

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

Cristiane Carvalho Barbosa Dias

**FLEXÃO MANDIBULAR: UMA REVISÃO DA LITERATURA**

Belo Horizonte

2013

**Cristiane Carvalho Barbosa Dias**

## **FLEXÃO MANDIBULAR: UMA REVISÃO DA LITERATURA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Especialização em Prótese Dentária, Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do Certificado de Especialista.  
Orientador: Rômulo Hissa Ferreira

Belo Horizonte

2013

## FICHA CATALOGRÁFICA

D541f      Dias, Cristiane Carvalho Barbosa.  
2013                      Flexão mandibular: uma revisão de literatura/  
MP                      Cristiane Carvalho Barbosa Dias. – 2013.

36 f. : il.

Orientador: Rômulo Hissa Ferreira.

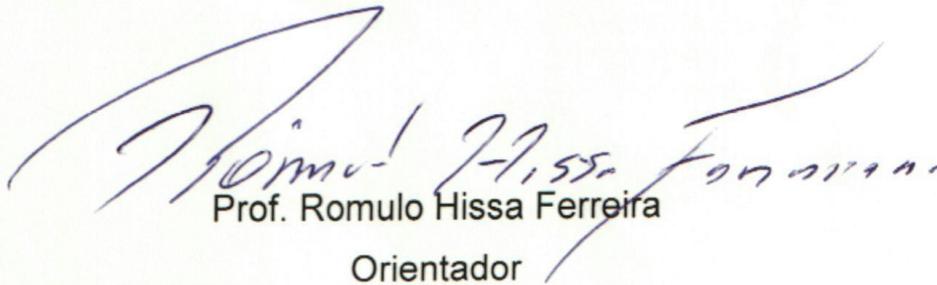
Monografia (Especialização) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Dimensão vertical. 2. Planejamento de prótese dentária. I. Ferreira, Rômulo Hissa. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. III. Título.

BLACK – D37

Ata da Comissão Examinadora para julgamento de Monografia da aluna **CRISTIANE CARVALHO BARBOSA**, do Curso de Especialização em Prótese Dentária, realizado no período de 05/03/2012 a 20/12/2013.

Aos 17 dias do mês de dezembro de 2013, às 14:00 horas, na sala de Pós-Graduação (3403) da Faculdade de Odontologia, reuniu-se a Comissão Examinadora, composta pelos professores Romulo Hissa Ferreira (orientador), Marcos Dias Lanza e Wellington Marcio dos Santos Rocha. Em sessão pública foram iniciados os trabalhos relativos à Apresentação da Monografia intitulada **“Flexão Mandibular: uma revisão da Literatura”**. Terminadas as arguições, passou-se à apuração final. A nota obtida pela aluna foi 90 ( noventa ) pontos, e a Comissão Examinadora decidiu pela sua aprovação. Para constar, eu, Romulo Hissa Ferreira, Presidente da Comissão, lavrei a presente ata que assino, juntamente com os outros membros da Comissão Examinadora. Belo Horizonte, 17 de dezembro de 2013.

  
Prof. Romulo Hissa Ferreira  
Orientador

  
Prof. Marcos Dias Lanza

  
Prof. Wellington Marcio dos Santos Rocha

## DEDICATÓRIA

Dedico ao meu marido Marcus, por todo o amor.

As meus pais, Eliane e João, pelo incentivo de uma vida inteira.

A minha irmã, querida companheira.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à Deus pela minha vida tão maravilhosa.

Agradeço a todos os meus professores e colegas do curso de especialização em Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia da UFMG.

Agradeço em especial ao meu orientador Rômulo Hissa Ferreira, obrigado por aceitar meu convite, e por toda atenção e colaboração em meu trabalho.

Agradeço a toda equipe do Centro de Saúde Lagoa e a todos os pacientes pelo aprendizado constante.

Agradeço ao meu gerente Fábio e a Prefeitura Municipal de Belo Horizonte pela liberação para a realização deste curso.

## **Flexão Mandibular: uma revisão da Literatura**

### **RESUMO**

A flexão mandibular medial é o estreitamento do arco mandibular que ocorre devido à ação, principalmente, do músculo pterigóideo lateral, quando dos movimentos de abertura e protrusão. Estudos vem sendo realizados por cirurgiões dentistas a fim de compreenderem a relação da deflexão mandibular no desenho das próteses.

O objetivo do estudo foi realizar uma revisão bibliográfica sobre o assunto flexão mandibular a fim de conhecer as definições mais recentes sobre o assunto e suas considerações em relação às reabilitações protéticas.

Palavras chaves: flexão mandibular. mandíbula.

## **Mandibular flexure: a literature review**

### **ABSTRACT**

The medial mandibular flexure is the narrowing of the mandibular arch that occurs due to the action, especially the lateral pterygoid muscle, when the movements of opening and protrusion. Studies have been performed by dentists in order to understand the relationship of mandibular flexure in the design of prostheses.

The aim of the study was to conduct a literature review on the subject mandibular flexure in order to know the latest definitions on the subject and its considerations in relation to prosthetic rehabilitation.

Key words: mandibular flexure. mandible.

## LISTA DE TABELAS

<b>1 Tabela 1.....</b>	<b>21</b>
------------------------	-----------

## LISTA DE FIGURAS

1. Figura 1.....	12
2. Figura .....	13
3. Figura 3.....	14
4. Figura 4 .....	19
5. Figura 5.....	19
6. Figura 6 .....	24
7. Figura 7 .....	27
8. Figura 8 .....	29
9. Figura 9.....	29
10. Figura 10 .....	30
11. Figura 11 .....	30
12. Figura 12 .....	31
13. Figura 13 .....	31
14. Figura 14.....	31

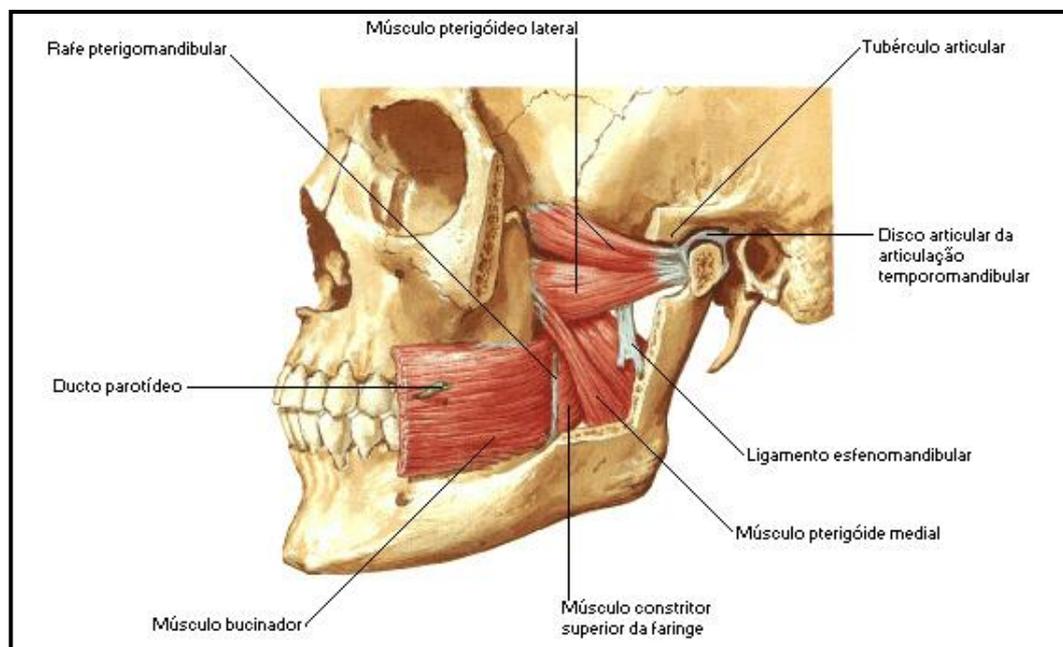
## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>12</b>
<b>2 METODOLOGIA.....</b>	<b>15</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>16</b>
<b>4 DISCUSSÃO.....</b>	<b>32</b>
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>34</b>
<b>6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>35</b>

## 1 INTRODUÇÃO

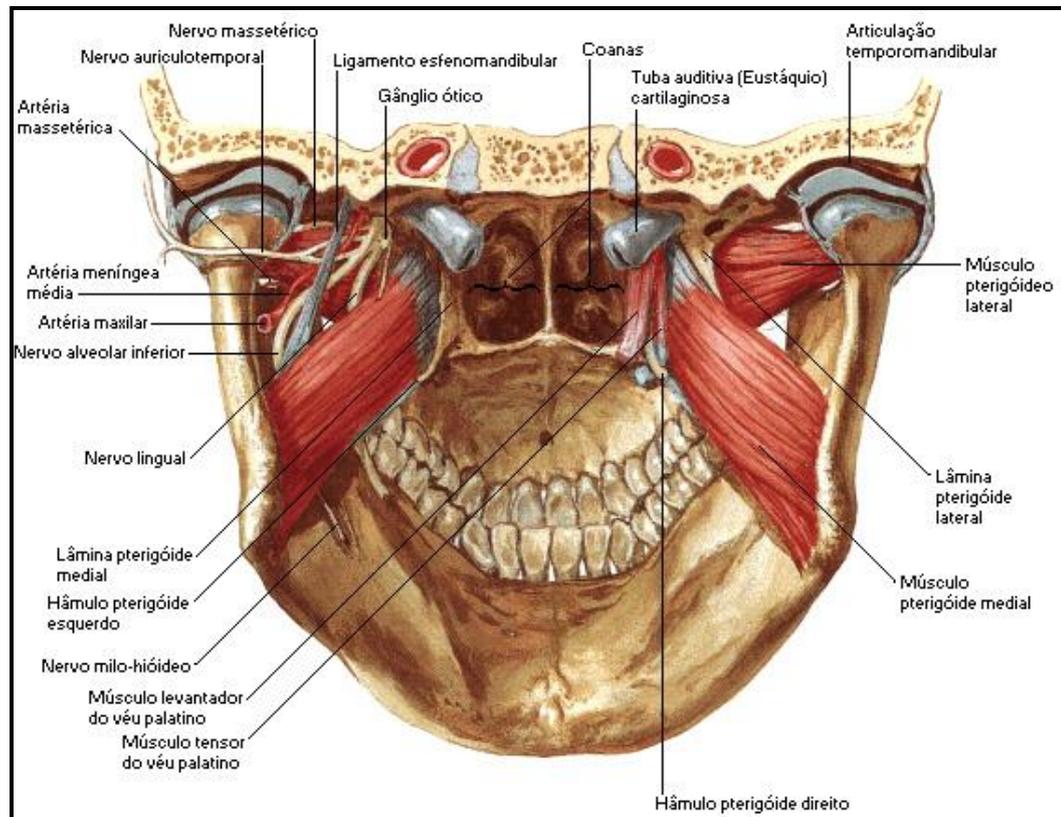
Deflexão mandibular é um fenômeno pouco conhecido, mas muito importante, caracterizada por uma diminuição da largura do arco mandibular quando realizamos movimentos de abertura, protrusão e lateralidade. Esse estreitamento do arco ocorre devido à ação muscular do milohióideo e dos pterigóideos laterais inferiores, esse último se origina na lâmina lateral da apófise pterigóidea e se inserem no côndilo da mandíbula e, quando em função, puxam medialmente os côndilos, aproximando-os. O fato de a mandíbula ter a forma de um arco facilita esse fenômeno. (SESMA; RIBEIRO; ZANETTI,1996)

FIG. 1: Músculo pterigóideo lateral



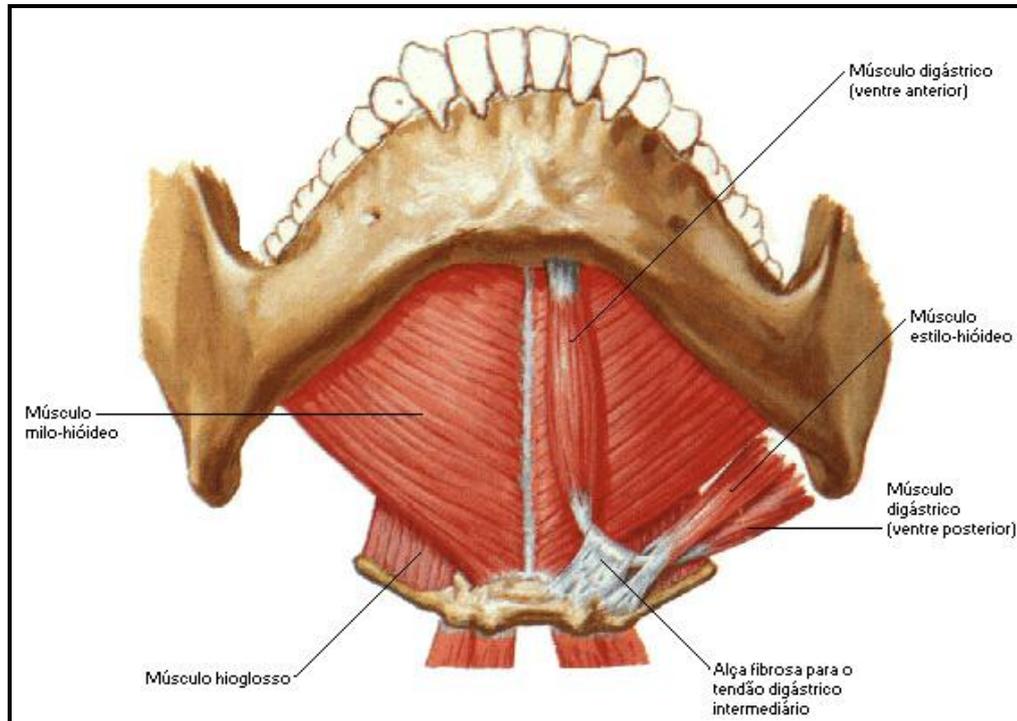
Fonte: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/atm.htm>, acesso em 08.12.2013

FIG. 2: Músculo pterigódeo lateral – visão interna



Fonte: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/atm.htm>, acesso em 08.12.2013

FIG. 3: Músculo Milo-hióideo



Fonte: <http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/atm.htm>, acesso em 08.12.2013

Em consequência da flexão mandibular a distância entre o ramo mandibular esquerdo e direito no plano frontal é reduzido. A flexão ocorre na região da sínfise e também produz uma redução na largura da seção posterior ao arco dental inferior. A torção mandibular pode afetar a posição dos dentes durante a moldagem, como resultado da contração do arco, os dentes se tornam mais lingualizados. (ZARONE et al., 2003)

Os estudos apesar de não terem esclarecido a importância da flexão mandibular sobre o tratamento com os implantes, sugerem que a flexão deve ser levada em consideração no desenho da prótese. Múltiplas próteses ou uma prótese dividida na região da sínfise devem ser consideradas afim de se evitar a flexão mandibular. A flexão mandibular é um fenômeno multifatorial e os seguintes fatores contribuem: qualidade e quantidade de osso, número dos implantes e localização, técnica de moldagem e o design da prótese. (LAW et al., 2012)

## 1.1 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é realizar uma revisão de literatura sobre o tema flexão mandibular e suas implicações na confecção de próteses dentárias.

## **2 METODOLOGIA**

Foi realizada no mês de setembro de 2013 uma busca bibliográfica nas bases de dados na Biblioteca Virtual em Saúde (BVS) e PUBMED utilizando o descritor “mandibular flexure”. Foram encontrados 77 artigos na BVS e 75 no PUBMED, foram excluídos os artigos que não estavam relacionados ao tema, restando assim 14 artigos. Desses quatorze (14) artigos: dois (dois) eram de revisão de literatura, nove (9) ensaios clínicos (06) relacionados à medida da flexão mandibular e três (3) à relação prótese/implante/flexão mandibular) e três (3) relatos de caso.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Segundo Goodkind e Heringlake (1973) os movimentos complicados que a mandíbula humana é capaz de realizar, podem provocar uma redução imperceptível na largura do arco mandibular. Durante os movimentos de abertura e fechamento da mandíbula, pensa-se que os músculos do assoalho bucal e os dois pterigóideos laterais exercem uma força de contração sobre a mandíbula, causando uma flexão que resulta em alteração da largura do arco. Assim a mandíbula pode ser comparada ao arco de um arqueiro e os músculos às cordas.

Quase 50 anos atrás foi relatado pelos autores Zarone *et al.* (2003) que a contração simultânea do músculo pterigoideo lateral durante o movimento de abertura e protrusão exerce uma tração dos côndilos nas seguintes direções: medial, para frente e para baixo. De acordo com Fischman (1990) a flexão mandibular é em parte causada pela ação do músculo pterigóideo lateral que puxa medialmente o côndilo mandibular. A evidência sugere a ocorrência de um componente rotacional.

A mandíbula devido aos movimentos exercidos durante as funções fisiológicas normais tais como falar, mastigar e outras sofre uma deflexão medial ou o que ocorre é a redução da distância intercondilar causada principalmente pela ação do músculo pterigóideo lateral. (MANZANO, MANZI; PIMENTEL, 2011)

Goodkind e Heringlake (1973) avaliaram o valor da flexão mandibular que ocorre durante os movimentos de abertura máxima e protrusão além de buscarem explicação para esta causa, pois essa alteração dimensional pode afetar o sucesso das próteses fixas e removíveis. Realizaram uma breve revisão de literatura sobre os tipos de procedimentos utilizados para medir a flexão mandibular: uso de um tipo de paquímetro de medida para medir as mudanças na largura do arco entre as faces linguais de molares e segundos pré-molares, medida de modelos de gesso cuja moldagem foi realizada com a boca em repouso ou abertura máxima e através da medida da distância entre faixas bimetálicas presas nos primeiros molares.

Em seu estudo, Goodkind e Heringlake (1973), avaliaram vinte auxiliares de saúde bucal do sexo masculino e feminino com a dentição completa (excluindo os terceiros molares). O instrumento utilizado para medir as mudanças na largura do arco foi o micrômetro Tideral Test, preciso para 0,00005 polegadas. Um metal foi fixado no dente posterior com gesso e projetava para fora da boca permitindo a ancoragem do micrômetro. A outra ponta do aparelho estava posicionada na face bucal do segundo molar contralateral.

O comprimento do medidor é de 1,655 polegadas e permite detectar movimentos por minuto. O paciente foi instruído a fechar a boca, sem tocar o metal preso ao dente posterior. Neste momento a distância entre o incisivo superior e inferior foi medido com o paquímetro. Foi solicitado ao paciente que abrisse a boca o máximo possível e o valor do micrômetro foi marcado. A distância entre os incisivos na abertura foi determinada. Cinco leituras foram realizadas com o aparelho em posição com boca fechada nos segundos molares. As mesmas medidas foram realizadas nos primeiros pré-molares. Os tecidos moles foram afastados. Todas as medidas médias dos segundos pré-molares e primeiro pré-molares foram realizadas unilateralmente. Com o propósito de encontrar medidas médias dos segundos pré-molares e primeiros foram realizadas moldagens na posição mais fechadas, vazados os modelos e medidos. Foram utilizados como ponto de referência o centro méso-distal dos segundos molares.

De acordo com Goodkind e Heringlake (1973), uma redução na largura do arco foi observado em todos os instantes de abertura, com a maior redução ocorrendo no movimento de abertura máxima. Com o fechamento o arco retorna ao seu tamanho normal. O estudo revelou uma média de movimento de 0,0768mm na região do segundo molar e para o primeiro pré-molar a medida foi de 0,0316mm, sendo assim concluíram que a largura da mandíbula decresce durante a abertura .

Fischman (1990) comparou a angulação do primeiro molar inferior direito e do incisivo central inferior esquerdo e valor da flexão mandibular através de fotografias e uso de dispositivo de resina com fio metálico sobre os mesmos em dez indivíduos assintomáticos. Todos os indivíduos demonstraram uma significativa flexão média da mandíbula. As medidas variaram de  $0,0045 \pm 0,0025$  polegadas a  $0,0017 \pm 0,0007$  polegadas. Com uma média de  $0,0028 \pm 0,0017$  polegadas ( $0,071120\text{mm} \pm 0,043180\text{mm}$ ). A angulação média apresentada pelos dentes foi de aproximadamente 3,1 graus.

Sesma, Ribeiro e Zanetti (1996) mediram a variação da distância entre segundos molares inferiores contralaterais em repouso e em abertura máxima e a relação dessa variação com o sexo do paciente. Participaram do estudo 40 pessoas (20 homens e 20 mulheres) na faixa etária de 20 a 25 anos. Os mesmos deveriam possuir molares naturais, sem qualquer evidência de periodontite que pudesse causar mobilidade e não apresentar sinais clínicos de disfunção de ATM e nem prótese inferior.

Para moldagem foi utilizado um silicona de condensação, a moldeira utilizada tinha a forma de uma barra metálica retangular de dimensões 8cm x 2cm. Foram realizadas duas moldagens uma com a mandíbula em posição de repouso e a outra em abertura

máxima. Para medida foi utilizado um computador PC 386, com placa processadora de imagens (IRIS 16), uma câmera tipo CCD (FotovixTamron) e o “software” Diracon3, desenvolvido pelo Laboratório de informática dedicado a odontologia (LIDO). (SESMA, RIBEIRO E ZANETTI, 1996)

Os valores das medidas obtidas no molde em repouso representam valor zero e a diferenças com o valor do respectivo molde em máxima abertura denominamos variação. Foi observado que as distâncias entre os molares contralaterais, ou seja a largura do arco mandibular varia muito de indivíduo, fato esse decorrente possivelmente de vários fatores como estatura, tipo físico facial, forma do arco, idade e etc., não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre sexos. A flexão média avaliada foi de 0,28 mm para a amostra avaliada. (SESMA, RIBEIRO; ZANETTI, 1996).

Em 2004, Shinkai *et al.* (2004) apresentam um método para medida linear da flexão mandibular medial nos indivíduos dentados e avaliar a confiabilidade intra e inter examinadores. Participaram da pesquisa 87 pacientes da Faculdade de Odontologia da Pontífca Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Foram realizadas moldagens dos terços oclusal e incisal dos dentes inferiores durante os movimentos de abertura mínima, máxima e protrusão. Os modelos foram digitalizados e as imagens processadas. Foram realizadas a medida linear intermolares usando o software Image Tool. Apesar de vários procedimentos terem sido utilizados para medir a flexão mandibular em humanos todos apresentaram vantagens e desvantagens. Os resultados mostraram uma excelente confiabilidade intra e inter examinadores do método para medida da flexão mandibular através da imagem digital.

FIG. 4: Medida da distância intermolar

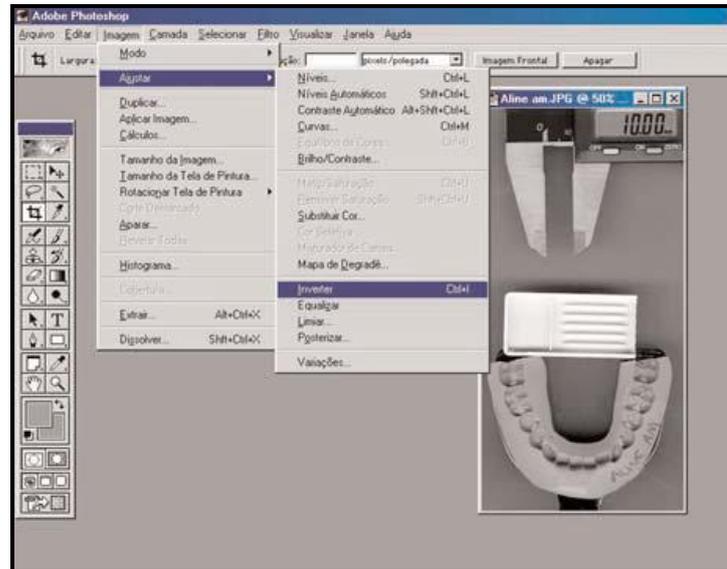
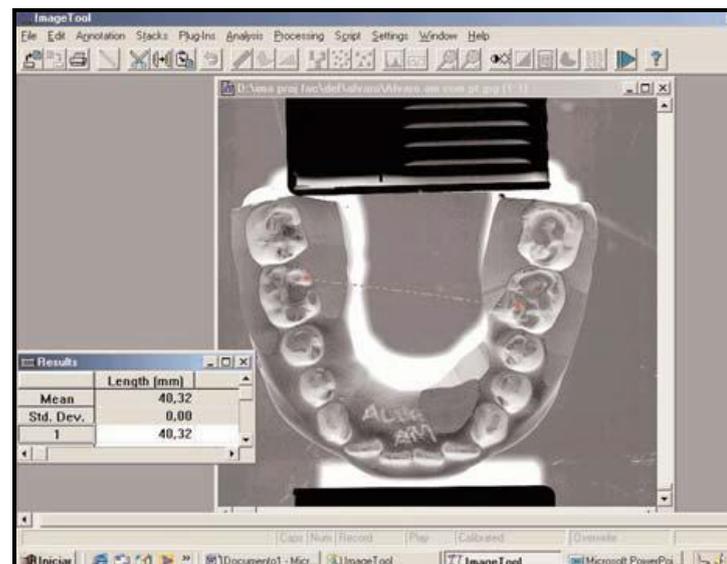


FIG. 5: Medida da distância intermolar



Em 2006, Canabarro e Shinkai. (2006), utilizaram essa medida para avaliar 80 voluntários da Faculdade de Odontologia da Pontífica Universidade Católica do Rio Grande do Sul. A máxima força oclusal dos participantes foi medida através de um transdutor posicionado na região de primeiro molar, além disso foram obtidas as seguintes medidas antropométricas dos participantes: peso, altura e índice de massa corporal.

A flexão mandibular mesial foi medida calculando-se a variação da distância intermolar da mínima e máxima abertura e máxima protrusão através da moldagem do terço incisal dos dentes mandibulares. Os modelos foram digitalizados e a distância linear

intermolar foi medida com o Image Tool Software Center at Santo Antonio. (CANABARRO;SHINKAI, 2006)

De acordo com Canabarro e Shinkai. (2006), nesse estudo não foi encontrada correlação entre máxima força oclusal e flexão medial mandibular. A flexão mandibular mostrou uma grande variação: de -0,70 a 1,08mm, essa grande variação pode ser justificada pelos múltiplos fatores relacionados como: força muscular, geometria facial, e densidade óssea. Não foi encontrada diferença significativa entre flexão mandibular medial, peso, altura e índice de massa corpórea e nem diferença significativa entre homens e mulheres nos movimentos de abertura e protrusão sendo que as mulheres apresentaram uma grande variação da força oclusal.

Custodio et al. (2011) avaliaram 78 estudantes da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade de Campinas, para relacionar o padrão facial vertical, atividade muscular e flexão mandibular. Trinta e nove homens e trinta e nove mulheres com uma média de idade de 23,5 anos. Os participantes foram divididos em três grupos pela análise de Rickett's: braquiocefálico, mesocefálico e dolicocefálico. A força oclusal máxima na região do molar foi medida bilateralmente com um transdutor de força. A atividade eletromiográfica do masseter e do músculo temporal foi gravada durante a máxima intercuspidação. Foram realizadas moldagens dos primeiros molares, durante os movimentos de repouso, máxima abertura e máxima protrusão. As impressões foram digitalizadas, determinou-se um ponto de referência sobre os dois molares e a distância entre os mesmos foi avaliada através de um software. A flexão mandibular foi calculada subtraindo a distância intermolar durante a máxima abertura ou protrusão da distância da mandíbula em repouso.

A flexão mandibular medial em abertura máxima apresentou os seguintes valores para cada padrão facial: braquiocefálico:  $0,30 \pm 0,15$ mm, mesiocefálico:  $0,21 \pm 0,13$ mm, dolicocefálico:  $0,14 \pm 0,08$ mm. Para protrusão máxima os valores foram os seguintes: braquiocefálico:  $0,23 \pm 0,09$ mm, mesiocefálico:  $0,19 \pm 0,12$ mm, dolicocefálico:  $0,09 \pm 0,07$ mm. Os indivíduos braquiocefálicos apresentavam maior nível de atividade eletromiográfica do masseter e flexão mandibular seguido pelos grupos: mesocefálicos e dolicocefálicos. Com as limitações do estudo conclui-se que a força máxima oclusal, atividade muscular mastigatória e flexão mandibular foram influenciadas pelo padrão facial vertical. (CUSTODIO *et al.*, 2011)

Tabela 1: Procedimentos/ materiais utilizados para medir a flexão mandibular

Estudo	Tipo de medida	Flexão encontrada
Goodkind e Heringlake (1973)	Utilizaram o micrômetro Tideral Test, preciso para 0,00005 polegadas, preso a um dente posterior com gesso e braço projetava-se até a face vestibular do dente contralateral. Para medir a distância entre os incisivos superiores e inferiores, nos movimentos de repouso e abertura máxima, foi utilizado um paquímetro.	O estudo revelou uma média de movimento de 0,0768mm na região do segundo-molar e de 0,0316mm na região do primeiro pré-molar.
Fischman (1990)	Um dispositivo de resina acrílica com um arame que se projetava para fora da boca foi fixado nos elementos 46 e 31, unidos por um fio metálico. Foram realizadas fotografias em máxima abertura e repouso, da arcada inferior com esse dispositivo. As variações das	Relata um valor médio de flexão mandibular medial de aproximadamente 0,071120mm ± 0,043180mm. E angulação média dos dentes de ± 3,1 graus.

	medidas foram avaliadas.	
Sesma, Ribeiro e Zanetti (1996)	Foram realizadas moldagens do arco inferior com a boca em repouso e em máxima abertura, os modelos foram fotografados, as imagens digitalizadas e um programa de computador foi utilizado para medir a distância entre os pontos contralaterais determinados nas fotografias dos modelos.	A flexão média avaliada foi de 0,28 mm para a amostra avaliada.
Shinkai <i>et al.</i> (2004)	Foram realizadas moldagens dos terços oclusal e incisal dos dentes inferiores durante os movimentos de abertura mínima, máxima e protrusão. Os modelos foram digitalizados e as imagens processadas. Foram realizadas a medida linear intermolares usando o software Image Tool.	A flexão mandibular mostrou uma grande variação: de - 0,70 a 1,08mm.

Custodio et al. (2011)	Foram realizadas dos primeiros molares, durante os movimentos de repouso, máxima abertura e máxima protrusão. As impressões foram digitalizadas, determinou-se um ponto de referência sobre os dois molares e a distância entre os mesmos foi avaliada através de um software. A flexão mandibular foi calculada subtraindo a distância intermolar durante a máxima abertura ou protrusão da distância da mandíbula em repouso.	A flexão mandibular medial em abertura máxima apresentou os seguintes valores para cada padrão facial: braquiocefálico: $0,30 \pm 0,15$ mm, mesiocefálico: $0,21 \pm 0,13$ mm, dolicocefálico: $0,14 \pm 0,08$ mm. Para protrusão máxima os valores foram os seguintes: braquiocefálico: $0,23 \pm 0,09$ mm, mesiocefálico: $0,19 \pm 0,12$ mm, dolicocefálico: $0,09 \pm 0,07$ mm.

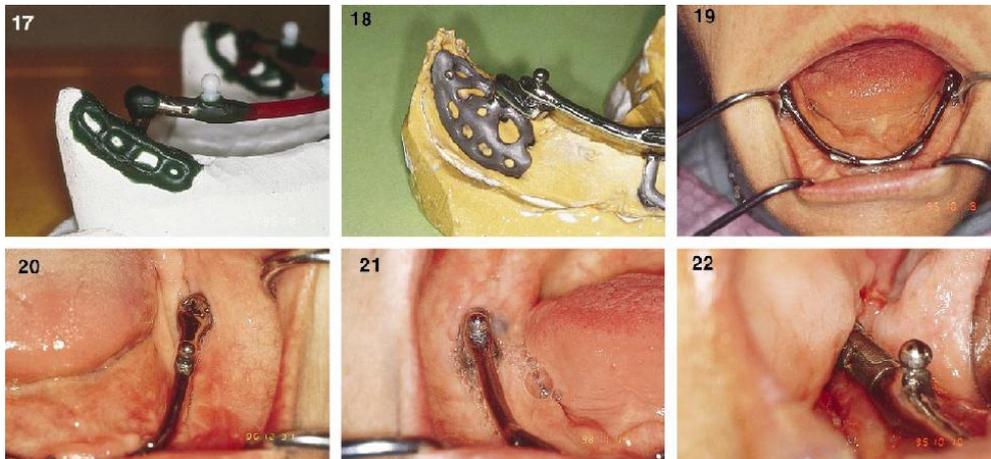
FONTE: Desenvolvida pela autora.

### **Relação entre prótese, implante e flexão mandibular medial**

Linkow (1999) relata sobre o implante tripoidal subperiosteal: possui três apoios sobre o osso (dois posteriores e um anterior), é moldado e inserido através de cirurgia de campo aberto, e apresenta dobradiças ligando as partes posteriores a anterior. Foi designado para funcionar com sucesso nas situações onde há deiscência do nervo alveolar inferior ou mental, ou ausência de gengiva inserida no corpo posterior da mandíbula, assim

como pobre tonicidade ou integridade. As dobradiças foram introduzidas afim de evitar o efeito “cabo de guerra” causado por modelos rígidos e excessiva flexibilidade dos côneilos.

FIG. 6: Implante subperiosteal tripoidal



Alguns implantes subperiosteal desenvolvidos inicialmente falhavam por causa da reabsorção óssea sob a porção posterior do implante. Inversamente, a perda de osso era raramente observada na região anterior. A reabsorção, observada no estudo, foi mais profunda posteriormente porque há aproximadamente 250 libras de força mastigatória por polegada quadrada e o osso é mais poroso do que na região da sínfise que recebe 25 libras por polegadas quadradas. Os movimentos independentes do côneilo e a borda inferior da mandíbula nos ângulos goníacos ditam o sucesso ou a falência dos implantes subperiosteais desenvolvidos inicialmente. Com frequência a rigidez da estrutura do implante previne a movimentação devido a flexão e flexibilidade dos côneilos. A flexão é usualmente 2-4mm e variam de acordo com a qualidade do osso, idade e sexo e musculatura do paciente. Aproximadamente 2% desses pacientes demonstraram movimentos maior que 4mm. Isto tem influenciado o design dos implantes posteriores, especialmente os implantes subperiosteais mandibulares tripodais. (LINKOW e GHALILI, 1999).

Nokar e Baghai (2010) realizaram um estudo com modelos em 3D da mandíbula de um cadáver humano. A imagem resultante foi exportada para um software de modelo finito. Cada modelo recebeu quatro (4) implantes, com altura de 12mm e diâmetro de 4,1 mm, nos locais dos dentes 32,33, 42 e 43, dois implantes adicionais de 10mm de altura e 4,1 mm de diâmetro foram colocados nos primeiros molares. A prótese foi confeccionada em metalocerâmica. Foram construídas próteses de dois segmentos (separadas na linha média) e próteses de três segmentos (do elemento 32 a 42/ 33 a 36/ 43 a 46). Os modelos

submetidos a forças semelhantes aos músculos da mastigação. A contração foi avaliada durante o fechamento incisal e fechamento do molar direito. (NOKAR e BAGHAI, 2010)

Os autores mostraram que no modelo com próteses de dois segmentos o arco dental contrai mais e no modelo de prótese com três segmentos a contração do arco dental é acompanhada da expansão da borda mandibular. No modelo de prótese de dois segmentos durante o fechamento o stress maior foi detectado na região dos côndilos e no lado da inserção do masseter. A maior concentração de stress no osso peri-implantar foi encontrado na cortical vestibular dos implantes mais mesiais. A maior deformação foi encontrada no ângulo mandibular, que mostrou uma deformação de 0,6 mm em adição a deformação de 0,45mm que ocorreu na região de sínfise. A quantidade de deformação foi medida relativa a um ponto fixo no processo condilar do lado direito. NOKAR e BAGHAI, 2010)

No modelo de três segmentos o stress máximo foi encontrado na região vestibular dos implantes do 32 e 42. A máxima deformação óssea foi de 0,55mm no ângulo mandibular e na sínfise a deformação foi de 0,3mm. Durante o fechamento do primeiro molar direito os valores máximos de estresse foram detectados na região do processo condilar e do ramo. Na interface com o implante a maior concentração de estresse foi encontrada na face lingual do implante 46. Interessante que o stress maior já foi encontrado no lado direito na face lingual dos implantes 36, 32, 33 e no lado esquerdo na face vestibular do implantes. No modelo com próteses de dois segmentos a deformação máxima de 0,3mm ocorreu no ângulo mandibular do lado direito e na borda inferior da sínfise mental. No modelo com próteses de três segmentos o stress máximo foi observado na lingual do elemento 46, a máxima deformação foi observada na região da sínfise (0,6 mm) enquanto no ângulo do lado esquerdo deformou 0,5mm. NOKAR e BAGHAI, 2010)

Dentro das limitações de um estudo de elemento finito, durante o fechamento do primeiro molar direito uma rígida conexão entre os implantes posteriores (prótese de dois segmentos) aumentou os valores de estresse ao redor do implante na posição do primeiro molar. Entretanto neste tipo de apertamento (fechamento do primeiro molar) uma prótese de dois segmentos inibiu mais a deformação mandibular em relação à prótese de três segmentos. Em relação ao apertamento incisal a prótese de dois segmentos mostrou-se mais efetiva em proporcionar um comportamento mais natural à mandíbula. Conclui-se que durante cada tipo de apertamento dental um tipo de estrutura operou melhor como resultado do complexo e dessemelhante padrão de deformação mandibular. NOKAR e BAGHAI, 2010)

Em outro estudo realizado por ZARONE *et al.*, (2003) foram criados modelos mandibulares em 3D, cópia da mandíbula de um homem de 56 anos. Implantes de titânio cilíndricos de altura de 13mm e diâmetro de 3,25mm foram incorporados no modelo. Cada implante teve uma inserção de 10mm e abutments de 5mm.

Seis diferentes tipos de modelos 3D foram criados e analisados:

Modelo 1: mandíbula com seis implantes sem superestrutura protética (sistema de referência 1) os três implantes foram posicionados 12,4mm, 23mm e 30mm da linha média respectivamente em cada lado.

Modelo 2: mandíbula com 4 implantes sem superestrutura protética (sistema de referência 2), os dois implantes foram colocados 13mm e 18mm distantes da linha média de cada lado.

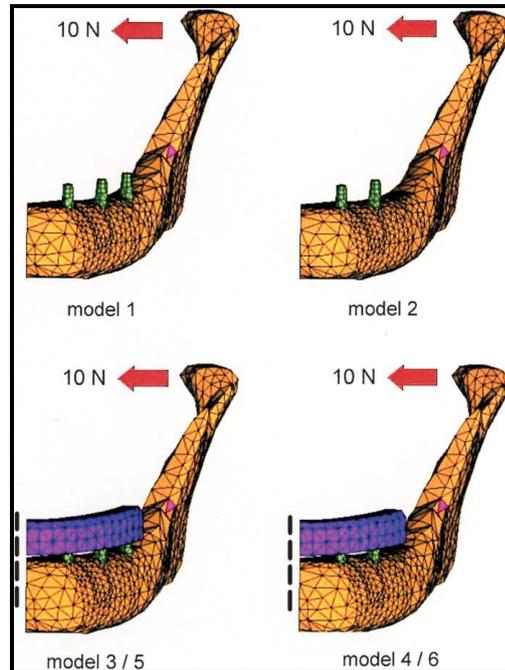
Modelo 3: mandíbula com seis implantes e uma prótese única(inteira) , os implantes foram inseridos conforme sistema de referência 1.

Modelo 4: mandíbula com quatro implantes e uma prótese única com cantilever distal de 10mm. Os implantes foram inseridos conforme o sistema de referência 2.

Modelo 5: mandíbula com seis implantes e uma superestrutura dividida em dois segmentos na região da sínfise, os implantes foram inseridos tendo como referência o sistema 1.

Modelo 6: mandíbula com quatro implantes e uma superestrutura segmentada em dois na região da sínfise. Os implantes foram inseridos conforme sistema de referência 2.

FIG.7: Modelos em 3D da mandíbula e estrutura protética



O material utilizado para confecção das próteses foi a porcelana e o ouro. (ZARONE et al., 2003).

Os autores chegaram nos seguintes resultados: a maior flexibilidade e deformação 0,6mm sob uma carga de 10N foi detectada em uma mandíbula com seis e quatro implantes sem prótese. A menor flexibilidade e alteração foram detectadas nos modelos com seis e quatro implantes com próteses inteiras (não segmentadas). Os modelos de quatro e seis implantes com próteses divididas na linha média mostraram uma grande flexibilidade, semelhante aos modelos de referência. A flexibilidade nas próteses sobre implantes mandibulares dependem de no mínimo dois fatores: a posição dos implantes e a tipologia da superestrutura protética. (ZARONE et al., 2003).

As próteses sobre implantes apresentam a flexibilidade aumentada quanto mais mesial está localizado o último implante. Separar a prótese na linha média parece ser uma maneira efetiva para alcançar a biomecânica mais natural da mandíbula. (ZARONE et al., 2003).

A análise do stress foi realizada através do teste de Von Misses. Quanto mais distal é o implante que suporta uma prótese inteira, menor é o stress no nível do implante na área da sínfise, com maior stress sobre a superestrutura, especialmente na linha média. Considerando a relação entre distribuição de stress e a localização no arco mandibular, nos

modelos com quatro e seis implantes com próteses divididas ao meio, o maior stress foi observado no implantes mais próximo à linha média. Nos modelos com quatro e seis implantes cujas próteses não eram segmentadas, o maior nível de stress foi encontrado nos implantes mais distais. (ZARONE et al., 2003).

Os autores Naini e Nokar (2009) realizaram um estudo utilizando modelo de elemento finito para avaliar os efeitos impostos por uma estrutura única em relação a flexão mandibular causada durante o fechamento e observar a distribuição do stress. Foi criado um modelo de elemento finito em 3D através do scanner de um cadáver. Cinco implantes dentários com uma profundidade de 12 mm e diâmetro de 4,1mm foram incorporados no modelo. Os implantes foram colocados na região interforame. Foi construída uma estrutura inteira com cantilever bilateral de 16,5mm de extensão a partir do implante mais distal. O modelo construído foi exportado para o software para análise de elemento finito. Para simular as forças musculares o modelo foi carregado com múltiplos vetores. Grupo de vetores paralelos simularam 8 pares de músculos da mastigação (masseter superficial e profundo, temporal anterior, médio e posterior, pterigoideo medial, pterigoideo lateral e digástrico anterior). Uma contenção foi colocada bilateralmente no processo coronóide. A maior concentração de stress foi encontrada na cortical bucal e lingual do implante mais mesial. A tensão máxima encontrada neste modelo foi detectada no processo condilar.

Durante o fechamento o stress máximo foi observado ao redor dos implantes mesiais . A tensão maior foi encontrada no pescoço do implante. Exames radiográficos são utilizados com frequência para avaliar a perda óssea marginal ao implante como critério para o sucesso clínico dos implantes. Mas este estudo e os outros sugerem que a maior perda ocorre nas faces linguais e vestibulares. (NAINI e NOKAR, 2009)

Sendo assim concluiu que: a flexão mandibular é inibida pela presença de uma estrutura protética inteira, a maior concentração de stress foi encontrada ao redor dos implantes mesiais. (NAINI e NOKAR, 2009)

FIG. 8: Modelo de mandíbula em 3D

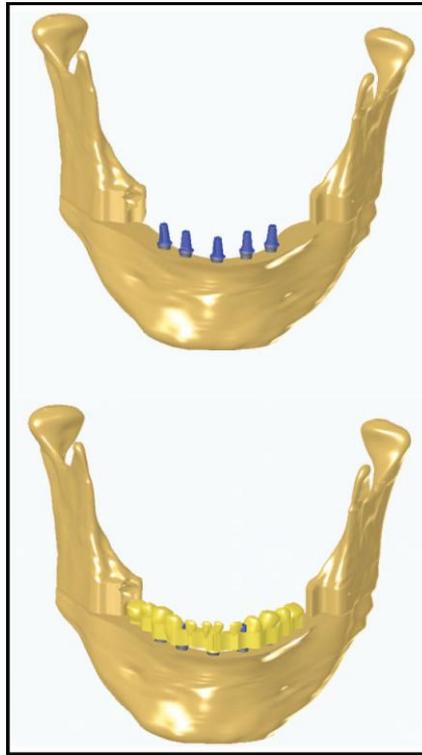
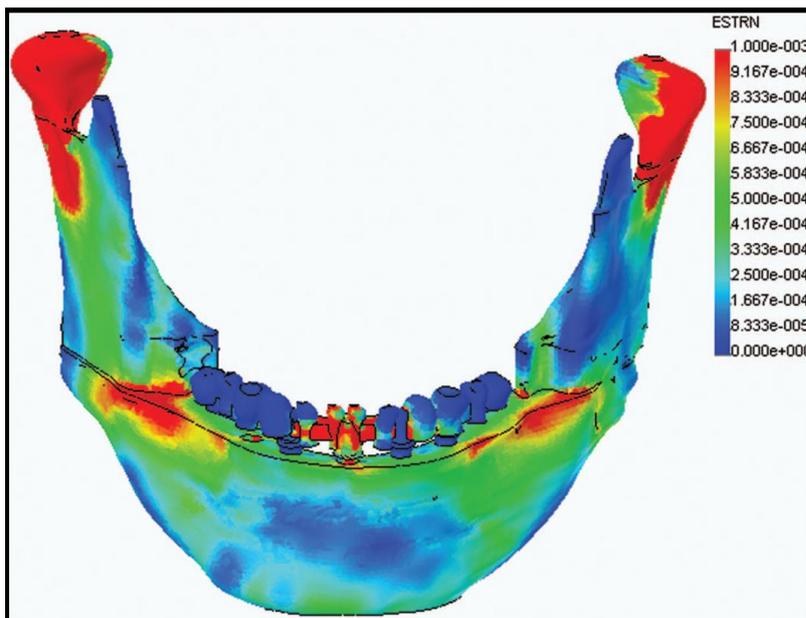


FIG. 9: Modelo de mandíbula em 3D e análise de elemento finito



Acreditando que a divisão da prótese na região de sínfise é vantajosa, Paez *et al*, (2003) relata a confecção de uma prótese sobre oito implantes inferiores separada na região de sínfise, ou seja somente os quatro implantes de cada lado foram unidos

FIG. 10: Prótese sobre implantes inferior dividida na região da sínfise

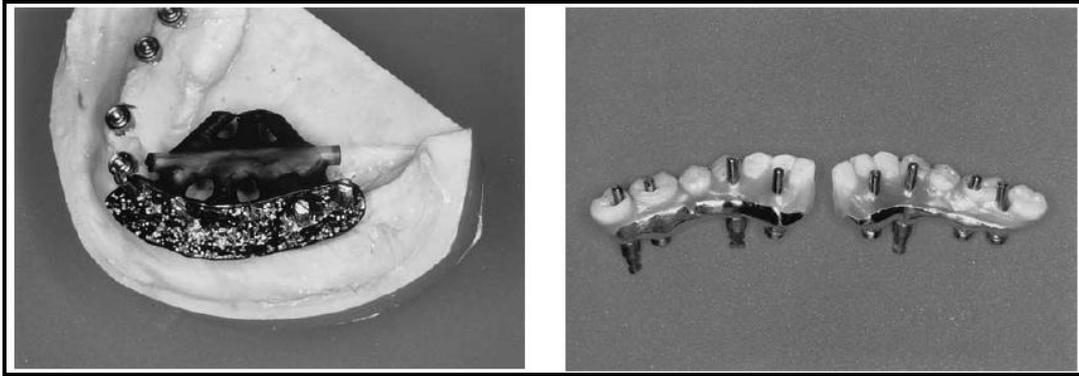


FIG. 11: Prótese sobre implantes inferior dividida na região da sínfise



McCartney (1992) relata um caso onde utilizou cinco implantes anteriores e dois posteriores ao forame mental (um de cada lado) onde a prótese apenas se apoia. O intuito era estabilizar a prótese total mandibular e evitar sua fratura, evitando assim os efeitos da flexão mandibular. De acordo com o autor a presença dos implantes posteriores permite a confecção de uma prótese mais extensa, promovendo assim uma melhor oclusão e distribuição das forças oclusais além de aumentar a estabilidade da prótese superior. A conexão não rígida pode eliminar os danos da flexão mandibular medial sobre a interface osso-implante nos implantes posteriores.

FIG. 12 Implantes



FIG. 13: Prótese com cantilever distal

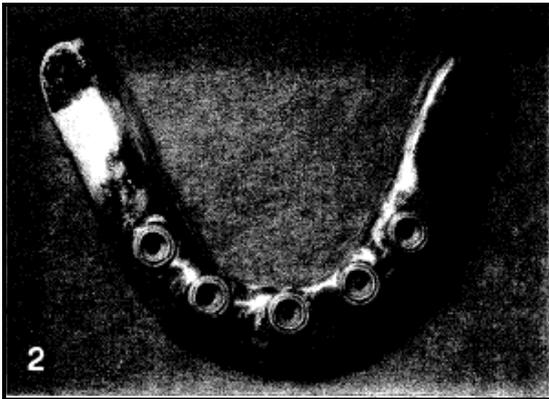
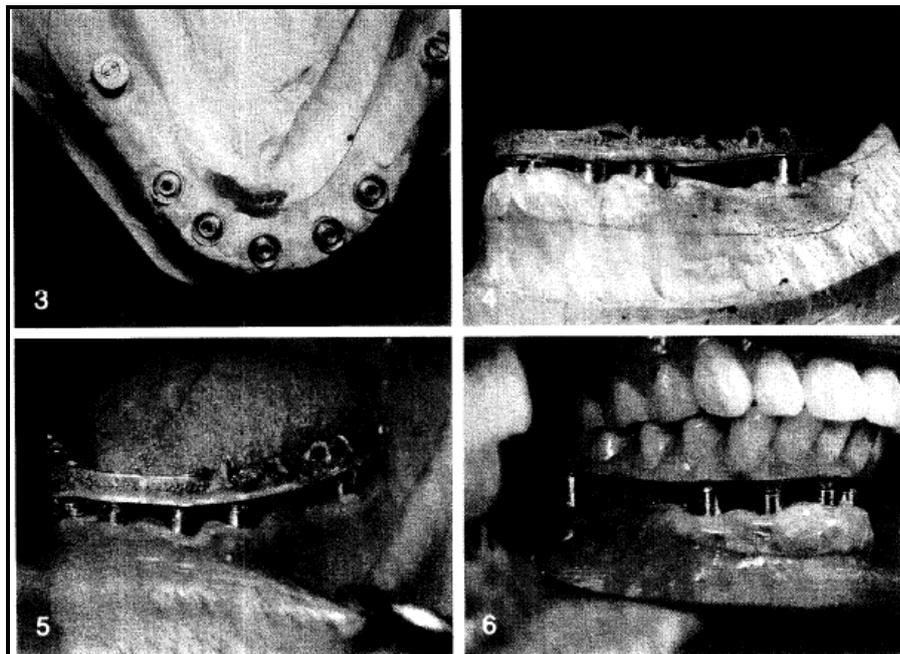


FIG. 14: Prótese com cantilever distal apoiada sobre os implantes distais



## 4 DISCUSSÃO

Diferentes valores de flexão mandibular medial foram encontradas:

- $\pm 0,0768\text{mm}$  (GOODKING e HERINGLAKE, 1973);
- $0,071120\text{mm} \pm 0,043180\text{mm}$  (FISCHMAM, 1990);
- $0,28\text{mm}$  (SESMA, RIBEIRO e ZANETTI, 1996);
- $-0,70\text{mm}$  a  $1,08\text{mm}$  (CANABARRO e SHINKAI, 2006)

Fischmam (1990), Manzano, Manzi e Pimentel (2011) e Sesma, Ribeiro e Zanetti (1996) sugerem que a moldagem seja realizada com a boca com uma quantidade de abertura mínima. Quando a moldagem é realizada em máxima abertura mandibular pode haver distorção, assim no modelo dentes podem aparecer em posição mais lingual do que na boca o que poderia causar vários erros laboratoriais e dificuldade de adaptar trabalhos.

Os autores Sesma, Ribeiro e Zanetti (1996) e Fischmam (1990) acreditam que alguns valores de flexão encontrados podem interferir na realização de trabalhos protéticos ou ultrapassar o limite do ligamento periodontal. Essa flexão mandibular pode causar lesão na região da linha milohiódea em pacientes que usam prótese total, dificuldade de assentamento e desconforto com próteses parciais removíveis. Para diminuir os efeitos da deflexão mandibular. As moldagens do arco inferior devem ser realizadas com a boca o mais fechada possível.

Fischmam (1990), Manzano, Manzi e Pimentel (2011), Zarone *et al.* (2003) e Naini e Nokar (2009) sugerem que há maior perda óssea na região anterior localizado entre os forames mentuais.

Zarone *et al.* (2003) relata que a menor deformação mandibular foi encontrada nos modelos com prótese inteira as próteses segmentadas já permitem um comportamento mais natural à mandíbula.

Canabarro e Shinkai (2006) e Fischmam (1990) afirmam que a flexão mandibular pode causar falhas na cimentação, fratura na porcelana especialmente em próteses longas. Sugere-se a confecção de próteses longas separadas.

Canabarro e Shinkai (2006), Fischmam (1990), Zarone *et al.*, (2003) e Manzano, Manzi e Pimentel (2011) defendem a divisão da estrutura protética ao meio (na região da

sínfise) ou em três segmentos (um anterior e dois posteriores) para evitar a falha da prótese relacionada a flexão medial.

Canabarro e Shinkai (2006) informam que nos dentes naturais o ligamento periodontal reduz a tensão gerada devido à flexão mandibular e ressaltam a importância de prestar atenção em pacientes com bruxismo e comprometimento periodontal pois a flexão mandibular é um a fator que contribui para a perda óssea.

## 5 CONCLUSÃO

As implicações protéticas da flexão mandibular são:

- 1) As moldagens devem ser realizadas com a boca menos aberta possível;
- 2) Optar por próteses segmentadas;
- 3) Próteses longas de porcelana devem ser evitadas;
- 4) Implantes posteriores devem ser associados a próteses segmentadas.

Sugere-se a elaboração de mais estudos a fim de conhecer mais sobre a relação: prótese x implante x flexão mandibular medial.

## 6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- CANABARRO, Simone de Andrade, SHINKAI, Rosemary Sadami Arai. Medial Mandibular flexure and maximum occlusal force in dentate adults. **The international journal of prosthodontics**, Chicago (EUA), v. 19, n. 2, p. 177-82, mar. /abr. 2006.
- CUSTODIO, Willian, GOMES, Simone Guimarães Faria, FAOT, Fernanda, GARCIA, Renata Cunha Matheus Rodrigues, DEL BEL CURY, Altair Antoninha. Occlusal force, electromyographic activity of subjects with different facial types. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 19, n. 4, p. 343-349, aug. 2011.
- FISCHMAN, Bradley. The rotacional aspect of mandibular flexure. **The journal of prosthetic dentistry**, Nova lork (EUA), v. 64, n. 4, p. 483-485, oct. 1990.
- GOODKIND, Richard J.,HERINGLAKE, C.B. Mandibular flexure in opening and closing movements. **The journal of prosthetic dentistry**, Nova lork (EUA), v. 30, n. 2, p. 134-138, aug. 1973.
- LAW , Constance, BENNANI, Vincent, LYONS, Karl, SWAIN, Michael. Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. **Journal of prosthodontics**, Chicago (EUA), v. 21, n. 3, p. 219-224, nov. 2011.
- LINKOW, Leonard.I., GHALILI, Robert. Ramus Hinges for excessive movements of condyles; a new dimension in mandibular tripod subperiosteal implants. **Journal of Oral Implantology**, v. 25, n. 1, p. 11-17, jan. 1999.
- MANZANO Renato, MANZI, Marcelo Roberto, PIMENTEL, Angélica Castro. Deflexão mandibular medial relacionada às falhas biomecânicas da prótese fixa implantossuportada. **Revista Implantenews**, São Paulo, v. 8, n. 5, p.639-644, set./out. 2011.
- MCCARTNEY John W. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. **The journal of prosthetic dentistry**, Nova lork (EUA), v. 68, n. 5, p.817-819, nov. 1992.
- NOKAR, Saied, NANINI, Roshanak Baghai. Three-Dimensional finite element analysis of the effect of 1-Piece Superstructure on mandibular flexure. **Implant Dentistry**, New Jersey (EUA),v. 18, n. 5, p. 428-437, out. 2009.
- NOKAR, Saied, NANINI, Roshanak Baghai. The effect of superstructure design on stress distribution in Peri-implant bone during mandibular flexure. **The international journal of oral & maxillofacial implants**, Estados Unidos, v. 25, n.1, p.31-37, jan. /feb. 2010.
- PAEZ, Carmen Yamily Paez, BARCO, Thomas, ROUSHDY, Sally, ANDRES, Carl. Split-frame implant prosthesis designed to compensate for mandibular flexure: a clinical report. **The journal of prosthetic dentistry**, Nova lork (EUA),v. 89, n. 4,p. 341-343, apr. 2003.
- SESMA ,Newton, RIBEIRO Fernando da Cunha, ZANETTI Artemio Luiz. Deflexão mandibular e suas relações com próteses e implantes osseointegrados. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, São Paulo,v. 50, n. 1, p.73-77, jan./fev. 1996.

SHINKAI, Rosemary Sadami, CANABARRO, Simone de Andrade, SCHIMIDT Caroline Bom, SARTORI Evandro Afonso. Reliability of a digital image method for measuring medial mandibular flexure in dentate subjects. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 12, n. 4, oct. / dec. 2004.

ZARONE, Fernando, APICELLA, Antonio, NICOLAIS, Luigi, AVERSA, Raffaella, SORRENTINO, Roberto. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. **Clinical Oral Implants Research**, Estados Unidos, v. 14, n. 1, p.103-104, feb. 2003.