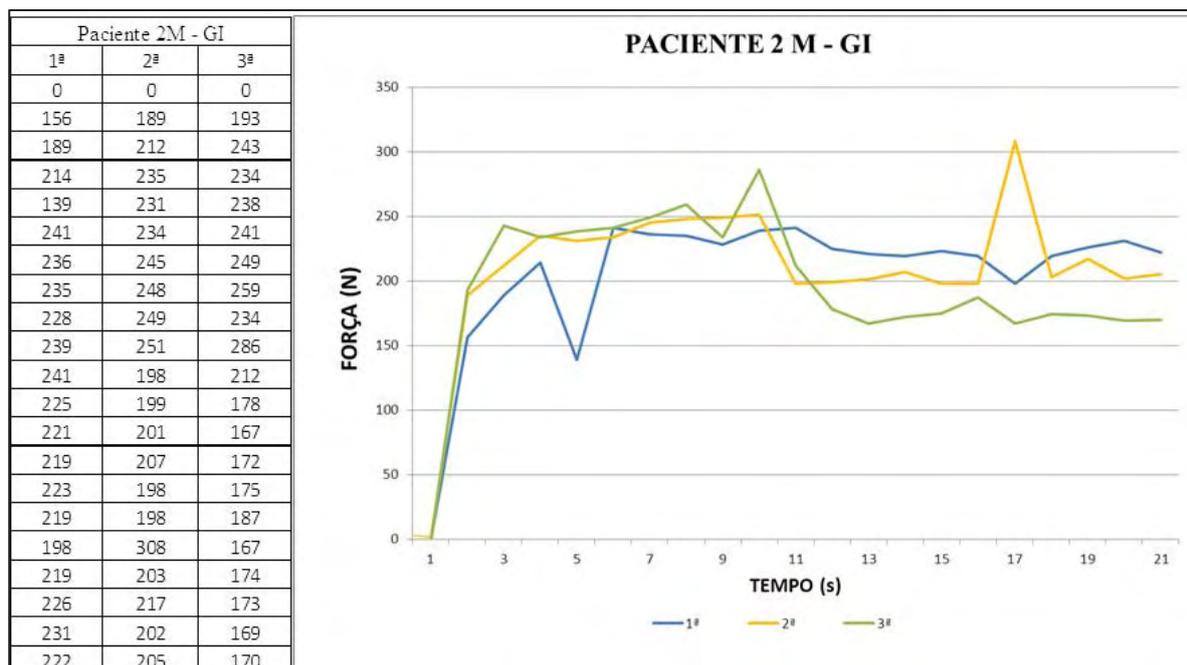
Mensurações e Gráfico de 3F do Grupo I



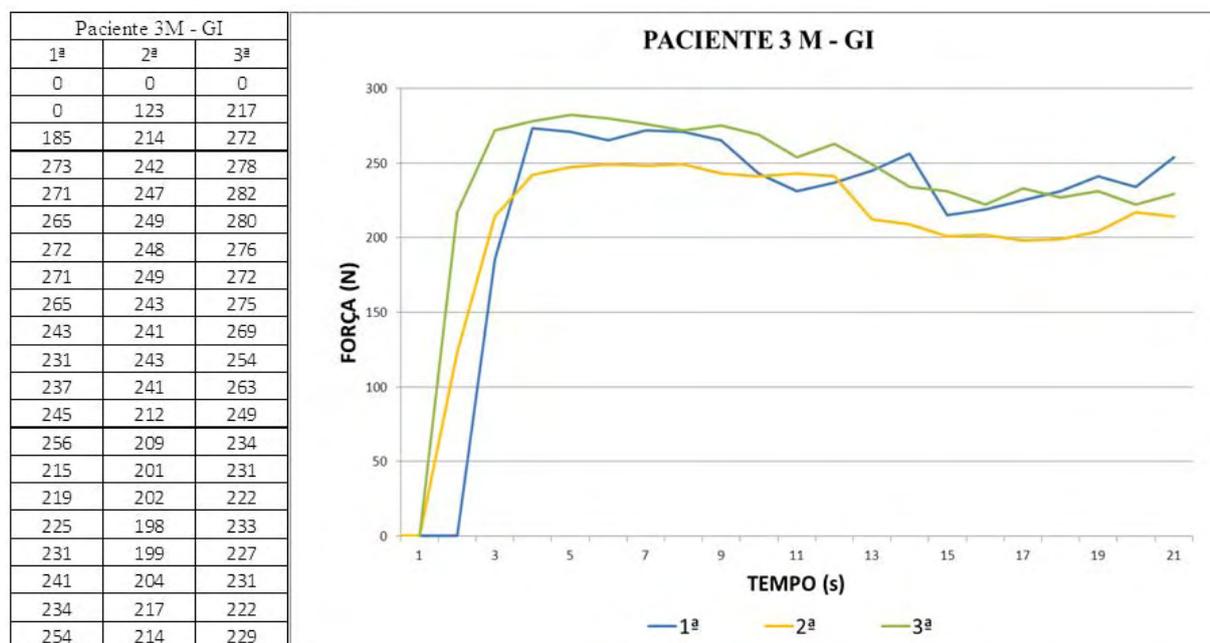
Mensurações e Gráfico de 4F do Grupo I



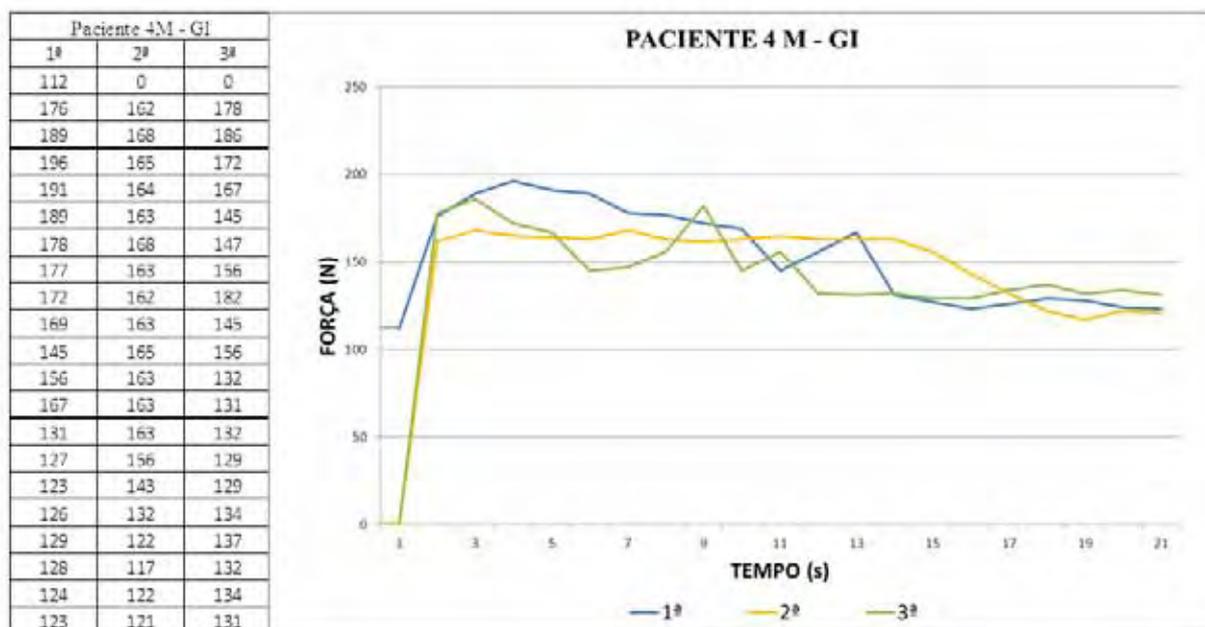
Mensurações e Gráfico de 5F do Grupo I



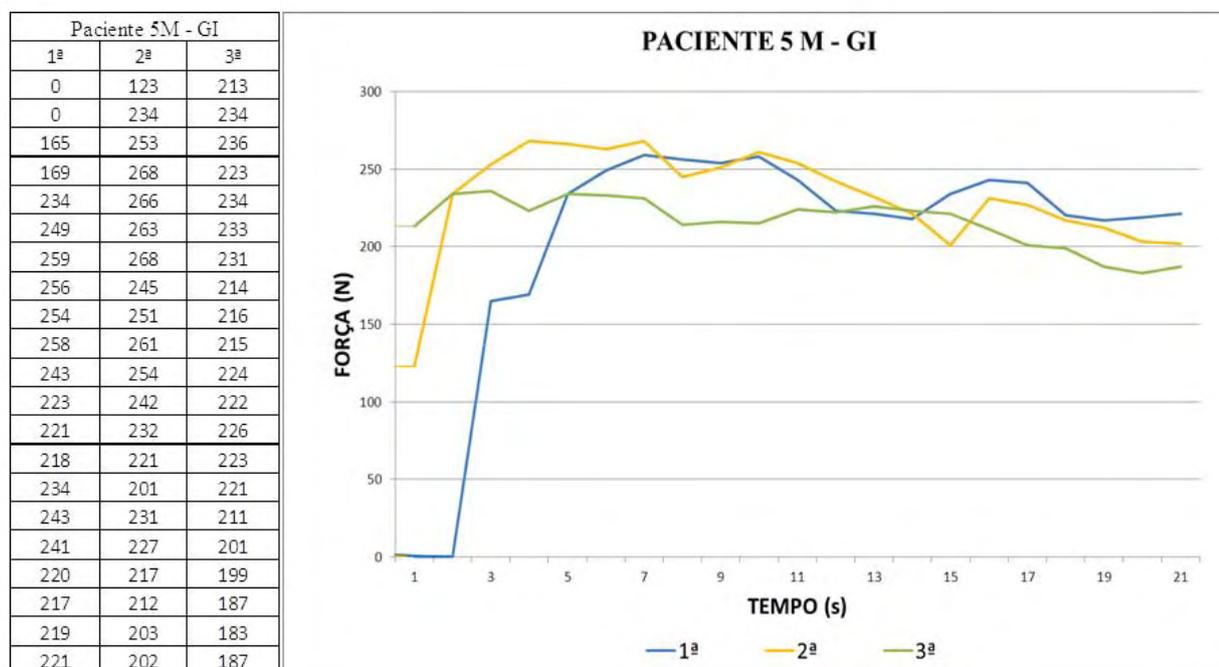
Mensurações e Gráfico de 2M do Grupo I



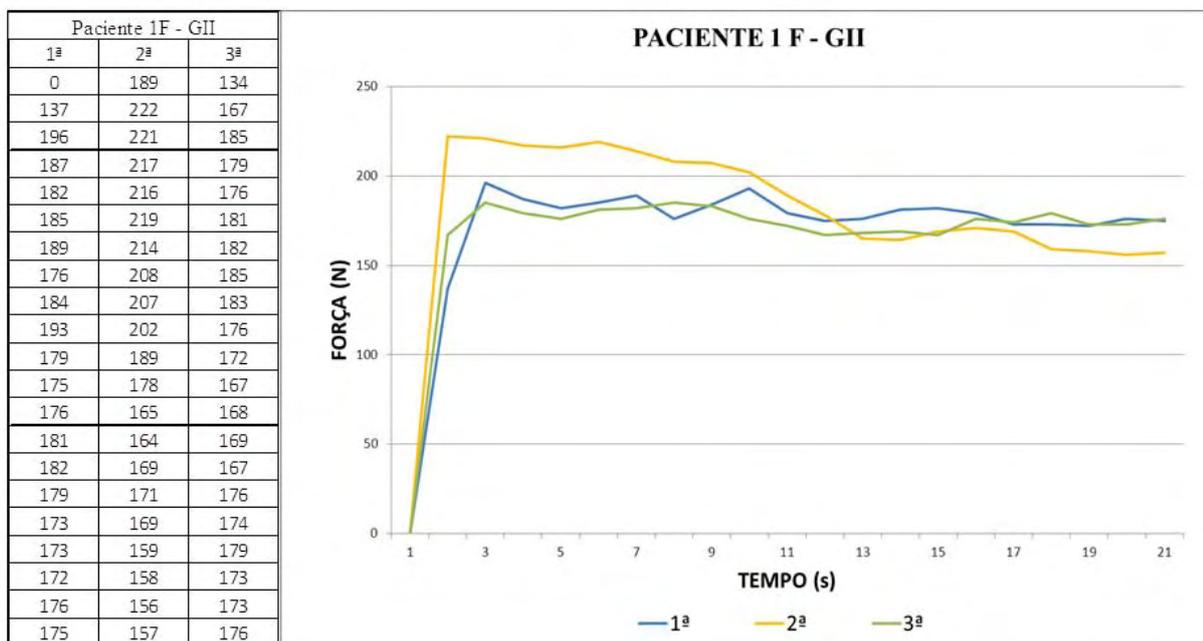
Mensurações e Gráfico de 3M do Grupo I



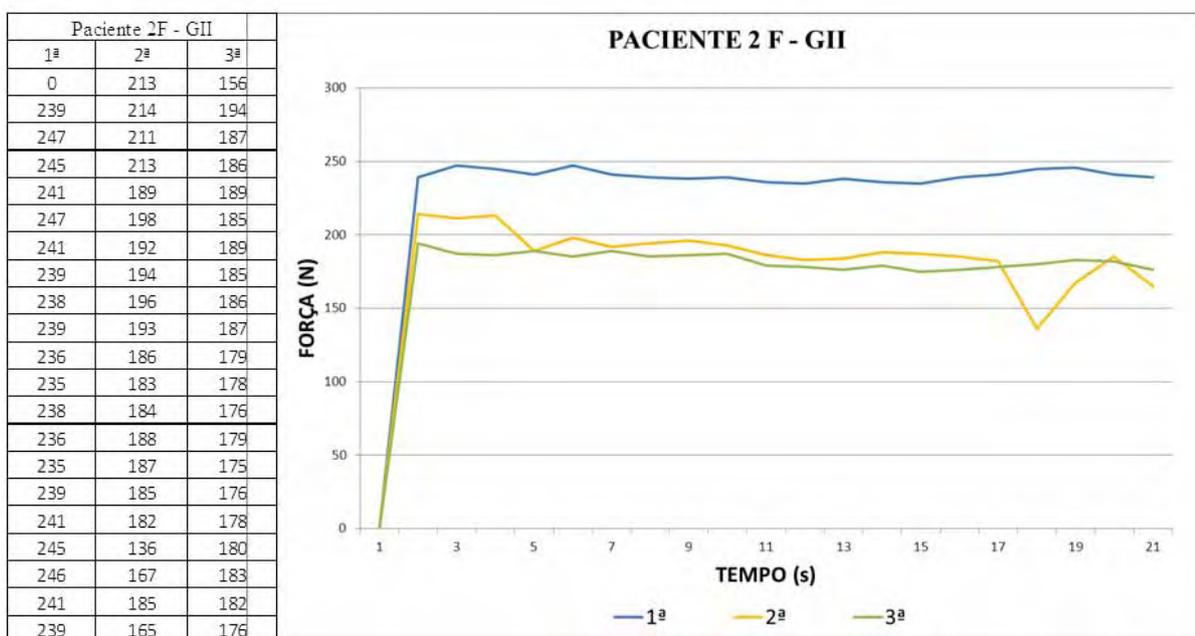
Mensurações e Gráfico de 4M do Grupo I



Mensurações e Gráfico de 5M do Grupo I

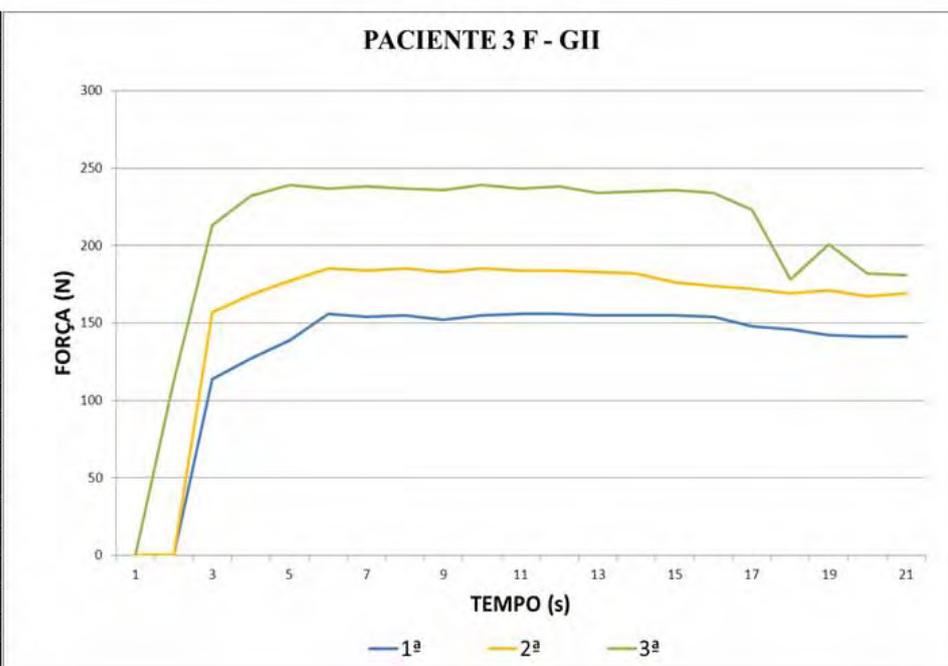


Mensurações e Gráfico de 1F do Grupo II



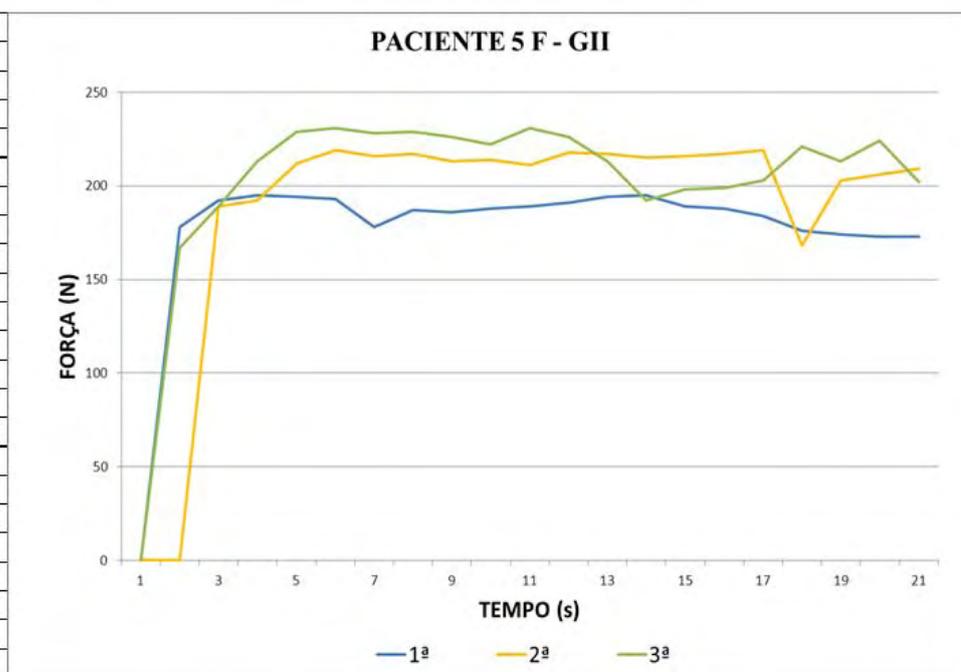
Mensurações e Gráfico de 2F do Grupo II

Paciente 3F - GII		
1ª	2ª	3ª
0	0	0
0	0	113
114	157	213
127	168	232
139	177	239
156	185	237
154	184	238
155	185	237
152	183	236
155	185	239
156	184	237
156	184	238
155	183	234
155	182	235
155	176	236
154	174	234
148	172	223
146	169	178
142	171	201
141	167	182
141	169	181

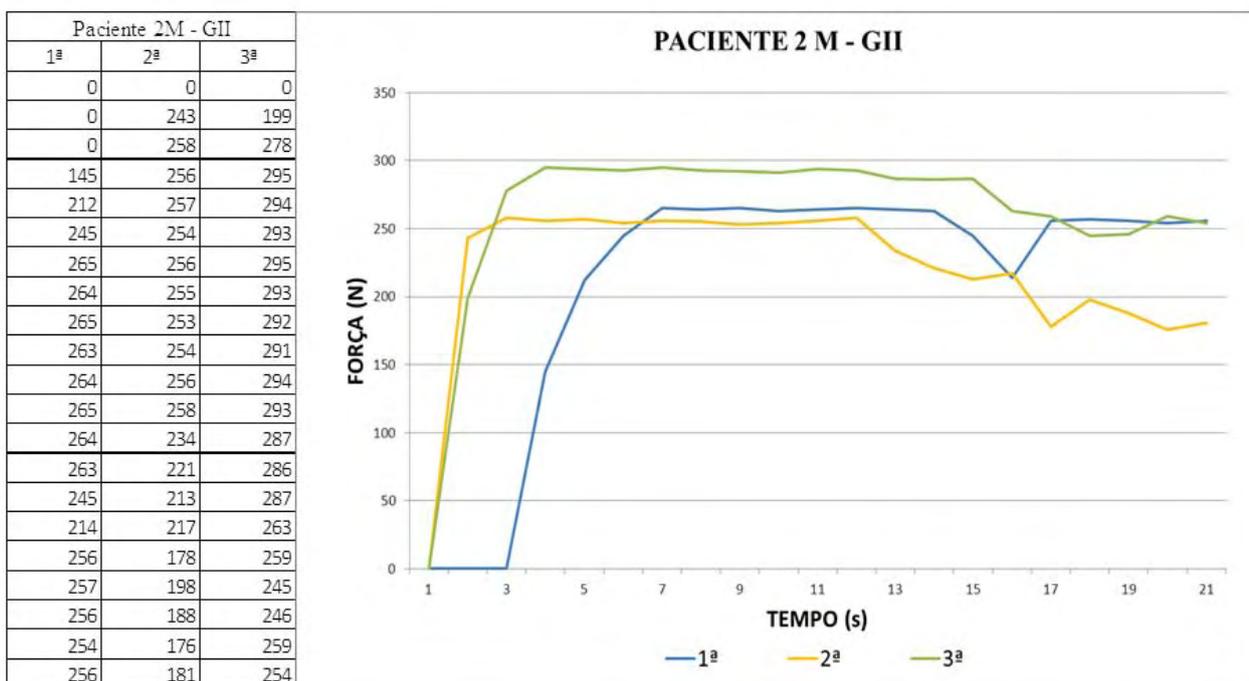


Mensurações e Gráfico de 3F do Grupo II

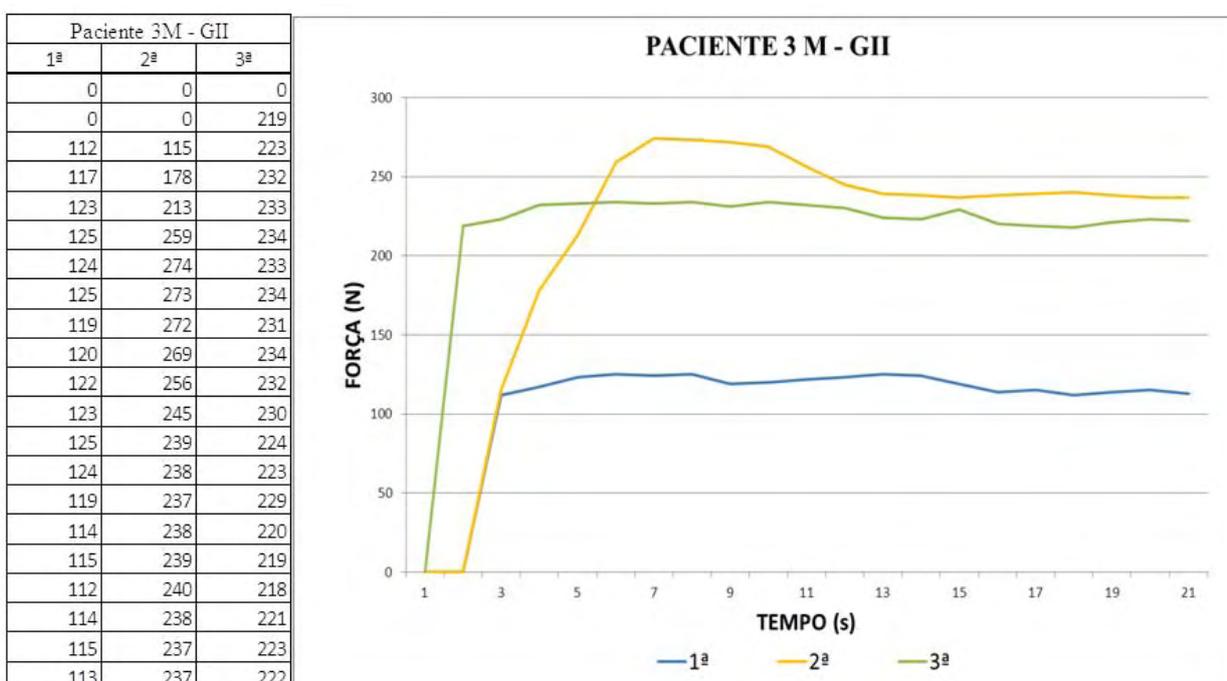
Paciente 5F - GII		
1ª	2ª	3ª
0	0	0
178	0	167
192	189	189
195	192	213
194	212	229
193	219	231
178	216	228
187	217	229
186	213	226
188	214	222
189	211	231
191	218	226
194	217	213
195	215	192
189	216	198
188	217	199
184	219	203
176	168	221
174	203	213
173	206	224
173	209	202



Mensurações e Gráfico de 5F do Grupo II

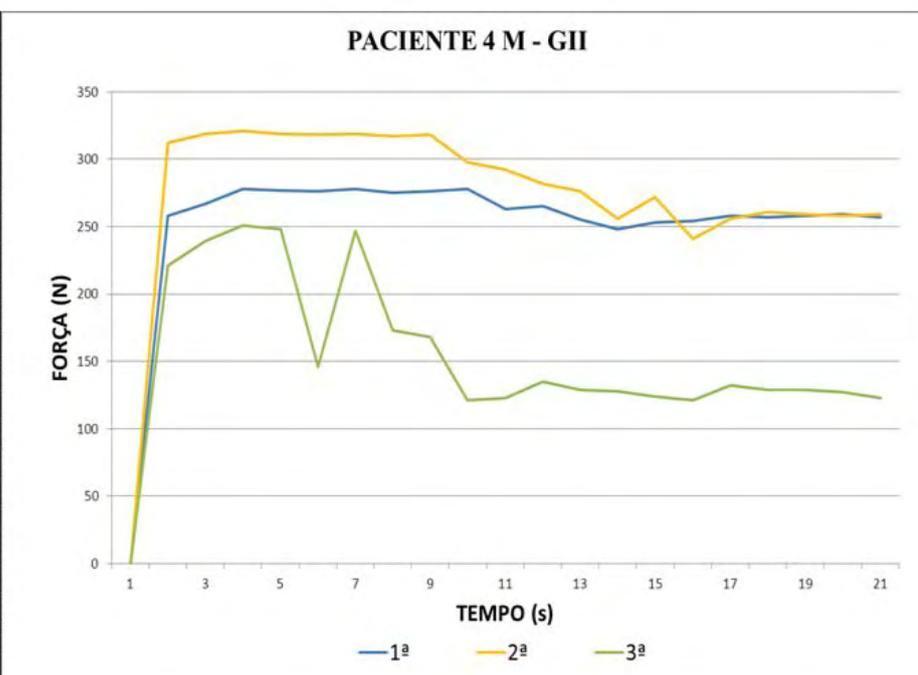


Mensurações e Gráfico de 2M do Grupo II



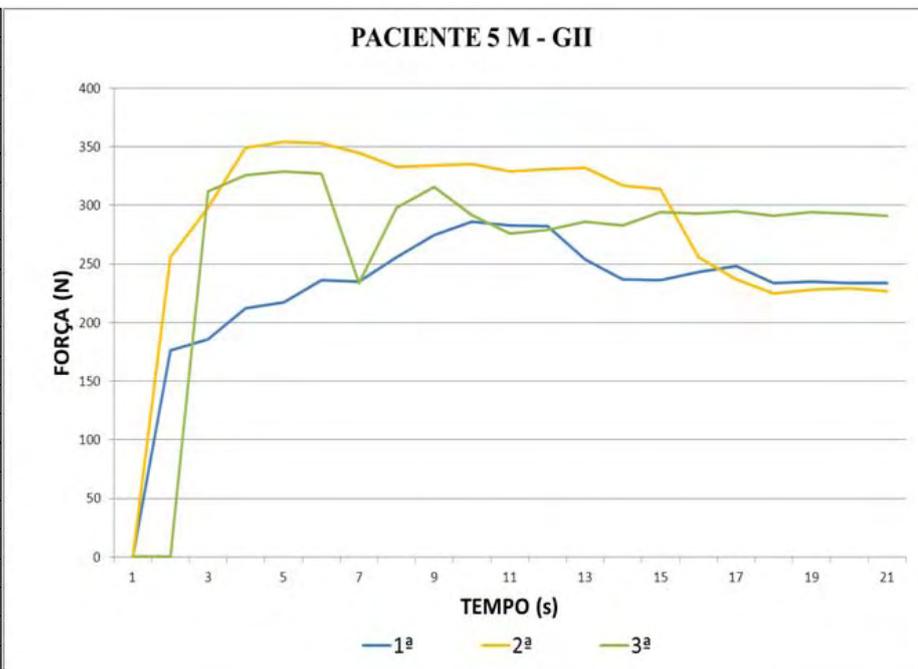
Mensurações e Gráfico de 3M do Grupo II

Paciente 4M - GII		
1ª	2ª	3ª
254	299	178
258	312	221
267	319	239
278	321	251
277	319	248
276	318	146
278	319	247
275	317	173
276	318	168
278	298	121
263	292	123
265	282	135
255	276	129
248	256	128
253	272	124
254	241	121
258	256	132
257	261	129
258	259	129
259	258	127
257	259	123



Mensurações e Gráfico 4M do Grupo II

Paciente 5M - GII		
1ª	2ª	3ª
0	198	0
176	256	0
186	298	312
212	349	326
217	354	329
236	353	327
235	345	234
256	333	298
275	334	316
286	335	292
283	329	276
282	331	279
254	332	286
237	317	283
236	314	294
243	256	293
248	237	295
234	225	291
235	228	294
234	229	293
234	227	291



Mensurações e Gráfico 5M do Grupo II