

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Alexis Molim Junior

Avaliação da resistência à fratura em mandíbulas atróficas após perfurações para a instalação de implantes dentários. Estudo mecânico preliminar em mandíbulas de poliuretano.

CURITIBA
2015

Alexis Molim Junior

Avaliação da resistência à fratura em mandíbulas atróficas após perfuração para a instalação de implantes dentários. Estudo mecânico preliminar em mandíbulas de poliuretano.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel

CURITIBA
2015

Molim Junior, A

M721a Avaliação da resistência à fratura em mandíbulas atroficas após perfurações para a instalação de implantes dentários. Estudo mecânico preliminar em mandíbulas de poliuretano, 2015.
91f. : il. ; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2015

Orientador: Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüppel

Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2. Fraturas Mandibulares. 3. Arcada Edêntula. 4. Atrofia. I. Título

Alexis Molim Junior

Avaliação da resistência à fratura de mandíbulas atroficas após perfuração para a instalação de implantes dentários. Estudo mecânico preliminar em mandíbulas de poliuretano.

Presidente da Banca (Orientador): Prof. Dr. Leandro Eduardo Klüpell

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

Prof^a. Dr^a. Gleisse Wantowski

Aprovada em: 27/11/2015

Dedicatória

A Deus, por tudo que tem permitido.

À minha mãe Damares a quem amo, por todo seu apoio e empenho para minha formação educacional, moral e de caráter, que nunca cessaram, mesmo em minha fase adulta. Pelo seu exemplo de vida, trabalho e dedicação que com certeza ajudaram a construir a pessoa que sou hoje. Sou imensamente grato por tudo que fez e tem feito por mim e minha família.

À minha esposa Ana Lúcia, que me incentivou e soube suportar as dificuldades das minhas ausências, que se dedica diariamente a conduzir nosso lar e participa do gerenciamento da minha vida e minha atividade profissional. Sempre foi e sempre será minha companheira. Deus sabe o quanto a amo.

Às minhas filhas Andressa e Anelise por serem simplesmente o que são. Não mudaria nada em nenhuma delas.

Agradecimentos

Ao Professor Geninho Thomé, exemplo de empreendedorismo, pela idealização do ILAPEO e suporte oferecido pela Neodent.

Aos colegas de equipe e amigos JEFFERSON e ANNE por terem sido companheiros durante a jornada. Os momentos com vocês foram especiais.

Aos outros colegas de turma DANILO, FABIANO FRANCINE, FREDERICO, JULIO, MARCOS RODRIGO, RONALDO, SIDINEI e VALDOR pela amizade e companheirismo em todos os momentos.

Agradeço à diretoria e todos os funcionários do ILAPEO que sempre foram extremamente competentes, educados e sempre dispostos a ajudar.

Às funcionárias da Biblioteca do ILAPEO, Luciana Cardoso da Cunha e Tânia Mazon, por todo o suporte e pela ajuda na correção deste trabalho.

Aos professores do ILAPEO Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Dr. Augusto Ricardo Andrighetto, Dra. Flávia Noemy Gasparini Kiatake Fontão, Dr. Geninho Thomé, Dr. Jaques Luiz, Dr. Luiz Eduardo Padovan, Dra. Marcela Claudino, Dr. Roberto Hideo Shimizu, Dra. Ricarda Duarte da Silva, Dra. Rogéria Acedo Vieira, Dr. Sérgio Rocha Bernardes e Dr. Vitor Coró.

À Dr^a. Carolina Guimarães Castro Coró e Robson Botolo da Silva, do departamento de engenharia da Neodent, pela realização dos testes mecânicos.

Àqueles aqui não citados nominalmente e todos os funcionários do ILAPEO que de alguma forma contribuíram para esta jornada.

A todos, meu sincero agradecimento.

Agradecimentos Especiais

Ao professor Dr. Leandro Eduardo Klüppel, pelos ensinamentos durante as atividades teóricas e práticas e por ter dedicado parte do seu tempo à orientação para a execução deste trabalho.

À Dra. Ana Cláudia Moreira Melo pela participação na banca examinadora, pela sua personalidade serena e extrema competência. Sou muito grato pelas sugestões de correções necessárias neste trabalho.

À Dra. Gleisse Wantowski que gentilmente cedeu seu tempo para participar da banca examinadora e que contribuiu grandemente com suas correções.

Agradecimento especial à Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori, pela dedicação na coordenação e condução do curso. Por seu ímpar caráter pessoal, capacidade profissional e pela maneira de transmitir conhecimentos. Com certeza é inspiração para todos nós.

Meus sinceros agradecimentos.

“Preste atenção nos seus pensamentos; eles se tornam palavras.
Preste atenção nas suas palavras; elas se tornam ações.
Preste atenção nas suas ações; elas se tornam hábitos.
Preste atenção nos seus hábitos; eles se tornam caráter.
Preste atenção no seu caráter; ele se torna o seu destino. “

Lao-Tsé

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	12
2. Revisão de Literatura.....	14
3. Proposição.....	49
4. Materiais e Métodos.....	50
5. Artigo Científico.....	63
6. Referências.....	85
7. Apêndice.....	90
8. Anexos.....	91

Lista de Figuras

Figura 1 – Mandíbula de poliuretano intacta com 6 mm de altura.....	52
Figura 2 – Diagrama da distribuição dos grupos.....	53
Figura 3 – Planejamento das perfurações e distâncias na reconstrução panorâmica.....	54
Figura 4 – Vista oclusal do planejamento das perfurações.....	54
Figura 5 – Vista do planejamento na reconstrução 3D e guias de paralelismo virtuais....	54
Figura 6 – Transferência das medidas planejadas na tomografia para a mandíbula plástica a partir do centro.....	55
Figura 7 – Perfurações coincidindo com a borda inferior, sem desvios para vestibular ou lingual.....	55
Figura 8 – Guia cirúrgica pronta.....	55
Figura 9 - Obtenção das medidas verticais (guia + mandíbula) em cada local de perfuração.....	56
Figura 10 – Obtenção da altura mandibular entre as superfícies externas (corticais superior e inferior) em cada uma das perfurações.....	56
Figura 11 - Sequência de brocas utilizadas.....	58
Figura 12 – Perfuração utilizando-se contra-ângulo com redução 20:1.....	58
Figura 13 – Estabilização da guia com parafuso para a realização das perfurações.....	58
Figura 14 – Perfurações com broca de 2,8 mm passando a basilar (Grupo 1).....	59
Figura 15 – Perfurações com broca de 3,0 mm passando a basilar (Grupo 2).....	59
Figura 16– Perfurações com broca de 2,8 mm preservando a basilar (Grupo 3).....	59
Figura 17 – Perfurações com broca de 3,0 mm preservando a basilar (Grupo 4).....	59
Figura 18 – suporte de metal utilizado para a apreensão das mandíbulas mostrando a linha vertical que passa pelos côndilos.....	61
Figura 19 - Blocos de resina utilizados para apreensão das mandíbulas.....	61
Figura 20 – Direção e local da força aplicada sobre o polo lateral do côndilo direito.....	62
Figura 21 – Força sendo aplicada na máquina de testes.....	62

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Relação das medidas totais "guia + mandíbula" e correções efetuadas.....57

Tabela 2 - Medidas entre as corticais inferior e superior em cada perfuração.....57

Resumo

A ocorrência de fraturas em mandíbulas atróficas submetidas à instalação de implantes é uma complicação considerada de difícil resolução. O objetivo deste estudo foi analisar por meio de testes mecânicos a resistência de mandíbulas de poliuretano após a realização de perfurações para a instalação de implantes. Com este intuito, modelos de mandíbulas atróficas de poliuretano com 6,0 mm de altura, foram submetidas a perfurações de 2,8 e 3,0 mm simulando o preparo para instalações de implantes na região interforaminal para reabilitação tipo protocolo, mantendo ou perfurando a região basilar. As mandíbulas foram então submetidas a teste de compressão em uma máquina para ensaios mecânicos, sendo um dos ramos mandibulares fixado em uma base enquanto que no outro ramo foi aplicada uma força progressiva de 10 mm/minuto para promover convergência medial e diminuição da largura mandibular até que ocorresse a falha do sistema (fratura). Os dados obtidos foram analisados e comparados estatisticamente entre os grupos. Não houve diferença significativa da resistência final quando comparados os fatores de diâmetro de broca e localização das perfurações. No entanto, houve uma tendência a interação entre os fatores citados, o que significa que a resistência final foi influenciada pelos mesmos.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Fraturas Mandibulares; Arcada Edêntula; Atrofia.

Abstract

The occurrence of fractures in atrophic mandibles undergoing implant placement is a complication considered of difficult resolution. The objective of this study was to analyze by means of mechanical test, the resistance of polyurethane jaws after perforations for implants. For this purpose, models of polyurethane atrophic mandibles with 6.0 mm in height were subjected to drilling of 2,8 and 3,0 mm to simulate the prepare for placement of implants in the interforaminal area for protocol rehabilitation, keeping or perforating the basilar region. The mandibles were then subjected to compression test in a mechanical testing machine. One of the ramus were fixed to a base while on the other one a progressive force of 10 millimeters / min were applied to promote medial convergence and decrease the mandibular width until system failure (fracture). The obtained data was analyzed and statistically compared among the groups. There was no significant difference in final strength when the factors drill diameter and location of perforations were compared. However, there was a tendency to interaction between these two factors meaning that the final resistance was influenced by them.

Key words: Dental Implant; Mandibular Fractures; Jaw, Edentulous; Atrophy.

1. Introdução

A perda de elementos dentários causa comprometimento da saúde bucal, sendo o comprometimento da função e atrofia dos rebordos residuais as consequências mais evidentes. No entanto, outras consequências menos perceptíveis são o impacto que estas alterações causam no âmbito da saúde geral, social e psicológico, que levam à perda da qualidade de vida no indivíduo (DAVIS,1990; SILVA et al., 2010; EMAMI et al., 2013).

A literatura tem relatado as características e os efeitos deletérios da perda dentária e o uso de próteses removíveis sobre os rebordos maxilar e mandibular (BRADLEY,1972; KIM, 1975; CAWOOD & HOWELL 1988; KLEMETTI, 1996; KINGSMILL, 1999; ATWOOD, 2001; SCHWARTZ-DABNEY & DECHOW 2002; KORDATZIS, WRIGHT & MEIJER 2003; CARLSSON, 2004; PIETROVISKI et al., 2007; ULM et al., 2009; REICH et al., 2011).

Brånemark et al. (1977) publicaram os resultados de 10 anos de tratamento de maxilares edêntulos com implantes de titânio que encontravam-se em contato direto com o tecido ósseo, mostrando índices favoráveis de sobrevida. A este fenômeno chamaram de osseointegração. Vários trabalhos confirmaram que o tratamento com implantes é eficaz, previsível e que as melhorias promovidas por esta modalidade de tratamento são percebidas pelos pacientes (ADELL et al., 1981; ALBREKTSON, 1988; ADELL et al., 1990; DAVIS, 1990; AWAD et al., 2003; KIMOTO & GARRETT 2005; PAN et al., 2010; VIEIRA et al., 2014).

Davis (1990) citou que a perfuração da basilar mandibular pode ser usada como um recurso para se obter uma ancoragem bicortical e também eliminar a necessidade de procedimentos de aumento ósseo.

Em um estudo retrospectivo envolvendo 49 pacientes mostrou-se que o uso de implantes curtos sem o uso de procedimentos adicionais de enxertia em mandíbulas edêntulas atróficas é altamente previsível (FRIEBERG et al., 2000).

O uso de próteses suportadas por implantes pode preservar ou até mesmo estimular o crescimento ósseo (KORDATZIS, WRIGHT & MEIJER 2003; CARLSSON, 2004; Von WOWERN & GOTFREDSEN 2001; REDDY et al., 2002; WRIGHT et al., PELAYO, 2002; LÓPEZ-ROLDÁN et al., 2009; ALCÂNTARA et al., 2014).

Albrektson (1988) foi o primeiro a relatar a ocorrência de fratura por implantes no tratamento de mandíbula atrofica. Vários outros autores citam que uma das complicações relacionadas à instalação de implantes, principalmente em mandíbulas atroficas, é a ocorrência de fraturas (MASON et al., 1990; SHONBERG et al., 1992; RAGHOEBAR et al., 2000; ANNIBALI et al., 2008; MISH & WANG 2008; PELAYO et al., 2008; ROMANOS, 2009; OH, ROUMANAS & BEUMER 2010; MADSEN, KUSHNER & ALPERT 2011; SOEHARDI et al., 2011; KIM, 2011; ALMASRI & EL-HAKIM 2012).

As alterações mandibulares que ocorrem após a perda dentária e a escassez de relatos de tratamento de fraturas em mandíbulas atroficas têm sido considerados fatores dificultantes para se estabelecer um protocolo de tratamento adequado para estas fraturas (MADSEN et al., 2009; MARCIANI, 2001; AZIZ & NAJJAR 2009; MELO et al., 2011; MADSEN, KUSHNER & ALPERT 2011; NASSER et al., 2013).

Perfurações e utilização de implantes de menor diâmetro poderiam minimizar o risco de fratura mandibular. Este trabalho tem como finalidade avaliar o grau de resistência de mandíbulas atroficas sintéticas de poliuretano após a realização de perfurações que simulam os procedimentos realizados para a instalação de implantes na região interforaminal mandibular.

2. Revisão de Literatura

2.1 Implicações do edentulismo na saúde e qualidade de vida

Lekholm e Zarb (1985) citam que alguns fatores podem dificultar o uso de próteses removíveis, como: 1) comprometimento morfológico severo do rebordo que podem dificultar a retenção; 2) coordenação muscular oral pobre; 3) baixa tolerância dos tecidos mucosos; 4) hábitos parafuncionais comprometendo a estabilidade ou gerando sintomatologia; 5) expectativas de reabilitação irreais; 6) reflexos de náusea causado pelas próteses removíveis; 7) dificuldade psicológica em usar próteses removíveis, mesmo que estejam com estabilidade e retenção adequados; 8) número e localização de pilares na dentição residual (implantes estrategicamente instalados poderiam permitir uma prótese fixa); 9) perda de dentes ao evitar-se o envolvimento de mais dentes para suporte.

Davis (1990) realizou uma revisão da literatura sobre o uso de implantes para tratamento de pacientes edêntulos e citou que o uso de próteses totais é uma tarefa que exige esforço e habilidade individual e que não é surpresa que a função seja a categoria mais difícil de se obter satisfação por parte do paciente e que um certo número de pacientes portadores de próteses desejam algo melhor.

Silva et al. (2010) realizaram um estudo com o intuito de avaliar o impacto da perda dentária sobre a qualidade de vida. Com esta finalidade, cinquenta pacientes usuários do sistema público de saúde e que necessitavam da confecção ou troca de suas próteses totais foram selecionados. Os dados foram coletados através do preenchimento de questionários OHIP-14 (Oral Health Impact Profile) e um formulário para caracterização da amostra. Surpreendentemente, pelas respostas obtidas, a perda dentária total não representou obstáculo importante na interação social, bem como na realização de atividades rotineiras, no entanto, fatores como vergonha, incômodo para

comer, preocupação com a condição da boca ou prótese e sensação de que a mastigação piorou foram enfatizadas. Apesar do edentulismo ou uso de próteses não interferir nas atividades diárias ou no convívio, existe um certo impacto negativo sobre a qualidade de vida representados por desconforto e incapacidade psicológicos e dor. Existe a necessidade de se avaliar os aspectos psicológicos além dos aspectos técnicos ao se tratar estes pacientes.

Emami et al. (2013) realizaram uma revisão narrativa a respeito dos aspectos relacionados entre saúde oral e saúde geral. Os autores relatam que o edentulismo pode levar a prejuízo, limitação funcional, psicológica, problemas sociais e incapacitação. A perda dentária causa modificações da fisiologia normal, comprometimento da mastigação e é um fator determinante da saúde oral. O edentulismo também é responsável por mudanças de hábitos nutricionais, o que pode levar a ingestão inadequada de alimentos, com possibilidade de comprometimento da saúde geral e atividades físicas, inclusive podendo ser responsável por distúrbios obstrutivos respiratórios durante o sono. Estes fatores são responsáveis pela diminuição da qualidade de vida do indivíduo.

2.2 Alterações mandibulares após a perda dentária

Bradley (1972) publicou sua pesquisa realizada em mandíbulas frescas de cadáveres humanos, na qual expõe as alterações vasculares que ocorrem neste osso. Ao exame microscópico foram observadas alterações arterioescleróticas e mudanças importantes das características vasculares com o passar dos anos, passando de centrífuga para centrípeta, proveniente do plexo vascular extra-ósseo. Além das alterações vasculares, notou também que há uma degeneração do espaço medular, representado por mandíbulas vazias, sugerindo que este espaço era provavelmente preenchido por material gelatinoso ou gorduroso quando em vida. O autor sugere que

cuidados adequados devem ser tomados ao se tratar fraturas em mandíbulas senis devido às suas características.

Kim (1975) descreveu em forma de revisão da literatura as características das alterações internas e externas que ocorrem na mandíbula edêntula considerando seu contorno externo, alterações de elementos estruturais internos e etiologia. Todos os trabalhos relatam evidências da reabsorção externa do rebordo alveolar mandibular e que isto ocorre principalmente na porção do processo alveolar. Foram avaliados fatores etiológicos da reabsorção da mandíbula edêntula. Na medida que a reabsorção ocorre, tanto a porção cortical como a medular sofrem alterações, sendo que a porção medular é mais afetada. Em alguns casos, a cortical vestibular chega a desaparecer. *Osteons* incompletos são encontrados. Ocorre também um afinamento da porção basilar mandibular. No entanto, em alguns casos pode ocorrer um desaparecimento total da porção medular o que pode levar a um osso totalmente sólido. Concluiu-se que a arquitetura mandibular é alterada durante toda a vida e o grau de alterações está relacionado a condições externas.

Lekholm e Zarb (1985) comentam que é conveniente considerar aspectos anatômicos dos pontos de vista de formato e qualidade óssea ao se fazer os preparos para implantes.

Cawood e Howell (1988) realizaram estudo com o intuito de medir e classificar as alterações dimensionais que ocorrem na maxila e mandíbula edêntulas. Para a realização do estudo foram utilizados 300 crânios secos. Para a obtenção dos dados, foram analisadas a altura e largura do processo alveolar e porção basal. Mandíbulas foram divididas em quatro grupos, sendo o grupo 1 representado por mandíbulas dentadas, e os grupos 2, 3 e 4 representados por mandíbulas com reabsorção moderada, severa ou extrema respectivamente e maxilas em 3 grupos, sendo o grupo 1 representado por maxilas dentadas e os grupos 2 e 3 representados por maxilas com reabsorção moderada e extrema respectivamente. Observou-se que tanto nas maxilas

como nas mandíbulas que existia uma diferença significativa entre os valores nos grupos da porção alveolar, o que não aconteceu com relação à porção basal. As alterações da porção alveolar seguem um padrão previsível. Os segmentos anteriores mandibulares e maxilares e a porção posterior maxilar sofrem alterações tanto verticais como horizontais e o segmento mandibular posterior apresenta um padrão vertical. Os estágios são variáveis entre os segmentos anteriores e posteriores e entre maxila e mandíbula. Com base nos resultados obtidos foi possível criar-se uma classificação destas alterações.

Klemetti (1996) realizou revisão da literatura sobre a reabsorção do rebordo residual e fatores que afetam o grau desta reabsorção. Após a perda dentária, dá-se início ao processo de atrofia dos rebordos residuais o que acaba levando com o tempo a uma condição inadequada de suporte para as próteses sendo isto mais marcante na mandíbula. No entanto, se não interferir na instalação de implantes, a qualidade do osso residual tem pouca importância, desde que não ocorra fratura ou reabsorção. Com o avançar da idade, alterações esqueléticas acontecem e por volta dos 65 anos, praticamente 1/3 dos minerais ósseos foi perdido. As porções cortical e trabecular da mandíbula comportam-se de forma diferente com o passar do tempo e a maior parte da massa óssea mandibular está representada pela cortical basal, na qual a espessura e massa óssea são afetadas pelas inserções musculares que ocorrem nesta região. A porção vestibular geralmente apresenta-se mais porosa. Na medida em que a atividade muscular diminui, ocorre diminuição do estresse funcional nesta região e consequentemente a densidade mineral óssea diminui como resultado da diminuição da função.

Kingsmill (1999) realizou uma revisão sobre os fatores sistêmicos que têm influência sobre o processo de remodelação que ocorre após perdas dentárias na mandíbula. Segundo o autor, os fatores locais que podem influenciar a perda óssea mandibular são: (1) funcionais, (2) anatômicos, (3) fisiológicos e (4) inflamatórios. Fatores sistêmicos como nutrição e metabolismo do cálcio, idade, sexo e osteoporose também

podem influenciar a perda óssea mandibular. No entanto, o autor comenta que não há correlação entre o grau de mineralização mandibular e o restante do esqueleto. Por conseguinte, pode-se concluir que perdas ósseas mandibulares severas podem ocorrer mesmo na presença de um quadro de bom estado ósseo esquelético ou vice-versa e como existe maior facilidade de controle dos fatores locais, estes são de extrema importância na manutenção dos rebordos.

Atwood (2001) comenta que a reabsorção dos rebordos residuais que ocorre após a perda dentária é um processo biológico complexo. Para seu estudo, foram selecionados dezoito pacientes portadores de próteses totais que foram submetidos a análise cefalométrica. Em seu artigo, cita que os fatores relacionados à esta reabsorção são: (1) anatômicos - tamanho, formato e densidade dos maxilares, tipo de mucosa, relação entre os arcos e número e quantidade de alvéolos; (2) metabólicos – nutrição e fatores hormonais que podem alterar atividades celulares hormonais; (3) funcionais – frequência, intensidade e duração de forças e (4) protéticos que diz respeito às técnicas, materiais e conceitos utilizados para a confecção das próteses. Estes fatores apesar de estarem divididos de forma didática nestas quatro categorias, atuam de forma conjunta no processo de atrofia e os padrões de reabsorção variam entre os indivíduos em tempos diferentes.

Schwartz-Dabney e Dechow (2002) alegando que poucos estudos haviam sido realizados para avaliar os efeitos da perda dentária a cortical mandibular, realizaram estudo no qual foram utilizadas 10 mandíbulas humanas frescas ou congeladas, com intuito de determinar a variabilidade das propriedades materiais de mandíbulas edêntulas, comparando estas propriedades com estudos já realizados em mandíbulas dentadas, sugerindo que existem variações regionais em ambas. Todas as mandíbulas apresentavam-se intactas e sem alvéolos abertos ou em cicatrização. Foram coletadas 22 amostras de ambas as corticais, vestibular e lingual utilizando-se uma trefina em baixa velocidade sob condições estéreis e irrigação constante. Cada cilindro foi marcado com

uma linha paralela à superfície mandibular e indicadas com uma seta no sentido anterior. A porção de osso medular foi removida da cortical até não se perceber mais porosidade. Medidas de cada cilindro foram tomadas usando-se um paquímetro digital. Técnica de ultrassom foi utilizada para determinar o eixo principal e avaliar a rigidez de cada amostra. Os dados obtidos em outro estudo realizado pelos mesmos autores utilizando 10 mandíbulas dentadas, foram utilizados para comparação. Os resultados mostraram que em relação à espessura das corticais, existem diferenças entre mandíbulas edêntulas e dentadas e que há uma variação regional. As mandíbulas atroficas mostraram na sua maioria uma cortical mais fina em relação às mandíbulas dentadas, no entanto, a densidade após a perda dentária é mantida apesar das mudanças estruturais, de dureza e anisotrópicas. Os resultados sugerem que existe uma mudança estrutural tridimensional na cortical, enquanto a densidade muda pouco. Os autores concluem que a mandíbula edêntula apresenta maior dureza por apresentar uma cortical lingual mais espessa, e este aspecto varia de acordo com a região e que mudanças na dureza da cortical podem compensar uma diminuição da espessura, no entanto a mandíbula pode tornar-se mais frágil por ter menor capacidade de deformação.

Kordatzis, Wright e Meijer (2003) realizaram estudo com o propósito de investigar os efeitos de fatores sistêmicos ou locais sobre a região posterior mandibular em pacientes portadores de próteses totais convencionais e sobredentaduras suportadas por 2 implantes. Com este propósito, aproximadamente 150 pacientes edêntulos foram selecionados e divididos em 5 grupos de acordo com o tipo de reabilitação protética a altura mandibular residual. Exames tomográficos foram obtidos previamente ao tratamento e 5 anos após a conclusão do mesmo. Neste estudo observou-se que pacientes do sexo feminino apresentaram maior perda óssea que no sexo masculino, independente do tipo de prótese ou da altura residual inicial, sendo este um fator de grande relevância para a perda óssea neste trabalho. No entanto, uma conclusão importante neste estudo é que pacientes portadores de próteses totais tiveram uma

redução maior da altura do rebordo (1,63 mm) em comparação aos pacientes que foram reabilitados com sobredentaduras implantorretidas (0,69 mm) após 5 anos. Idade, tempo de existência do edentulismo, altura inicial do rebordo e número de próteses que um paciente tenha usado não mostraram associação importante com a atrofia óssea.

Carlsson (2004) realizou revisão da literatura com intuito de avaliar a reabsorção de rebordos edêntulos em resposta à pressão. A pesquisa foi realizada usando-se a base de dados da *PubMed/Medline* sobre reabsorção óssea e pressão, até o ano de 2003. Com relação à pressão, estudos em animais mostraram que certos níveis de pressão levam à reabsorção óssea. Em animais, pressões constantes ou intermitentes de baixa intensidade não causam reabsorção, enquanto níveis maiores, constantes ou intermitente, levam à reabsorção, sendo que os limites são menores quando a pressão é constante. Trabalhos mostraram que o uso de próteses leva a maior perda óssea, mesmo com próteses bem adaptadas e que o não uso durante a noite pode diminuir esta perda. No entanto, esta perda varia de acordo com a qualidade e função da prótese. Outro fator importante analisado foi a ocorrência de osteoporose. Trabalhos concluem que existe um risco, apesar de menor, de acentuação da perda óssea em pacientes portadores de próteses totais. O uso de implantes nestes rebordos pode ser favorável pois tem sido demonstrado que devido ao tipo de carga que estes transmitem à mandíbula, há preservação de tecido ósseo ou até mesmo ganho. Este fato deve ser considerado na hora de se tomar a decisão de tratamento entre uma prótese total e uma implantossuportada. Pode-se concluir que as reabsorções de rebordos são multifatoriais, incluindo condições anatômicas, metabólicas, psicossociais, mecânicas e outras ainda não elucidadas. A utilização de próteses implantossuportadas pode reduzir a perda óssea ou até mesmo promover o seu crescimento.

Pietrokovski et al. (2007) conduziram estudo com o objetivo de avaliar as características de arcos edêntulos e rebordos residuais dos maxilares, sendo que os implantes são instalados no interior do osso do rebordo edêntulo e as morfologias interna

e externa são de grande importância para o resultado da restauração final. Citaram também que de fundamental importância é o conhecimento da angulação e direção do rebordo residual no plano horizontal em relação ao arco antagonista, o que ajudará no planejamento da instalação dos implantes. Para o estudo foram utilizadas 24 maxilas e 99 mandíbulas edêntulas, sendo 69 masculinas, 46 femininas e 8 cujo gênero não era conhecido. Análises macroscópicas e medidas lineares e com paquímetros foram obtidas de cada espécime. Todos os rebordos estavam cicatrizados sem sinais de alvéolos abertos ou em cicatrização. Os resultados mostraram que existe uma grande variação de tamanhos na maxila e mandíbula e que as reabsorções ocorrem de forma centrífuga na maxila e de forma centrípeta na mandíbula, resultando algumas vezes em uma relação oclusal reversa entre maxila e mandíbula. Os rebordos residuais podem permanecer estáveis ou serem completamente reabsorvidos. Na mandíbula, o processo de reabsorção engloba o processo alveolar e as tábuas corticais adjacentes. Os arcos mandibulares eram na sua maioria ovais (77%) sendo que 38% apresentavam a característica de lâmina de faca com menos de 2,0 mm. A crista óssea situava-se geralmente por lingual da protuberância mental. Como resultado destas alterações, existe a necessidade de regularização do rebordo residual para eliminar cristas ósseas agudas com a finalidade de se produzir um rebordo arredondado que não cause desconforto sob próteses removíveis ou antes da instalação de implantes, sendo que é recomendada a existência de osso ao redor da porção cervical dos mesmos.

Ulm et al. (2009) publicaram os resultados de um estudo que teve como finalidade, por intermédio de análise histomorfométrica, analisar do ponto de vista da qualidade e quantidade, diferentes regiões de mandíbulas edêntulas de homens e mulheres. Para o estudo foram selecionadas 128 mandíbulas de cadáveres, sendo 68 femininas e 60 masculinas, com idade média de 77,58 anos. Foram obtidas 384 amostras com 5 mm de espessura de três sítios diferentes (incisivos laterais, primeiro pré-molar e primeiro molar). Sendo que cada amostra teria que ter pelo menos 25 mm² de área,

apenas 278 secções foram utilizadas. As amostras foram incluídas em resina e coradas para análise histomorfométrica. Observou-se neste estudo que a densidade aumentava gradualmente do sentido posterior para anterior com maiores resultados sendo encontrados na região anterior. Notou-se uma atrofia mais pronunciada na região posterior em comparação à região anterior e região de pré-molares, que pode estar relacionada à perda precoce de dentes que acontece naquela. No estudo foram encontradas diferenças entre os sexos em todas as regiões estudadas sendo que as mandíbulas femininas apresentavam uma menor quantidade de osso trabecular com menor conectividade entre as trabéculas. Na maioria dos casos, a base mandibular mostrou estruturas trabeculares mais densas que a porção alveolar e isto poderia ser explicado pelas alterações biomecânicas que ocorrem após a perda dentária nesta última. Ficou demonstrado neste estudo que existe uma grande variação das estruturas mandibulares e sendo que estas variações podem ter influência sobre a estabilidade de implantes endósseos, exames adicionais como tomografias devem ser consideradas para avaliar estas diferenças.

Reich et al. (2011) realizaram pesquisa com o intuito de avaliar a etiopatologia da atrofia dos maxilares que ocorre após a perda dentária sem a influência do uso de próteses. Com este objetivo, utilizou-se remanescentes ósseos coletados em um cemitério medieval da Europa central, existente entre os séculos 7^o e 8^o depois de cristo. Aspectos como a frequência, severidade, qualidade e grau de atrofia óssea foram analisados. Das 755 amostras coletadas, 263 preencheram os critérios de inclusão. Para análise e classificação, cada espécime foi separado em seis segmentos (3 mandibulares e 3 maxilares). Cada segmento foi classificado de acordo com os estágios propostos por Atwood (2001) e Cawood e Howell (1988). Dos 263 espécimes avaliados, 120 apresentaram atrofia em pelo menos um segmento. A frequência e severidade foram maiores nos indivíduos acima de 40 anos. Observou-se que mandíbula é afetada de forma mais severa que a maxila, sendo que nos dois arcos a maior perda se deu nos

segmentos posteriores. Nos indivíduos mais idosos, grupos de 41 a 60 e 61 a 80 anos de idade, a predominância era do rebordo tipo lâmina de faca (Tipo 4) na região anterior enquanto que os rebordos tipo redondos (Tipo 5) ou com depressões (Tipo 6) foram mais frequentes na região posterior. Sendo que a anatomia e a biologia de cada paciente são predeterminadas, o uso de próteses é um fator que influencia o progresso inevitável da atrofia. Com relação à exposição de osso trabeculado e existência de defeitos ósseos, novamente a mandíbula mostrou-se mais afetada que a maxila, no entanto, um padrão de alvéolo cicatrizado coberto por tecido cortical foi observado nos indivíduos mais idosos e, por conseguinte, com maior atrofia, sendo este um achado predominante na região mandibular anterior. A exposição do canal mandibular não foi uma ocorrência comum. Pode-se concluir que a atrofia dos maxilares após a perda dentária não é consequência do uso de dispositivos protéticos e que ocorrem várias mudanças no rebordo residual, A severidade destas mudanças está relacionada à idade e o local no arco. A atrofia leva a alterações estruturais no plano cortical que podem ser relevantes quando do planejamento de implantes e próteses.

2.3 Biomecânica mandibular

Burch e Borchers (1970) idealizaram um dispositivo com o intuito de registrar as mudanças da largura mandibular em suas várias excursões. Este dispositivo é fixado em primeiros molares e as distorções geradas durante os movimentos mandibulares são registradas em um polígrafo. Em dez indivíduos testados, houve diminuição imediata da largura mandibular durante movimentos de protrusão total, abertura total, e lateralidade direita e esquerda a partir do repouso. Os maiores valores foram obtidos durante a protrusão. Forças distais aplicadas no sentido medial sobre os côndilos mandibulares também produziram diminuição do arco mandibular.

Gates e Nicholls (1981) comentam que a flexibilidade mandibular pode levar a erros de moldagem, gerar estresse sobre conexões dentárias e causar instabilidade em próteses totais inferiores. Para a pesquisa, foram selecionados 10 homens entre 20 e 50 anos de idade com dentição natural completa e saudável. Para avaliar as mudanças da largura do arco mandibular em várias posições *in vivo*, os autores idealizaram um dispositivo composto por um fotodiodo sensível à luz, uma fonte de luz e fios de fibra ótica montados em estruturas de alumínio, que era fixado em dentes mandibulares. Para comparar as mudanças da largura em relação à quantidade de abertura ou protrusão, outro dispositivo que permitia o registro em mm destes dois últimos parâmetros foi montado extraoralmente. Dados relativos à abertura, protrusão e mordida uni e bilateral foram obtidos. Observou-se mudanças da largura mandibular tanto na abertura, na protrusão e na mordida, no entanto, foram os valores foram consistentemente maiores nos movimentos de protrusão. Movimentos de retrusão com intuito de se levar a mandíbula em relação cêntrica causaram aumento da largura mandibular.

Hobkirk e Schwab (1991), investigaram a deformação em mandíbulas de pacientes portadores de implantes dentários. Questões como qual posição deve estar a mandíbula para a realização de moldagens, se as supraestruturas protéticas devem ser mais rígidas que a mandíbula e quais os efeitos da distorção mandibular sobre implantes a longo prazo. Antes da realização do estudo em humanos, um piloto usando mandíbula plástica foi realizado com o intuito de se desenvolver transdutores adequados. Todo o equipamento foi testado nestas mandíbulas plásticas antes do seu uso. Para a obtenção dos dados, cinco pacientes que haviam sido submetidos à instalação de implantes e usavam prótese fixas ou removíveis foram selecionados. Pacientes que apresentavam os implantes distais mais espaçados e equidistantes da linha média foram escolhidos. Após a instalação do dispositivo transdutor, foi solicitado aos pacientes para fazer movimentos de abertura máxima, protrusão e lateralidade. Estes movimentos foram repetidos por dez vezes. É interessante ressaltar que no indivíduo com mandíbula mais fina e maior

espaçamento entre os implantes apresentou os maiores valores de distorção os quais ocorreram durante abertura e protrusão. Baseados nos achados deste trabalho, os autores comentam que estas deformações podem estar relacionadas a falhas e que deve haver uma significativa relação entre o deslocamento de implantes contralaterais com o diâmetro da sínfise e distância entre estes implantes. Recomenda-se especial atenção a este fenômeno ao se tratar pacientes com mandíbulas que possuem um diâmetro de sínfise reduzido e implantes com grande separação entre os hemiarcos.

Em estudo conduzido por Abdel-Latif, Hobkirk e Kelleway (2000), a convergência medial a rotação corporal e o cisalhamento dorsoventral da mandíbula humana foram analisadas. Medidas foram obtidas instalando-se transdutores medidores de tensão em seis indivíduos edêntulos que haviam sido submetidos à instalação de implantes. Os transdutores foram instalados bilateralmente nos últimos implantes de cada hemiarco. Registros da carga sobre os implantes foram realizados em tempo real durante abertura e fechamento bucal. O estudo mostrou que durante movimentos bucais, a mandíbula sofre deformações nas três direções citadas e que estas ocorrem logo no início dos movimentos e está diretamente relacionada à amplitude deste movimento. Este foi o primeiro relato da ocorrência de rotação corporal e cisalhamento dorsoventral em humanos. Os resultados mostraram também que a convergência medial acontece nos movimentos de lateralidade e esta foi mais intensa quando realizada para o lado direito e que ocorre rotação corporal durante a abertura e não somente durante a mastigação. Os três padrões de deformação ocorrem concomitantemente. Neste estudo não foi encontrado índice de correlação estatisticamente significativa com largura ou altura da sínfise. Também não foi possível avaliar a deformação durante a protrusão.

Chen et al. (2000) realizaram estudo com o intuito de investigar quais os fatores que contribuem para a deformação mandibular durante o movimento de abertura. Para o estudo, sessenta e dois voluntários foram selecionados, nos quais, foram cimentados transdutores nos primeiros molares para que fossem registradas as deformações.

Fatores como ângulo gonial, comprimento mandibular, largura e altura da sínfise foram analisados. Análise densitométrica também foi analisada para detectar a região da sínfise e densidade óssea. Para evitar possíveis erros que as bochechas poderiam causar, escudos de silicone foram usados para proteger os primeiros molares, no entanto, não houve diferença consistente quando comparado com as mudanças dimensionais sem o uso da proteção. Possíveis interferências da língua e umidade também foram monitoradas. Sendo a mandíbula um tubo curvo, há motivos para crer que o seu formato e propriedade estrutural têm influência na sua deformação. No estudo observou-se que durante a abertura ocorre um estreitamento da mandíbula, sendo maior no sexo feminino, no entanto não há diferença estatística significativa entre sexos. As alterações dimensionais foram significativamente correlacionadas à área da sínfise, sua largura, a densidade óssea e um baixo ângulo gonial. Desta forma, indivíduos com uma área e largura de sínfise maior apresentaram menor estreitamento mandibular, enquanto que indivíduos com mandíbulas maiores tendem a deformações maiores. No entanto, neste estudo observou-se que a altura mandibular na região da sínfise tem pouca influência na deformação mandibular. Com base nos resultados, pode-se obter algumas conclusões: a abertura bucal causa deformação mandibular, sendo esta maior no sexo feminino. Fatores como área e largura da sínfise e ângulo goníaco baixo têm relação íntima com a deformação mandibular durante abertura bucal.

von Eijden (2000) fez uma revisão sobre o comportamento do tecido ósseo mandibular em resposta a cargas externas. No artigo o autor destaca as propriedades do tecido ósseo e que este sofre deformação quando submetido a carga. Quando o osso sofre um estresse compressivo ele se torna mais curto, ao contrário, quando sofre tensão torna-se mais longo. O cisalhamento é quando ocorre deslocamento paralelo a uma região vizinha. Outra propriedade do tecido ósseo é a resistência. A resistência à fratura é o limite máximo de estresse suportado pelo osso a partir do qual ele sofre fratura. O tecido ósseo apresenta maior fragilidade ao cisalhamento e à tensão que à compressão.

A rigidez e resistência de um osso não depende somente das propriedades materiais deste osso, mas também de seu tamanho, formato e distribuição tecidual. O autor comenta ainda que momentos de flexão aumentam de posterior para anterior e alcançam maior magnitude na região de sínfise e como resultado disto, há uma concentração de estresse compressivo na cortical vestibular e estresse tensional na cortical lingual. Devido ao fato da mandíbula ser um osso curvo, o estresse de flexão é distribuído de forma não linear e quanto maior a curvatura, maiores são estes estresses sobre a superfície interna do osso e, por conseguinte o osso é mais fraco. A geometria transversal da mandíbula é um fator importante para se compreender a sua biomecânica. O fato da cortical inferior ser mais larga, proporciona uma melhor redução das tensões nesta região, o que representa uma vantagem, sendo que a resistência do osso à tensão é menor que sua resistência à compressão. A melhor forma para resistir à torção ao longo de um eixo é o formato circular, no entanto, o formato elíptico da mandíbula é vantajoso sendo que as cargas de flexão sagitais são maiores que as cargas de flexão transversais e de torção. Algumas conclusões do autor são que as forças que atuam sobre a mandíbula são responsáveis por gerar momentos de estresse e tensão sobre a mesma, e que o seu formato, distribuição de osso cortical e predominância da dimensão vertical sobre a horizontal, são fatores que a tornam eficiente para suportar forças de flexão e de cisalhamento no sentido sagital.

Zarone et al. (2003) citam que em decorrência da ação dos músculos pterigoides laterais e devido à flexibilidade mandibular que se manifesta nas proximidades da sínfise, há uma redução da largura mandibular no segmento posterior. Para avaliar estas alterações, os autores usaram modelos de elementos finitos para analisar a distribuição do estresse mandibular com o uso de diferentes desenhos de próteses implantossuportadas. A mandíbula edêntula de uma mulher de 56 anos de idade foi utilizada para gerar o modelo de elementos finitos. Sobre este modelo foi simulada a instalação de implantes de 3,25 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento que ficaram

10 mm dentro do osso e sobre estes foram instalados pilares de 5 mm. Seis modelos em 3D foram gerados: (1) – mandíbulas com 6 implantes sem supraestrutura (referência 1); (2) – mandíbula com 4 implantes sem supraestrutura (referência 2); (3) mandíbula com 6 implantes e uma supraestrutura inteira trans-arco; (4) mandíbula com 4 implantes e uma supraestrutura inteira trans-arco com extensão (*cantilever*) de 10 mm; (5) mandíbula com 6 implantes e uma supraestrutura dividida na região de sínfise e (6) mandíbula com 4 implantes e uma supraestrutura dividida na região de sínfise. Baseado nos estudos que mostram que a contração dos músculos pterigoides laterais, devido à sua ação sobre os côndilos mandibulares, causam deformação mandibular, uma força aleatória de 10 N foi aplicada sobre a direção X do modelo. As maiores deformações foram encontradas nos modelos sem supraestrutura. E naqueles onde a supraestrutura foi dividida na região da sínfise. Pode-se concluir que a divisão da supraestrutura causou menos estresse sobre a interface implante/osso e sobre os componentes protéticos, portanto reduzindo riscos mecânicos.

Al-Sukhun et al. (2006) realizaram estudo para medir a aproximação corporal, o cisalhamento dorsoventral e rotação de mandíbulas atroficas durante movimentos mandibulares. Os padrões de deformação mandibular foram mensurados utilizando-se transdutores de deslocamento instalados em 12 indivíduos edêntulos que foram submetidos à instalação de implantes. Estes implantes estavam localizados na região de pré-molares bilateralmente, equidistantes da linha média, perpendiculares à base mandibular e em função por pelo menos 24 meses. As seguintes medidas foram tomadas: a largura mandibular na região de gônios, a distância entre os dois implantes e a área do corte transversal na sínfise. Os autores afirmam que deformação mandibular causada pela ação da musculatura é de extrema importância no tratamento com implantes pois pode causar altos gradientes de estresse sobre o sistema implante/prótese e que a deformação mandibular tem significância clínica pois tem havido relatos de dor relacionada a supraestruturas grandes que é aliviada ao se fazer a secção

desta estrutura, que pode gerar erros na moldagem quando a boca está totalmente aberta, que pode ser responsável por afrouxamento de próteses e também pode ser responsável por falha mecânica de estruturas protéticas e parafusos. O estudo indicou que durante movimentos normais ou sob aplicação de forças, a mandíbula sofre deformação em três padrões distintos e que estes são percebidos já no início do movimento. A deformação no sentido horizontal, ou seja, de aproximação, apresentou uma grande variação, sendo mais intensa durante a protrusão.

Al-Sukhun e Kelleway (2007) idealizaram um modelo de elementos finitos de mandíbula humana com o intuito de comparar os resultados de deformação funcional previstos neste modelo com os resultados obtidos clinicamente. Participaram do estudo 12 pacientes, nas quais foram instalados transdutores com capacidade de medir deslocamentos, sobre implantes localizados na região de pré-molares. Baseado em tomografias, as 12 mandíbulas foram modeladas usando a técnica dos elementos finitos. Padrões de estresse e deformação foram analisados e divididos nas seguintes categorias: (1) rotação corporal, (2) convergência medial e (3) cisalhamento dorsoventral. Medidas foram obtidas durante movimentos de abertura, lateralidade direita e esquerda e protrusão. Os autores observaram que nos três tipos de movimentos, ocorre deformação mandibular. Na análise do modelo de elementos finitos o estresse máximo aconteceu na região subcondilar ou no ângulo mandibular, na área da incisura coronóide ou a nível dos implantes e sínfise. Atenção especial foi dada à região de sínfise devido ao seu papel na deformação mandibular. Os movimentos de lateralidade geraram os menores índices de estresse enquanto que os movimentos de abertura e protrusão geraram maior estresse na região de nesta região. O movimento de protrusão foi responsável por produzir maiores índices de cisalhamento na região anterior da sínfise. Em relação à convergência medial, novamente os movimentos de protrusão foram os que causaram maior deformação. Também foi possível observar que durante abertura ocorre flexão na região de sínfise, demonstrado por estresse compressivo na região anterior e tensão na

região posterior. Os autores salientam que o conhecimento da ocorrência de deformação mandibular tem um grande significado clínico no tratamento com implantes. Concluem ainda que os dados obtidos no modelo de elementos finitos são muito próximo aos obtidos clinicamente e servem como modelo para a compreensão das deformações mandibulares funcionais e que os movimentos mandibulares produzem vários tipos de deformações, sendo a convergência medial um fator importante e é a que apresenta maiores índices

Alvarez-Arenal et al. (2009) idealizaram um meio não invasivo com intuito de analisar as complexas reações biomecânicas da mandíbula quando submetida a cargas mecânicas. Os autores comentam que a deformação mandibular envolve uma estrutura irregular que apresenta uma anatomia externa e interna complexas e que as forças exercidas pelos músculos são muito variáveis e que tudo isto associado à estrutura anisotrópica mandibular faz com que este seja um fenômeno complexo. Para obter os dados, um modelo de elementos finitos foi elaborado. Dois fatores foram considerados para a realização das simulações: (1) a geometria mandibular, diferenciando as porções corticais e trabecular para se poder atribuir propriedades mecânicas distintas e (2) propriedades do material, representado pela densidade óssea mineral (BMD), que é diferente entre indivíduos e também de uma área para a outra na mandíbula do mesmo indivíduo. Para avaliar os resultados, foi feita a correlação entre a flexibilidade mandibular e a densidade óssea. Os resultados mostraram que os maiores índices de flexibilidade nos modelos de mandíbulas edêntulas foram obtidos com menores índices de densidade óssea mineral (BMD). Outros valores analisados foram as deformações de aproximação corporal, rotação corporal e cisalhamento dorsoventral. Com base nos resultados, pode-se concluir que a flexibilidade mandibular é inversamente proporcional à densidade óssea mineral e que o movimento que causa maior deformação é a protrusão. Durante os movimentos de abertura, os locais que sofrem maiores deformações são os côndilos, seguidos do corpo e finalmente a sínfise. A deformação que ocorre durante a protrusão e

a abertura apresentam características diferentes, sendo que na protrusão a região mais afetada é o ângulo mandibular.

Aparna et al. (2011) afirmam que a flexibilidade mandibular medial pode gerar problemas em próteses convencionais ou implantossuportadas quando o tratamento inclui uma conexão bilateral rígida na região posterior mandibular. Muitas vezes ocorre de próteses extensas dento ou implantossuportadas que cruzam a linha média mandibular apresentarem problemas de afrouxamento ou deslocamento. Através de revisão da literatura, os autores procuraram descrever os vários fatos e consequências da flexibilidade mandibular e citam que os músculos pterigoides laterais são os principais responsáveis pela flexibilidade mandibular em direção à linha média e que a flexibilidade é menor à medida que mais dentes são unidos e mais conexões rígidas são usadas. Os autores concluem que pode-se obter redução dos níveis de estresse sobre estruturas protéticas controlando-se a abertura e protrusão mandibulares durante moldagens ou construindo-se próteses separadas na linha média.

Law et al. (2012) realizaram revisão da literatura sobre a flexão mandibular e seus resultados sobre o sistema implante/sobreestrutura. Após levantamento bibliográfico na *MEDLINE* e *PubMed*, compreendendo o período entre 1950 e maio de 2010, puderam concluir que: a mandíbula sofre deformação logo após e concomitantemente ao início dos movimentos mandibulares e que quatro padrões de deformação ocorrem: flexão na região da sínfise devido à aproximação corporal, cisalhamento dorsoventral, rotação corporal e cisalhamento anteroposterior. A flexão mandibular é um fenômeno multifatorial e fatores como qualidade e quantidade óssea, número e localização de implantes, técnica de moldagem e desenho da prótese são fatores que contribuem para o grau de deformação.

Madani, Asadzadeh e Hosseini (2012) analisaram a flexibilidade mandibular no sentido transversal e anteroposterior em abertura máxima. Setenta pacientes edêntulos com idades variando entre 40 e 60 anos, possuindo condições semelhantes de relação

entre os arcos e grau de atrofia serviram como teste. O grupo controle era constituído por cinquenta pacientes dentados, com relação oclusal Classe I. Medidas horizontais entre caninos e entre molares foram obtidas. Nos pacientes edêntulos, para as medidas anteriores foi utilizado como referência a eminência canina e para a região de molares, usou-se como referência a região do coxim retromolar, logo no início do ramo ascendente. Para a obtenção das medidas foi solicitado aos pacientes que fizessem abertura máxima bucal e depois que retornassem à posição de repouso. No grupo de estudo houve uma diferença significativa entre caninos e molares entre boca aberta e oclusão cêntrica. Comparando os dois grupos, houve também diferença significativa entre os dois, sendo que no grupo controle (mandíbulas edêntulas) houve maiores mudanças lineares. Conclui-se que em mandíbulas edêntulas ocorrem mudanças dimensionais sob ação da contração muscular.

Radnai et al. (2012) realizaram experimento *in vitro* com o intuito de avaliar o estresse que é gerado sobre uma barra conectando implantes e sobre a mandíbula em decorrência da deformação mandibular durante movimentos de abertura. Para este propósito foi utilizada a imagem tomográfica da mandíbula de uma paciente de sessenta e quatro anos de idade, a partir da qual foi confeccionado um modelo de resina onde foram instalados implantes nas regiões de caninos, pré-molares e molares, sendo usados apenas dois implantes com variações das posições. Com base neste protótipo foi criado um modelo de elementos finitos. Na simulação de abertura observou-se que os côndilos se movimentaram em direção ao plano sagital, resultando em uma diminuição de 0,5 mm na região de molares. Após o movimento de abertura da mandíbula edêntula, isto é, sem os implantes unidos, observou-se níveis de estresse sobre o osso cortical na área da base do mento.

2.4 Uso de implantes em mandíbulas edêntulas

Segundo Adell et al. (1981), “A osseointegração implica em uma firme, direta e duradoura conexão entre o osso vital e implantes de titânio no formato de parafuso, de acabamento e forma definidos – fixação (implante). Portanto, não há tecido interposto entre o implante e o osso. A osseointegração somente pode ser obtida e mantida por intermédio de uma técnica cirúrgica gentil, um longo período de cicatrização e uma adequada distribuição do estresse quando em função”. Em seu trabalho, os autores apresentam o resultado de 15 anos (1965-1980) de reabilitação de pacientes edêntulos com o uso de implantes. No total foram tratados 371 pacientes, sendo o número de arcos tratados foi de 471. Este trabalho foi baseado em um estudo piloto de observação entre cinco e nove anos, onde 130 arcos foram tratados com 895 implantes. Neste estudo, 81% dos implantes maxilares e 91% dos implantes mandibulares estavam estáveis (5-9 anos). Destes, 89 % dos implantes maxilares e 100% dos implantes mandibulares se mantiveram estáveis até 15 anos. No estudo inicial (5-9 anos), a perda óssea média foi de 1,5 mm no primeiro ano e de 0,1 mm por anos subsequentes. Baseado nos resultados de baixa perda de implantes e baixo índice perda óssea, pode-se dizer que há um bom prognóstico passado 1 ano após a instalação. Outro fator importante é o fato dos pacientes demonstrarem grande confiança nas suas próteses, resultando não somente um grande impacto na função como também nos aspectos psicossociais.

Adell et al. (1990) publicaram estudo retrospectivo dos resultados de reabilitações protéticas sobre implantes realizadas em 700 pacientes. No total foram instalados 4.636 implantes que foram acompanhados em um período de vinte e quatro anos. A queixa principal dos pacientes era a falta de retenção das próteses devido à atrofia óssea severa. Todos os implantes instalados foram acompanhados a partir do momento “zero”, ou seja, da instalação. Os implantes maxilares tiveram uma diferença de três meses devido ao protocolo de espera utilizado na época. Durante toda a pesquisa houve a

preocupação de se utilizar implantes com as mesmas características biofísicas e biomecânicas de superfície e o mesmo protocolo cirúrgico. De uma maneira resumida, 81% dos implantes maxilares e 95% dos implantes mandibulares encontravam-se estáveis com acompanhamentos de 10 anos. Pode-se concluir que o tratamento de pacientes edêntulos com próteses fixas sobre implantes é extremamente previsível a longo prazo em uma mostra grande da população

Frieberg et al. (2000) realizaram um estudo retrospectivo envolvendo 49 pacientes apresentando mandíbulas edêntulas e que foram submetidos à instalação de implantes curtos, de 7,0 mm com 3,75 mm de diâmetro e de 6,0 mm com 5,0 mm de diâmetro para reabilitação de mandíbulas atroficas. No total, duzentos e sessenta implantes foram instalados, sendo 247 de diâmetro regular e 13 de diâmetro largo. Todas as mandíbulas apresentavam reabsorção severa e osso tipo I. Os pacientes foram acompanhados entre 1 e 14 anos. Os autores concluíram que o uso de implantes curtos sem o uso de procedimentos adicionais de enxertia em mandíbulas edêntulas atroficas é altamente previsível.

Com o intuito de comparar os índices de satisfação e função mastigatória de pacientes edêntulos antes e depois da reabilitação e avaliar se a percepção das mudanças da saúde oral pelos pacientes são concordantes com os resultados de performance mastigatória, Vieira et al. (2014) realizaram um estudo no qual foram avaliados catorze pacientes edêntulos totais, que foram reabilitados com próteses fixas implantossuportadas inferiores e próteses totais superiores. Aos pacientes foi solicitado o preenchimento de um questionário baseado no OIHP-14 (Oral Health Impact Profile) contendo questões sobre dor, desconforto, comprometimento psicológico, dieta, etc... para avaliar a capacidade mastigatória. Outro questionário baseado no VAS (Visual Analogue Scale) também foi realizado para avaliar o grau de satisfação dos pacientes em relação à sua condição, incluindo fatores como limitações funcionais, estética e estabilidade das próteses. Para avaliar a capacidade mastigatória utilizou-se o método

proposto por Slagter et al., no qual se verifica a capacidade de pulverizar um alimento artificial (Optocal). Ao final do estudo pode-se concluir que a reabilitação com próteses implantossuportadas inferiores e próteses totais superiores melhora a função mastigatória sendo esta perceptível pelos pacientes e coincidente com o grau de satisfação relatado por estes.

2.5 Benefícios da utilização de implantes para o rebordo ósseo

Carlsson (2004) cita que existe um risco, apesar de pequeno, de acentuação da perda óssea em pacientes portadores de próteses totais. O uso de implantes nestes rebordos pode ser favorável pois tem sido demonstrado que devido ao tipo de carga que estes transmitem à mandíbula, há preservação de tecido ósseo ou até mesmo ganho.

von Wowern e Gotfredsen (2001) realizaram estudo com o intuito de comparar as diferenças entre os conteúdos minerais ósseos de mandíbulas tratadas com sobredentaduras suportadas por implantes com mandíbulas que sofreram o processo biológico de envelhecimento. Do estudo participaram 22 pacientes edêntulos a mais de cinco anos, sendo dezoito do sexo feminino já no período pós-menopausa. As mandíbulas apresentavam rebordos variando entre classe III e V, de acordo com a classificação de Cawood e Howell (1988) Todos os pacientes receberam dois implantes nos locais 33 e 43, sendo que onze foram reabilitados com sobredentaduras com sistema de barra e onze com sistema de conexão tipo bola. As mensurações dos conteúdos minerais ósseos foram realizadas utilizando-se o *scanner* ósseo dual-photon GT45 (Gammatec, Vaerlöse, Dinamarca), no momento da instalação da conexão protética e início do uso da sobredentadura, dois e cinco anos após. Para comparação, foram usados como locais padrão a porção basal mandibular na região de molares e antebraço. No estudo pode-se observar que o tratamento com sobredentaduras parece reduzir a

perda óssea mandibular e que este tipo de tratamento pode ser recomendado para pessoas osteoporóticas com boa previsibilidade a longo prazo.

Taylor (1989) relatou o caso de um paciente que recebeu tratamento com implantes e prótese fixa na mandíbula, segundo o protocolo Brånemark, no qual pode-se observar o crescimento ósseo espontâneo sob a região correspondente à parte suspensa (*cantilever*) da prótese, dois anos e oito meses após a instalação dos implantes. Na época, o autor levantou a questão sobre o fato deste ser um caso isolado ou se este seria um fenômeno associado a reabilitações com implantes.

Wright et al. (2002) realizaram estudo para investigar as mudanças que ocorrem na região posterior mandibular de pacientes tratados com sobredentaduras retidas por dois implantes ou próteses fixas com extensões distais suportadas por 5 ou 6 implantes. O estudo envolveu 44 pacientes, sendo 36 do sexo feminino e 8 do sexo masculino. A idade variou entre 29 e 93 anos sendo que a idade média para o grupo de pacientes com sobredentaduras era de 53 anos enquanto que para o grupo de prótese fixa era de 64 anos. Os pacientes do grupo sobredentadura foram tratados com próteses totais superiores e do grupo prótese fixa tinham próteses fixas maxilares ou dentição natural. Medidas das regiões mandibulares posteriores foram obtidas em radiografias panorâmicas realizadas logo após a instalação dos implantes e durante o tratamento e revisões, até sete anos. Os resultados mostraram que com o uso de sobredentaduras houve uma diminuição de 1,1% e no grupo com prótese fixa houve ganho de 1,6 % no índice de área óssea por ano. Pelo trabalho, pode-se observar que pacientes reabilitados com próteses fixas implantossuportadas mostraram ganho ósseo.

Reddy et al. (2002) comentam que a atrofia óssea mandibular está mais relacionada à falta de função adequada devido à ausência de dentes que à força que dentaduras exercem sobre o rebordo e que o uso de implantes na mandíbula melhora a função e a força mastigatória, aumentando, portanto, a força biomecânica. Para avaliar se a instalação de implantes na região mandibular anterior e uso de próteses fixas pode

prevenir ou reverter a reabsorção mandibular, os autores realizaram estudo no qual utilizaram 60 pacientes com mandíbulas atroficas que foram submetidos à instalação de 5 ou 6 implantes na região mandibular anterior e reabilitados com próteses fixas com *cantilever*. Para avaliar as alterações ósseas foram utilizadas radiografias panorâmicas, sendo a de referência obtida logo após a instalação dos implantes e as de controle 1, 2, 3 e 4 anos após a reabilitação. As radiografias foram digitalizadas e um método computadorizado foi empregado para melhorar a imagem e permitir uma melhor identificação das corticais mandibulares. O implante mais distal foi usado como parâmetro para cálculo das distorções nas radiografias. Medidas verticais foram obtidas 5, 10, 15 e 20 mm distais ao último implante. A altura óssea média mandibular no momento da instalação dos implantes era de 7,25 +/- 0,25 mm e de 8,18 +/- 0,18 mm após 4 anos. O crescimento mandibular ocorreu principalmente no primeiro ano, e manteve-se estável nos 3 anos seguintes. Este crescimento no primeiro ano, de acordo com a Lei de Wolf, pode ser devido ao fato de que houve uma adaptação à nova força mastigatória e massa da restauração, sendo que nenhuma força adicional foi aplicada após a reabilitação. No entanto, a estabilidade nos anos seguintes pode ter sido resultado do pequeno espaço para higienização deixado sob a porção do *cantilever*, o que pode ter limitado o crescimento. Os resultados do estudo mostram que a reabilitação de pacientes melhorando a função mastigatória e promovendo aumento mandibular podem ter impacto sobre a saúde geral destes.

López-Roldán et al. (2009) realizaram estudo para avaliar o processo de reabsorção que ocorre na região anterior maxilar e a ocorrência da síndrome de combinação de Kelly em pacientes portadores de sobredentaduras suportadas por dois implantes e próteses totais superiores removíveis. Para o estudo, 40 pacientes foram selecionados, sendo que destes, 25 eram portadores de sobredentaduras sobre implantes inferiores e próteses totais superiores. Os outros 15 pacientes usavam próteses totais removíveis superiores e inferiores e serviram de grupo controle. Para

obtenção das medidas, foram utilizadas radiografia panorâmicas. No grupo controle, as radiografias iniciais foram feitas 3 semanas antes da instalação das próteses, enquanto que no grupo com sobredentaduras, as radiografias usadas como iniciais foram as obtidas para avaliação dos implantes antes da instalação das próteses. O intervalo entre as radiografias iniciais e finais foi de seis anos. Medidas verticais das regiões anteriores maxilar e mandibular foram obtidas com um compasso, levando-se em conta as distorções de magnificação que ocorrem neste tipo de radiografia. No estudo, observou-se que havia maior perda óssea maxilar anual, estatisticamente significativa, no grupo que usava sobredentaduras (0,32/ano) enquanto que no grupo controle a perda foi de 0,22/ano. Outra observação foi com relação à perda óssea mandibular, que foi maior no grupo controle (próteses totais superiores e inferiores) que perdeu 3,01 mm contra 0,71 mm no grupo de sobredentaduras sugerindo que o uso deste tipo de prótese pode reduzir a reabsorção óssea nesta região.

Alcântara et al. (2014) avaliaram a resposta óssea que ocorre na região mandibular posterior de pacientes reabilitados com próteses fixas implantossuportadas. Participaram do estudo quinze pacientes edêntulos que foram submetidos à reabilitação com próteses inferiores implanto suportadas e próteses superiores totais. Antes das cirurgias os pacientes foram divididos em dois grupos, de acordo com o grau de atrofia mandibular existente, segundo Cawood e Howell, sendo o Grupo 1 constituído por pacientes com atrofia severa e Grupo 2 por pacientes com atrofia moderada. Após a instalação dos implantes, próteses foram instaladas em um período máximo de 72 horas. Radiografias panorâmicas digitais e tomografias foram realizadas logo após a instalação dos implantes e oito meses após. Medidas da densidade óssea também foram obtidas. Apesar dos autores considerarem que o período analisado foi pequeno, pode-se observar que após oito meses houve ganho ósseo na região posterior mandibular.

2.6 Fraturas relacionadas à instalação de implantes

Albrektson (1988) publicou os resultados de um estudo multicêntrico cuja intenção era comparar os dados deste com os obtidos no estudo conduzido pela equipe de Gotemburgo (BRÅNEMARK et al., 1977). Nele, foram avaliadas as falhas de implantes, independentemente do momento em que ocorreram. Como critérios de sucesso, foram considerados os seguintes achados clínicos: (1) imobilidade do implante, (2) ausência de imagem radiolúcida ao redor do implante, (3) perda óssea vertical menor que 0,2 mm após o primeiro ano de ativação e (4) ausência de sinais como dor, infecção, neuropatias, parestesias ou violação do canal mandibular. Dentre as complicações relatadas, uma considerada séria e que resultou na perda do implante foi a ocorrência de fratura em uma mandíbula severamente atrófica.

Mason et al. (1990) relataram 3 casos de fraturas mandibulares que ocorreram após a instalação de implantes dentários e comentam que devido ao aumento número de tratamentos com implantes em mandíbulas atróficas, a ocorrência de fraturas pode se tornar mais comum. Causas prováveis que levaram às fraturas e sugestões para evita-las foram discutidas. No primeiro caso, uma paciente de 78 anos com quadro sugestivo de osteoporose foi submetida à instalação de 5 implantes de 7 mm, sendo que a maioria penetrou levemente a borda mandibular inferior. No pós-operatório imediato houve reclamação de sintomatologia que persistiu com o tempo. Aos três meses e meio houve confirmação de fratura mandibular do lado direito no local do último implante. Após cirurgia e cicatrização a paciente recebeu reabilitação com uma sobredentadura sobre os 4 implantes restantes. Após 4 anos, a paciente apresentava função adequada. No segundo caso, uma paciente com história de uso de próteses totais por 25 anos reclamando de dificuldades com o uso da prótese inferior devido à frouxidão foi submetida à instalação de 4 implantes de 7 mm com penetração da borda mandibular inferior. As radiografias panorâmicas e telerradiografias mostravam alturas ósseas

variando entre 5 e 7 mm. A cirurgia e o pós-operatório imediato seguiram sem complicações. Aos dois meses e meio a paciente retornou reclamando de dor e edema do lado esquerdo. Uma radiografia oclusal mostrou fratura localizada na região do implante anterior do lado esquerdo. O implante não foi removido pois estava estável. Quatro meses após a fratura e tratamento da mesma, a paciente recebeu uma sobredentadura. Dois anos após os implantes continuavam estáveis e funcionais. No terceiro caso, uma paciente que havia sido submetida a ressecção e reconstrução mandibular aos dez anos recebeu 7 implantes distribuídos no espaço reconstruído, dois anos e meio após a reconstrução. Três meses após a paciente retornou com sintomatologia no último implante direito, sendo necessária a sua remoção. Três anos e meio após a fratura, a paciente apresentava-se reabilitada com uma prótese fixa sobre cinco dos seis implantes remanescentes. Após análise dos 3 casos, observou-se que todas as fraturas ocorreram no período de cicatrização e as causas podem somente ser presumidas, já que não houve história de trauma. Causas prováveis seriam a perda de qualidade óssea por osteoporose ou osteomalácia e padrões de estresse gerados sobre o osso. Locais onde ainda não houve osseointegração há uma maior concentração de estresse e, portanto, uma diminuição da resistência, enquanto que em locais onde houve osseointegração as forças são dissipadas.

Shonberg et al. (1992) relatam o caso de uma paciente de 59 anos que sofreu fratura mandibular após a instalação de implantes. A paciente havia tentado usar várias próteses totais sem, no entanto, obter resultados e reclamava de choques durante a mastigação. Para a resolução do caso, foi proposto à paciente a instalação de 5 implantes e confecção de uma prótese Implantossuportada de acordo com o protocolo Brånemark. Três implantes de 7 mm e 2 de 10 mm foram instalados sem sinais de problemas intraoperatórios. Não foi usada nenhuma prótese transicional após a cirurgia. Após três semanas a paciente apresentou-se com sintomatologia em mandíbula esquerda. Uma radiografia periapical confirmou a existência de fratura no local do último

implante esquerdo. A paciente foi submetida a tratamento da fratura e a reabertura dos implantes foi realizada cinco meses após. O tratamento protético foi conduzido da forma convencional. Os autores comentam que a vulnerabilidade das mandíbulas atroficas à fratura decorrente da instalação de implantes parece estar limitada à fase de pré-osseointegração.

Raghoobar et al. (2000) relatam 4 casos de fraturas mandibulares relacionadas à instalação de implantes. Os autores comentam que pacientes que apresentam mandíbulas extremamente atroficas podem apresentar transtornos funcionais e psicológicos relacionados ao uso de suas próteses mandibulares devido à pouca estabilidade e retenção e que a instalação de implantes na região interforaminal para reter ou suportar próteses tem sido uma opção de tratamento para melhorar esta condição. No entanto, ao se instalar implantes em mandíbulas atroficas, emerge o risco da ocorrência de fraturas. Para minimizar este risco, tanto altura como largura óssea disponível devem ser avaliadas. Do ponto de vista ideal, um mínimo de 7 mm de altura e 6 mm de largura deveriam existir para permitir que alguns milímetros de osso cortical permaneçam ao redor dos implantes após a perfuração.

Misch e Wang (2008) realizaram revisão das complicações relacionadas à Implantodontia. No artigo os autores fazem comentários sobre a etiologia, manuseio e opções de tratamento com o intuito de se obter um bom resultado. Os autores citam que a tentativa de instalação de implantes em mandíbulas atroficas aumenta o risco de fratura. Pacientes com osteoporose ou osteomalácia que possuem osso mais frágil podem apresentar fratura devido às cargas ou forças friccionais. Outro fator que também pode contribuir é o uso de implantes com medidas erradas, ou seja, mais longos ou com diâmetro maior que o local preparado. Recomendam que sempre seja checado o tamanho do implante antes de tentar instalá-lo.

Pelayo et al. (2008) realizaram no *Medline* a revisão da literatura dos últimos 10 anos referente a complicações intraoperatórias relacionadas à instalação de implantes.

Os autores relatam que apesar da ocorrência de fraturas mandibulares relacionadas à instalação de implantes não serem comuns, elas têm sido relatadas na literatura. Estas fraturas geralmente ocorrem em pacientes idosos com mandíbulas atroficas e que são submetidos à instalação de implantes na região mandibular anterior. Esta complicação pode apresentar-se no trans ou no pós-operatório. Enfatizam que é necessário fornecer orientações ao paciente bem como estabelecer uma rotina de controles periódicos após a cirurgia.

Annibali et al. (2008) propôs uma classificação baseada no tempo da ocorrência de eventos com o intuito de distinguir acidentes e complicações relacionados à instalação de implantes. Desta forma, acidentes seriam definidos como eventos que ocorrem durante a cirurgia e complicações seriam as condições que se apresentam no pós-operatório sendo estas divididas em precoces, que ocorrem logo após à cirurgia, e tardias, que se manifestam durante o período de osseointegração. As fraturas mandibulares são de rara ocorrência no tratamento com implantes e os casos relatados na literatura estão relacionados a mandíbulas atroficas. Geralmente estes traços de fraturas passam pelo local dos implantes, sugerindo que estas regiões ficam suscetíveis devido à convergência de estresse e perda de densidade óssea durante a fase de osseointegração. O planejamento, o uso de técnica e instrumentais adequados, e o controle da cicatrização e osseointegração são fatores importantes para se evitar problemas, sendo isto deve ser um dos objetivos principais para o cirurgião.

Oh, Roumanas e Beumer (2010) comentam que reabilitação de pacientes que possuem mandíbulas edêntulas atroficas é um grande desafio. Em seu artigo, os autores descrevem o caso de um paciente de sessenta e três anos de idade tratado em 2004 com dois implantes de 5,0 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento para instalação de uma sobredentadura. Implantes de 5,0 mm foram escolhidos na tentativa de aumentar a área de contato implante/osso. Também com o intuito de aumentar a estabilidade, foram instalados com ancoragem bicortical. Os implantes foram deixados submersos e uma

prótese reembasada com material resiliente foi instalada uma semana após a cirurgia. Nos meses seguintes o paciente passou por episódios de inflamação e dor do lado direito. A radiografia panorâmica evidenciou fratura mandibular no local do implante direito e o implante deslocado para a região submandibular. Ambos os implantes foram removidos e foi realizada fixação mandibular com placa de titânio. A combinação de osteotomias amplas resultando em menor quantidade óssea e provável aquecimento durante as perfurações e pressão da prótese contribuíram para a perda do implante, o que pode ter sido um fator para a ocorrência da fratura. A utilização de ancoragem bicortical para se obter estabilidade pode ser usada, no entanto, fatores como volume e densidade ósseos devem ser levados em consideração e o paciente orientado a respeito destes riscos.

Kim (2011) relata que apesar das complicações sérias em Implantodontia não serem comuns, e que muitas delas podem ser resolvidas de forma mais simples, alguns casos podem necessitar de tratamentos mais complexos. Uma das complicações citadas é a possibilidade de ocorrência de fraturas em mandíbulas atroficas. O autor recomenda que deve-se estar alerta a respeito destas complicações relacionadas à instalação de implantes e que assim que sejam detectadas, medidas apropriadas sejam tomadas com o intuito de se minimizar complicações pós-operatórias.

Soehardi et al. (2011) publicaram o resultado de um inventário sobre o número de fraturas associadas à instalação de implantes em pacientes edêntulos no período compreendido entre 1980 e 2007, com o intuito de fornecer uma análise retrospectiva deste tipo de ocorrência. A pesquisa foi feita por intermédio de questionários enviados a 198 cirurgiões bucomaxilofaciais da Holanda no qual se perguntava se o profissional havia visto pacientes que tinham sofrido fraturas mandibulares durante ou após a instalação de implantes bem como causa provável e classificação da mandíbula de acordo com Cawood e Howell. Pacientes que foram submetidos a radio ou quimioterapia ou diabetes tipo I foram excluídos do estudo. Durante o período analisado, foram

relatadas 157 fraturas associadas à instalação de implantes. Todas as fraturas ocorreram em locais de osteotomias. As alturas das mandíbulas variaram entre 5 e 10 mm. Quando questionados sobre a altura mandibular mínima necessária para a instalação de implantes, a maioria respondeu que seria de 8 mm, no entanto, alguns deram como opção implantes curtos ou outras modalidades de tratamento. Segundo os autores, estima-se que 475.000 implantes tenham sido instalados em mandíbulas atroficas durante o período analisado. Com base neste número, pode-se concluir que a incidência de fraturas em porcentagem é extremamente baixa, sendo menos de 0,05%. No entanto, em números absolutos, 157 ocorrências são preocupantes. Aproximadamente metade das fraturas ocorreram no momento da instalação dos implantes ou até um ano após. A outra metade ocorreu nos anos subsequentes. As principais causas indicadas foram mandíbula fina e perimplantite. A pesquisa mostrou também que a maioria dos cirurgiões considerou mandíbulas com menos de 10 mm de risco à fratura e recomendam a realização de enxertos. Os autores recomendam extremo cuidado nos casos de pacientes com mandíbulas classe VI (Cawood e Howell), não só no momento da instalação, mas também na presença de perdas ósseas cervicais sendo que a perimplantite é um fator de risco para fraturas tardias. Recomenda-se que se a perda óssea for de 50% da altura mandibular, o implante deve ser removido para prevenir a fratura.

Madsen, Kushner e Alpert (2011) citam que apesar dos avanços, o tratamento de fraturas em mandíbulas atroficas continua sendo difícil. Os pacientes geralmente são idosos e enfermos. Devido à ação dos músculos elevadores e depressores mandibulares, associado à pouca altura óssea, fica difícil obter-se estabilização.

Almasri e El-Hakim (2012) relatam o caso de uma paciente que apresentou-se com uma fratura associada a um implante instalado na região de primeiro pré-molar inferior direito. A paciente relatou ter sido submetida à instalação de 5 implantes na região anterior de sua mandíbula atrofica. Após quatro dias a paciente retornou a usar

sua prótese antiga e uma semana após relatou ter sentido um estalo na boca enquanto se alimentava. Ao exame, a paciente apresentava dor local, parestesia, mobilidade do implante e exposição óssea. O implante foi removido e a paciente submetida a cirurgia com instalação de uma placa de reconstrução de 2,4 mm com acesso intraoral. A paciente foi reabilitada 4 meses após com uma sobredentadura. Após 20 meses a condição permanecia estável. Os autores comentam que o melhor tratamento para as fraturas mandibulares relacionadas a implantes é a prevenção. Cuidados como perfurações sequenciais, boa irrigação, enxertos prévios, evitar ancoragem na borda inferior se possível, realização de roscas, evitar torque excessivo e cuidados com a dieta são citados. Apesar das complicações serem raras, é necessário que se discuta isto com os pacientes.

2.7 Uso de poliuretano como substituto ósseo em experimentos

Calvert et al. (2010) comentam que as espumas de poliuretano rígidas são comumente utilizadas para testes de dispositivos ou treinamentos ortopédicos. Em seu trabalho, as propriedades e microestruturas de várias espumas sólidas de poliuretano usadas comumente para simular o osso trabecular são relatadas. Para o estudo, foram utilizadas sete tipos diferentes de espumas de poliuretano (3712, 6712, 3715, 3720, 6720, 6725 e 3740). As densidades foram avaliadas medindo-se a massa e dimensões de cinco espécimes obtidos de cada amostra utilizando-se um compasso e uma balança eletrônica. Microscopia eletrônica de varredura foi utilizada em seis amostras (3712, 6712, 3715, 3720, 6725 e 3740) com o intuito de avaliar o tamanho médio e número de poros por polegada e o comprimento médio de interceptação. O tamanho médio das células foi calculado pela média de todos os diâmetros de células dentro de um determinado plano da imagem. A forma mais comum de especificar densidade celular é através do parâmetro ppi, que é o número de poros interceptado por polegada em uma

linha de teste. O comprimento médio de interceptação ($\bar{L}_3$) é a razão entre o comprimento total das células interceptadas em uma linha de teste e o comprimento desta linha ($\bar{L}_3 = L_L/N_L$). Amostras foram submetidas a testes mecânicos monotônicos e cíclicos em duas máquinas diferentes (Instron modelo 4505 e Enduratec, modelo SmartTest). Quanto maior o $\bar{L}_3$, menor a densidade e quanto menor o diâmetro das células (ppi), maior a densidade da espuma. Os resultados permitiram concluir que espumas de poliuretano comerciais são mais consistentes e homogêneas nas suas propriedades mecânicas que o osso trabecular.

Moretti Neto et al. (2011) para validar um modelo experimental, realizaram estudo com o intuito de avaliar o módulo de elasticidade de amostras de poliuretano que apresentassem semelhança ao osso humano. Com este intuito, foram produzidas quarenta amostras de poliuretano de presa rápida F-16, divididos em cinco grupos, com diferentes proporções de poliuretano/reagente. As amostras ficaram distribuídas da seguinte forma segundo a proporção: grupo A (0,5:1,0), grupo B (0,8:1,0), grupo C (1,0:1,0), grupo D (1,2:1,0) e grupo E (1,5:1,0). As amostras produzidas foram submetidas a teste de compressão em uma máquina de teste universal (Kratos Model K – 2000 MP; Kratos Equipamentos Industriais Ltda., São Paulo, SP, Brasil), configurada para aplicar uma força de 500 Kgf a uma velocidade de 0,5 mm/min a uma temperatura constante de 25°C e umidade de 50%. Os resultados foram comparados usando-se testes ANOVA e Turkey para determinar diferenças estatísticas significantes de 0,05. Os resultados do estudo mostraram que uma proporção de 1,0:1,0 (poliuretano:reagente) produziu amostras com módulo de elasticidade capaz de simular osso em testes de tensão.

Shim et al. (2012) comentam que devido aos custos, dificuldade de armazenamento, disponibilidade e riscos de infecções relacionados ao uso de ossos provenientes de cadáveres para a realização de testes biomecânicos faz com que o uso de réplicas sintéticas de ossos sejam uma boa alternativa sendo que as espumas de

poliuretano são amplamente utilizadas para este propósito. Estas espumas são produzidas por um processo de polimerização, resultando em uma estrutura celular que apesar de diferente da estrutura do osso esponjoso, apresenta consistência e uniformidade ideais para a realização de testes biomecânicos. A estrutura macroscópica do osso esponjoso consiste de uma de trabéculas e placas que se interconectam e formam escoras e colunas formando uma rede complexa que apesar de possuir uma estrutura macroscópica aberta, assemelha-se muito à estrutura fechada da espuma de poliuretano. As curvas compressivas de tensão-deformação da espuma de poliuretano e osso esponjoso são semelhantes, apresentando três regiões distintas. Como o uso das espumas de poliuretano aumentaram com o propósito de realização de testes como análogos ósseos, a Sociedade Americana para testes e Materiais (American Society for Testing and Materials (ASTM), criou a norma ASTM F1839-97, considerando a espuma de poliuretano como sendo um material padrão para testes de dispositivos ortopédicos e instrumentos, cujo objetivo é fornecer um método de classificação das espumas de poliuretano de acordo com seu comportamento físico e mecânico em uma determinada densidade. Esta norma teve duas revisões, sendo a última de 2008. Sendo que o número de estudos envolvendo este material aumentou drasticamente desde a publicação da norma, os autores se propuseram a fazer uma revisão destes estudos. Vários aspectos do uso do poliuretano são revisados. Pode-se concluir que devido às propriedades do material, a espuma de poliuretano é capaz de gerar resultados reproduzíveis, que são difíceis de se obter com o uso de osso de cadáveres, sendo de grande auxílio no estudo de procedimentos cirúrgicos ou função de implantes ou dispositivos. Além disto, a possibilidade do desenvolvimento de novos tipos de espumas de poliuretano ou outros materiais e a possibilidade de mimetizar a geometria e estrutura do osso humano, faz com que estes materiais sejam bastante úteis no futuro para a realização de estudos.

Brasileiro et al. (2012) utilizaram réplicas de hemimandíbulas de poliuretano (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil) com o intuito de testar três diferentes métodos

de fixação com placas e parafusos de titânio utilizadas em cirurgia de avanço mandibular. Os grupos foram divididos da seguinte forma: Grupo da miniplaca: uma placa de quatro furos fixada com quatro parafusos monocorticais; Grupo híbrido: uma placa de quatro furos fixada com quatro parafusos monocorticais associados a um parafuso de posicionamento bicortical e Grupo do L invertido: onde foram utilizados três parafusos bicorticais da forma padrão. Uma guia cirúrgica acrílica foi utilizada para padronizar a quantidade de movimento e a posição dos parafusos. Os corpos e prova foram submetidos a forças laterais tensionais aplicadas na região de corpo mandibular e forças verticais aplicadas na região de incisivos. O grupo da miniplaca apresentou os menores resultados de força. Quando uma força vertical foi aplicada na região de incisivos, o grupo do L invertido apresentou maior resistência que o grupo híbrido, no entanto, quando a força foi aplicada a nível de molares, não houve diferença significativa entre estes. O estudo mostrou que o meio de fixação mais estável foi utilizando três parafusos bicorticais e que a utilização de um parafuso de posicionamento bicortical melhora a resistência quando são usados parafusos monocorticais e miniplacas.

Em outro estudo, Meneghini Guastaldi, Hochuli-Vieira e Guastaldi (2014) realizaram trabalho para comparar o uso de placas de liga de titânio-molibdênio (Ti-Mo) e titânio comercialmente puro (cpTi) no tratamento de fraturas de ângulo mandibulares. Para a realização do trabalho foram utilizadas mandíbulas de poliuretano da empresa Nacional Ossos (Jaú, São Paulo, Brasil), nas quais eram realizados cortes simulando fraturas de ângulo mandibular. Uma guia de resina acrílica foi confeccionada para permitir a reprodutibilidade de instalação das placas. As mandíbulas eram então fixadas em um suporte e submetidas à aplicação de força no sentido vertical na região de primeiro molar do lado com as placas até que ocorresse falha da fixação. Foi observado que não houve diferença significativa da resistência comparando-se os materiais (cpTi e Ti-Mo), no entanto, esta diferença foi significativa ao se comparar as técnicas de fixação, ou seja, usando 1 ou duas placas.

3. Proposição

3.1 Objetivo geral

Comparar a resistência à fratura em mandíbulas atroficas de poliuretano quando submetidas a perfurações de dois diâmetros diferentes para a instalação de implantes, passando-se ou não a basilar mandibular.

3.2 Objetivos específicos

- a) Verificar a resistência à fratura quando os modelos são submetidos a perfurações de 2,8 e 3,0 deixando-se intacta realizando-se a perfuração da porção basilar.

4. Materiais e Métodos

4.1 - Mandíbulas de poliuretano

Para o estudo foram utilizadas 20 mandíbulas edêntulas de poliuretano, marca Nacional Ossos (Jaú, São Paulo, Brasil), modelo 4010AT-04 que apresentam 6 mm de altura (Figura 1).

As vinte mandíbulas foram submetidas a perfurações com auxílio de uma guia cirúrgica simulando o procedimento de preparo para a instalação de implantes na região interforaminal para reabilitação com prótese tipo protocolo e foram divididas em quatro grupos.

Grupo 1 – mandíbulas com perfurações de brocas de 2,8 mm passando a basilar;

Grupo 2 – mandíbulas com perfurações de broca de 3,0 mm passando a basilar;

Grupo 3 – mandíbulas com perfurações de brocas de 2,8 mm sem perfurar a basilar;

Grupo 4 – mandíbulas com perfurações de 3,0 mm sem perfurar a basilar.

O diagrama 1 mostra o esquema das perfurações e a distribuição dos grupos (Figura2).

4.2 – Confecção da guia cirúrgica

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) de uma mandíbula atrófica foi usada como referência para o planejamento de cinco perfurações na região interforaminal, deixando-se um espaço de 10 mm entre as mesmas. Utilizou-se para este planejamento o programa Dental Slice (Bioparts – Brasília - DF) (Figuras 3, 4 e 5).



Figura 1 – Mandíbula de poliuretano intacta com 6 mm de altura.

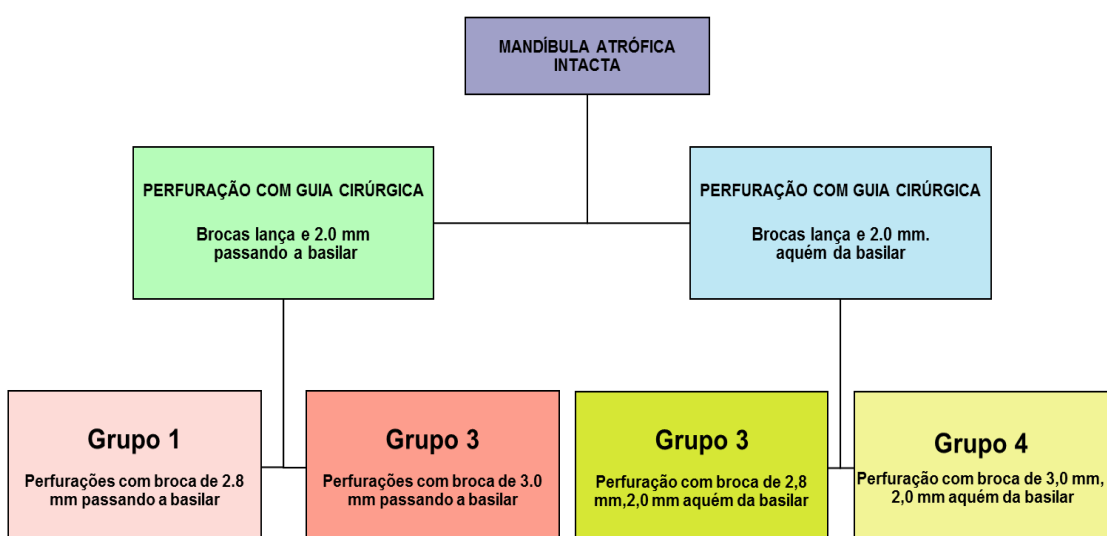


Figura 2 - Diagrama da distribuição dos grupos.

Para a realização e reprodução das perfurações foi confeccionada uma guia cirúrgica em resina acrílica. Para isto, uma mandíbula de poliuretano foi perfurada simulando o preparo para a realização de reabilitação tipo protocolo usando cinco implantes. As perfurações seguiram o planejamento tomográfico partindo da região central da sínfise usando-se um compasso de ponta seca para manter 10 mm de distância entre as mesmas (Figura 6) e de forma que coincidissem com a borda mandibular inferior, sem desvios para a vestibular ou lingual (Figura 7). Após realizadas perfurações com brocas lança (Neodent, Curitiba – PR), anéis para confecção de guias (Neodent, Curitiba- PR) foram colocados em cinco brocas e estas foram encaixadas nas perfurações e deixadas no local. A mandíbula foi então isolada com vaselina e resina acrílica incolor foi utilizada para a confecção da guia cirúrgica (Figura 8).

4.3 – Planejamento das perfurações

Após pronta e receber acabamento, a guia foi posicionada sobre uma mandíbula e cada local de perfuração foi medido verticalmente com paquímetro digital (Figura 9) para se estabelecer a altura total (mandíbula + guia). Estas medidas serão utilizadas como referência para determinar os comprimentos das perfurações iniciais nas mandíbulas em que se pretende preservar a região basilar. Para isto, foram descontados 2,0 mm das alturas totais obtidas. Estas medidas foram ainda reduzidas para que coincidissem com a primeira medida logo abaixo nas brocas iniciais lança e 2 mm (Tabela 1). Foi tomado este cuidado para que nenhuma perfuração feita com o uso da guia não ultrapassasse a medida final desejada nos grupos onde se pretende preservar a basilar mandibular.

Em seguida, em uma mandíbula com a porção basilar perfurada utilizou-se uma sonda periodontal para medir a distância entre as bordas inferior e superior e determinar a altura mandibular em cada perfuração (Figura 10).

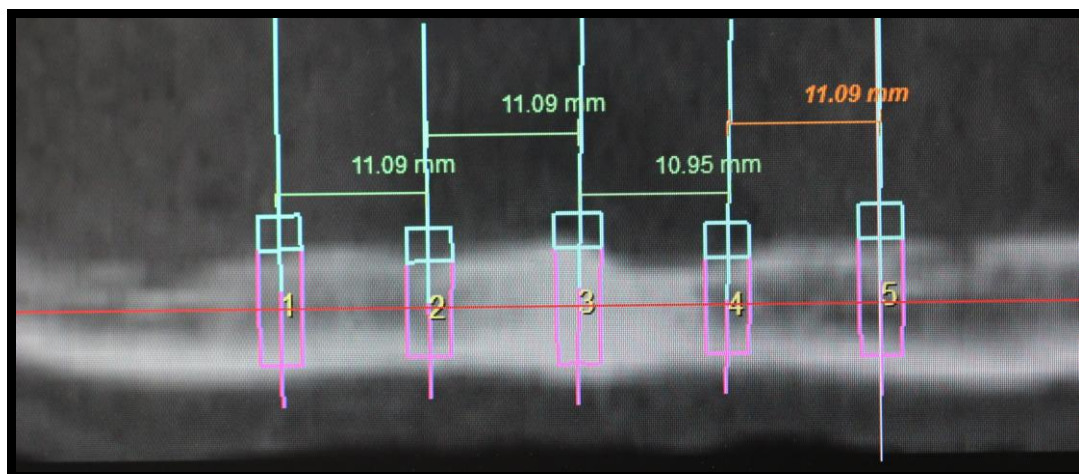


Figura 3 – Planejamento das perfurações e distâncias na reconstrução panorâmica.

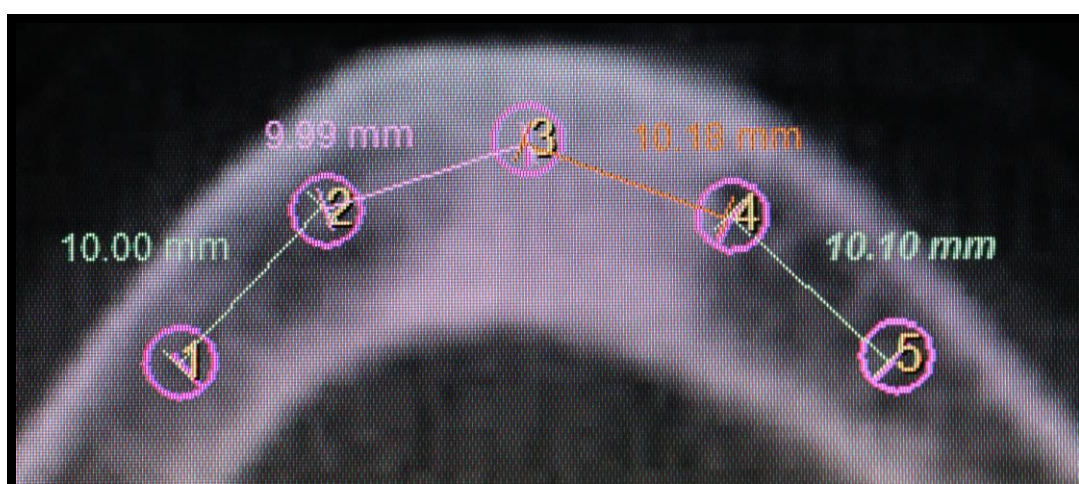


Figura 4 – Vista oclusal do planejamento das perfurações.

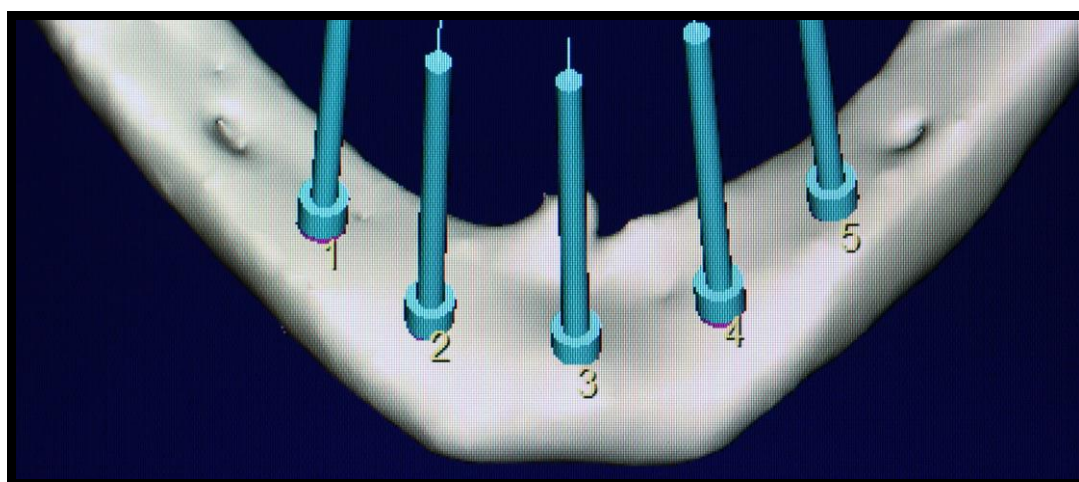


Figura 5 – Vista do planejamento na reconstrução 3D e guias de paralelismo virtuais.

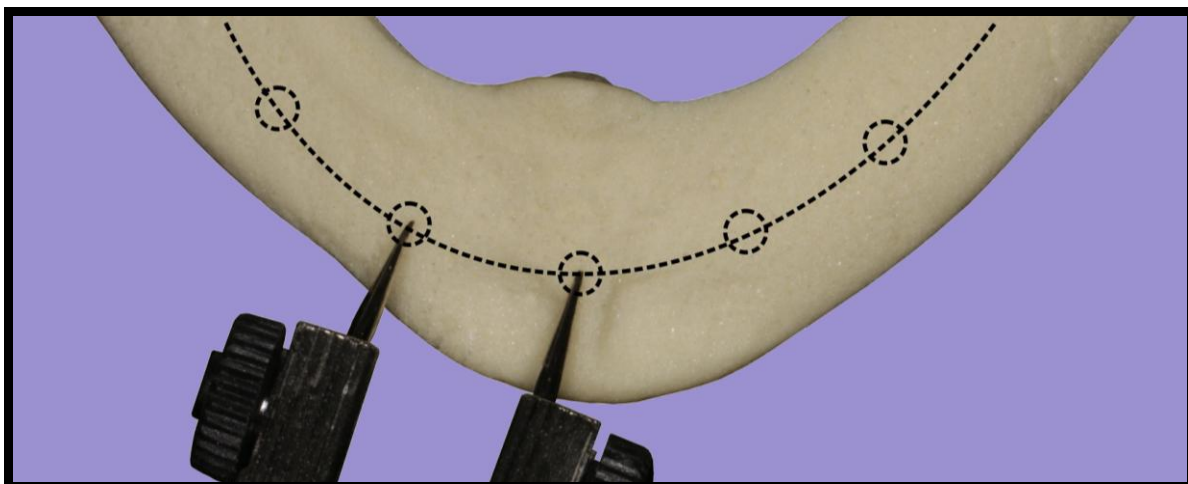


Figura 6 – Transferência das medidas planejadas na tomografia para a mandíbula plástica a partir do centro.

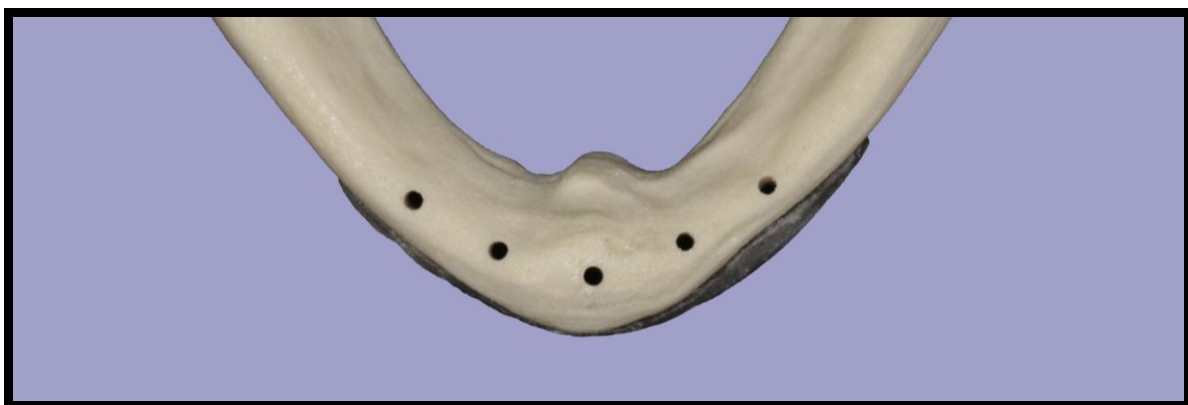


Figura 7 – Perfurações coincidindo com a borda inferior, sem desvios para vestibular ou lingual.

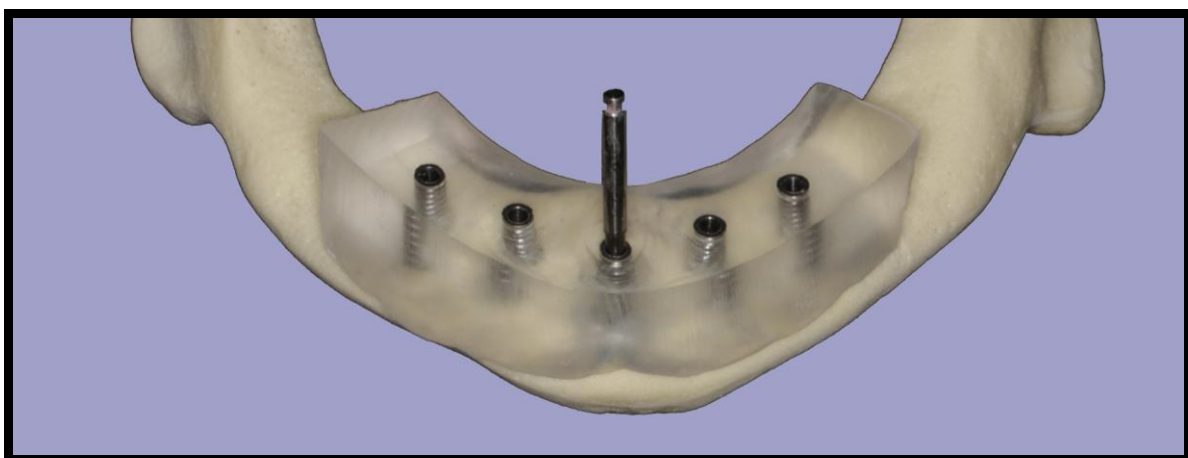


Figura 8– Guia cirúrgica pronta.

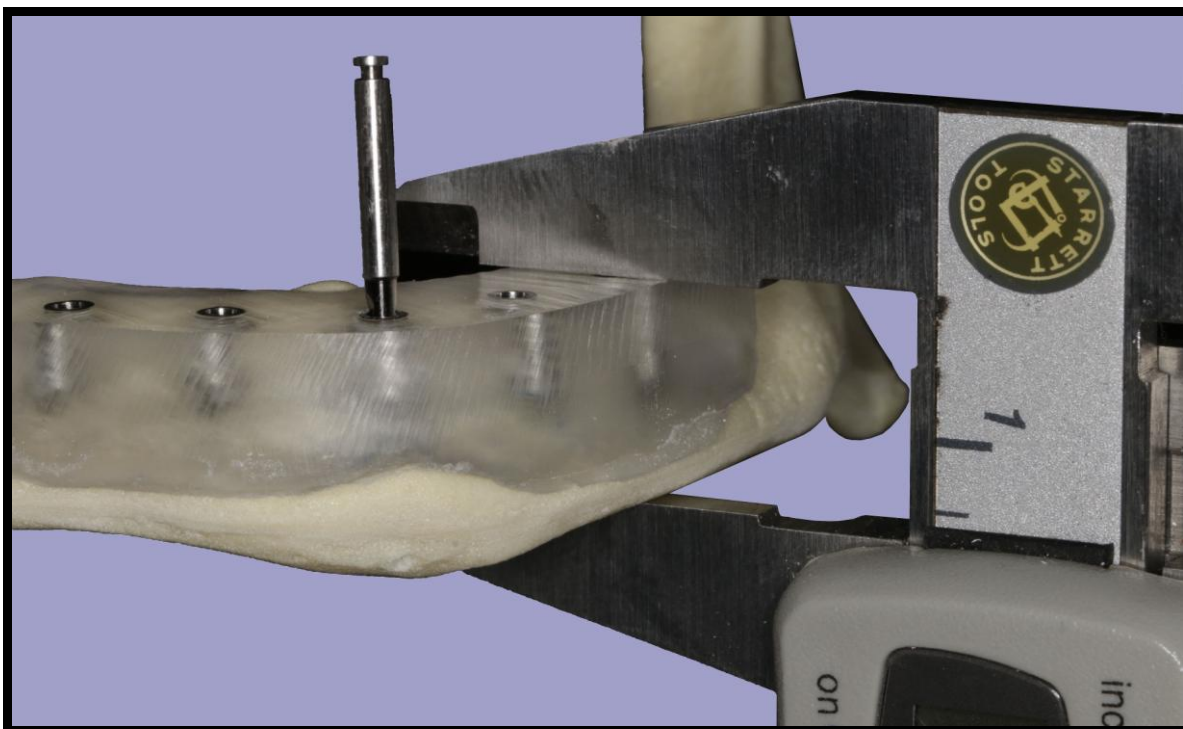


Figura 9 - Obtenção das medidas verticais (guia + mandíbula) em cada local de perfuração.

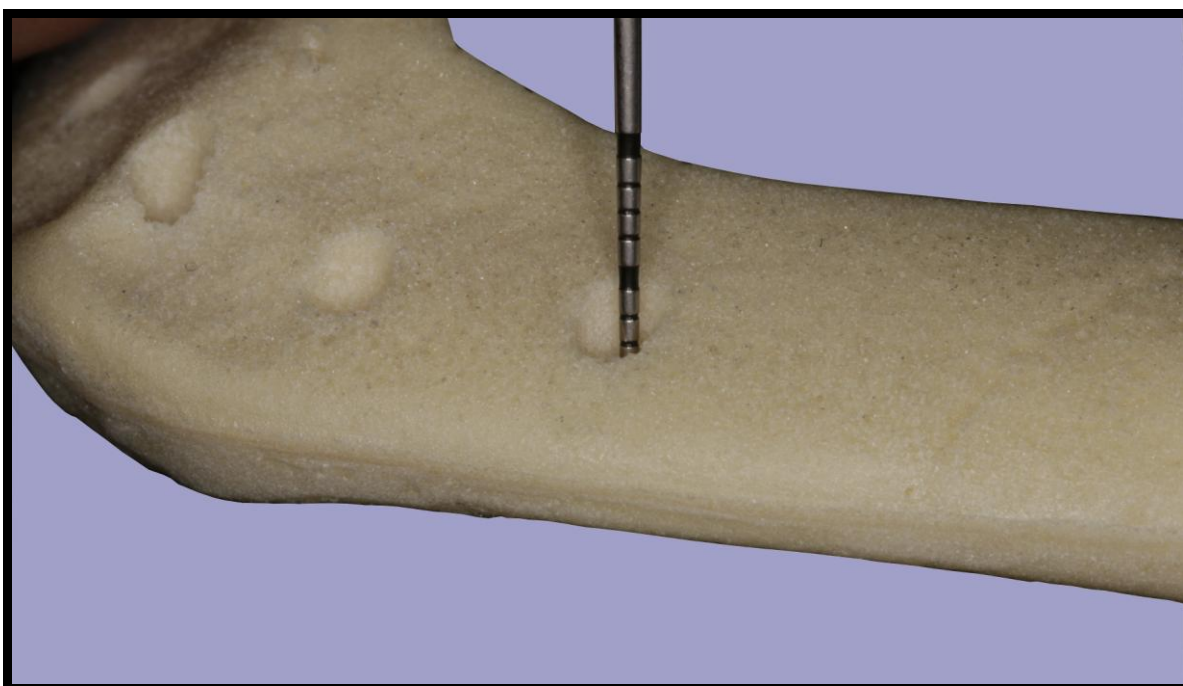


Figura 10 – Obtenção da altura mandibular entre as superfícies externas (corticais superior e inferior) em cada uma das perfurações.

Das medidas obtidas, serão descontados 2 mm para a obtenção das medidas de perfuração com as brocas de 2,8 e 3,0 mm nas mandíbulas que se pretende manter a porção basilar intacta (Tabela 2).

Tabela 1 - Relação das medidas totais "guia + mandíbula" e correções efetuadas

Local	Medida com paquímetro	Medida menos 2,0 mm	Medida escolhida na broca
1	14,8 mm	12,8 mm	11,0 mm
2	15,8 mm	13,8 mm	13,0 mm
3	18,2 mm	16,2 mm	15,0 mm
4	16,9 mm	14,9 mm	13,0 mm
5	16,2 mm	14,2 mm	13,0 mm

Tabela 2 - Medidas entre as corticais inferior e superior em cada perfuração

Local	Medida com a sonda entre corticais	Medida a ser perfurada
1	6,0 mm	4,0 mm
2	7,5 mm	5,5 mm
3	11,0 mm	9,0 mm
4	8,0 mm	6,0 mm
5	7,0 mm	5,0 mm

Para as perfurações foram utilizadas brocas helicoidais Neodent (Neodent, Curitiba – PR) utilizando-se um contra-ângulo para implantes com redução de 20:1 (Figuras 11 e 12), obedecendo a seguinte sequência após a utilização da broca lança: para as perfurações de 2,8 mm foram utilizadas as brocas lança, 2,0, e 2,8 mm e para as perfurações de 3,0 mm usou-se na sequência as brocas piloto e de 3,0 mm.

Para que a guia cirúrgica permanecesse estável durante a realização das perfurações utilizou-se um parafuso para enxertos (Neodent, Curitiba – PR) para fixá-la à mandíbula, instalado na região do tubérculo geniano (Figura 13).

A figuras 14, 15, 16 e 17 mostram as mandíbulas perfuradas de acordo com cada grupo.



Figura 11 - Sequência de brocas utilizadas.

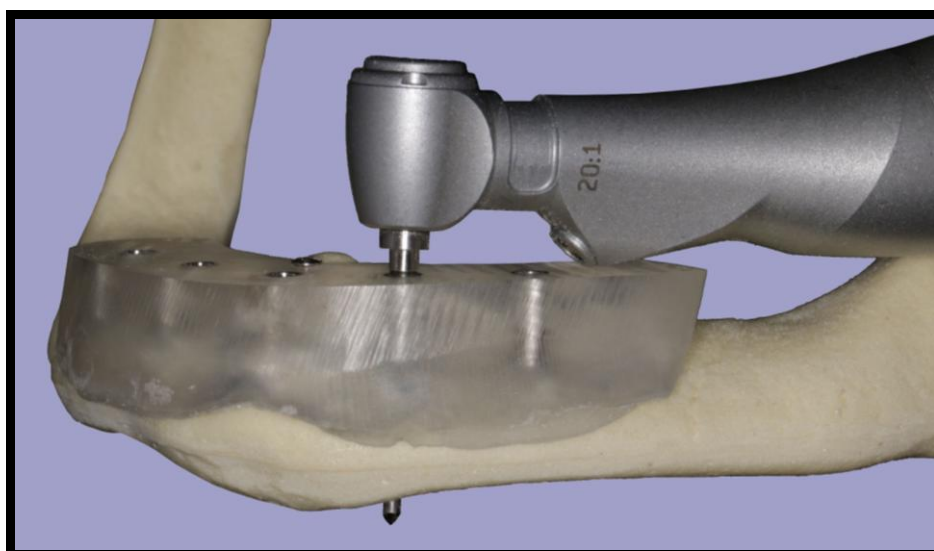


Figura 12 – Perfuração utilizando-se contra-ângulo com redução 20:1.

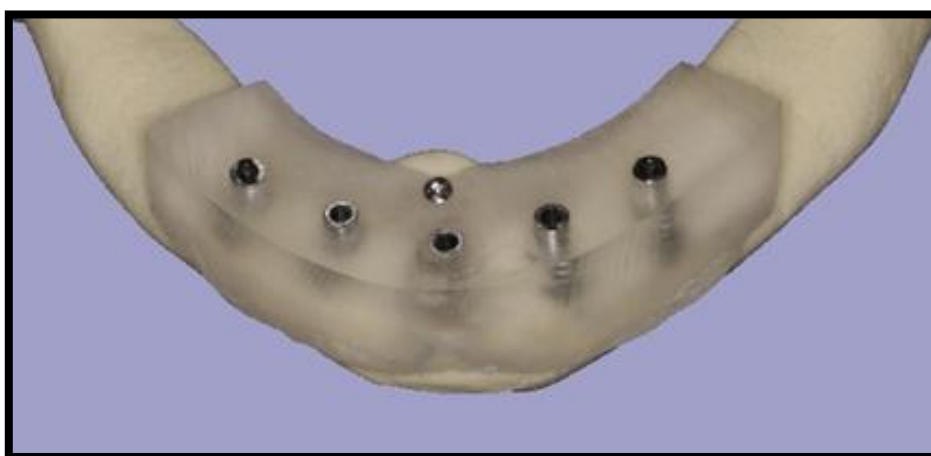


Figura 13 – Estabilização da guia com parafuso para a realização das perfurações.

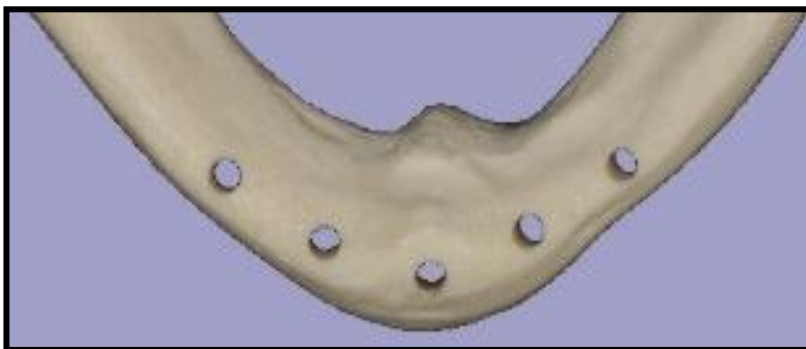


Figura 14 – Perfurações com broca de 2,8 mm passando a basilar (Grupo 1).

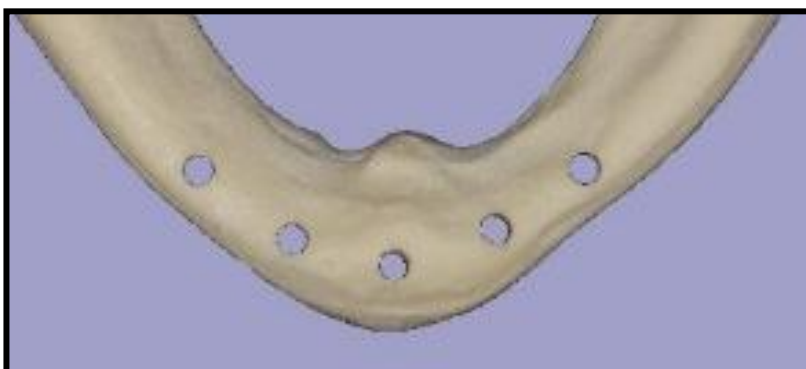


Figura 15 – Perfurações com broca de 3,0 mm passando a basilar (Grupo 2).



Figura 16– Perfurações com broca de 2,8 mm preservando a basilar (Grupo 3).



Figura 17 – Perfurações com broca de 3,0 mm preservando a basilar (Grupo 4).

4.4 – Suporte para estabilização dos corpos de prova

Um suporte em aço inoxidável (Figura 18) foi utilizado para fixar as mandíbulas que seriam submetidas ao teste. Para fixação das mandíbulas no suporte, foram confeccionados dois blocos de resina acrílica que servem de apoio e que ficam sobrepostos sobre a região de ramo mandibular esquerdo, por lingual e vestibular, de forma que seja possível fazer e reproduzir a apreensão e posição dos corpos de prova (Figura 19). As mandíbulas foram fixadas de maneira que uma linha vertical passando pelos côndilos ficasse perpendicular ao suporte (Figura 20).

4.5 – Máquina de testes

Após a realização de todas as perfurações, as mandíbulas foram fixadas no suporte (Figura 9A) e submetidas a teste em uma máquina para ensaios mecânicos universal Kratos, com interface computadorizada (Instron Corp., Norwood, MA, modelo 3382) e os dados analisados no software BLUEHILL 2 V 2.18.

4.6 - Ensaio Mecânico

Para obtenção dos valores, a força foi aplicada sobre o côndilo direito à velocidade de 10 mm/minuto para promover convergência medial e diminuição da largura mandibular até que ocorresse a falha do sistema (fratura). Para a aplicação da força foi utilizada na máquina um pino fixo em uma célula de carga de 5kN. Um nicho foi confeccionado com uma broca esférica número 8 sobre o polo lateral do côndilo mandibular com o intuito de dar estabilidade a este pino (Figura 21).

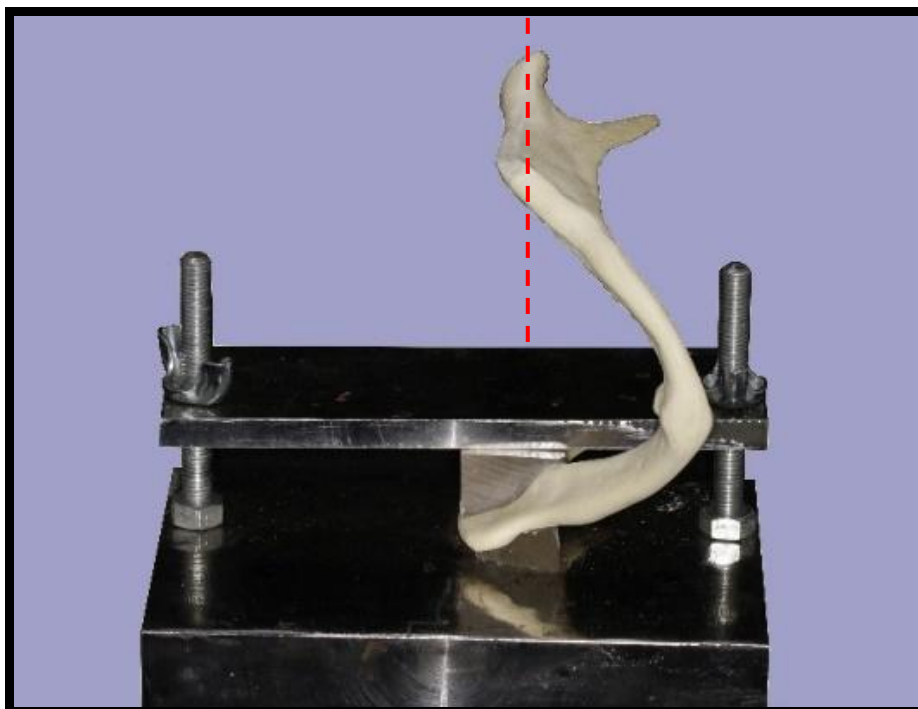


Figura 18 – Suporte de metal utilizado para a apreensão das mandíbulas mostrando a linha vertical que passa pelos côndilos.

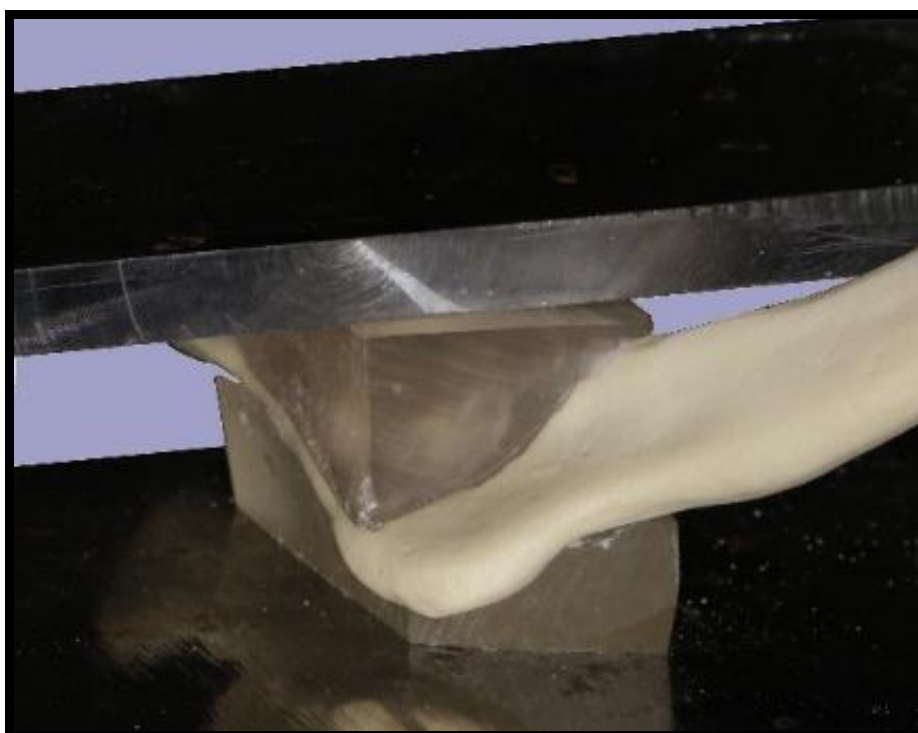


Figura 19 - Blocos de resina utilizados para apreensão das mandíbulas.

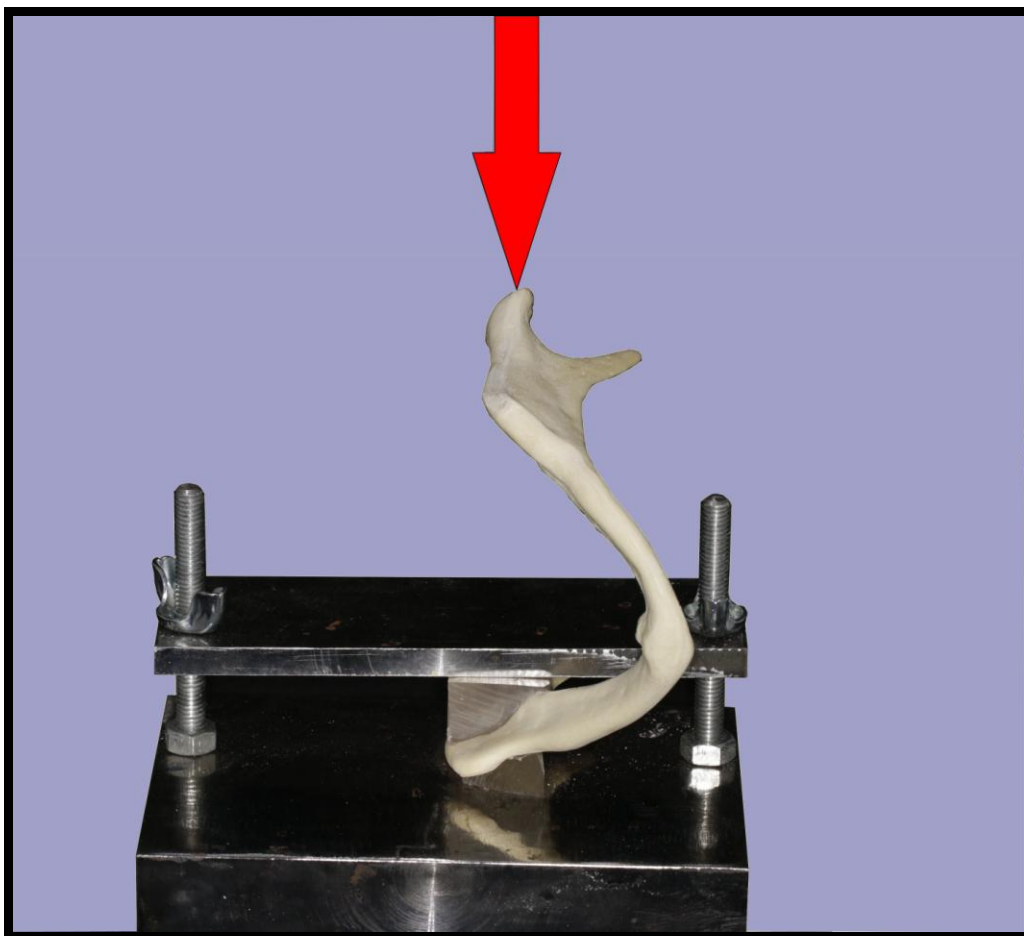


Figura 20 – Direção e local da força aplicada sobre o polo lateral do côndilo direito.

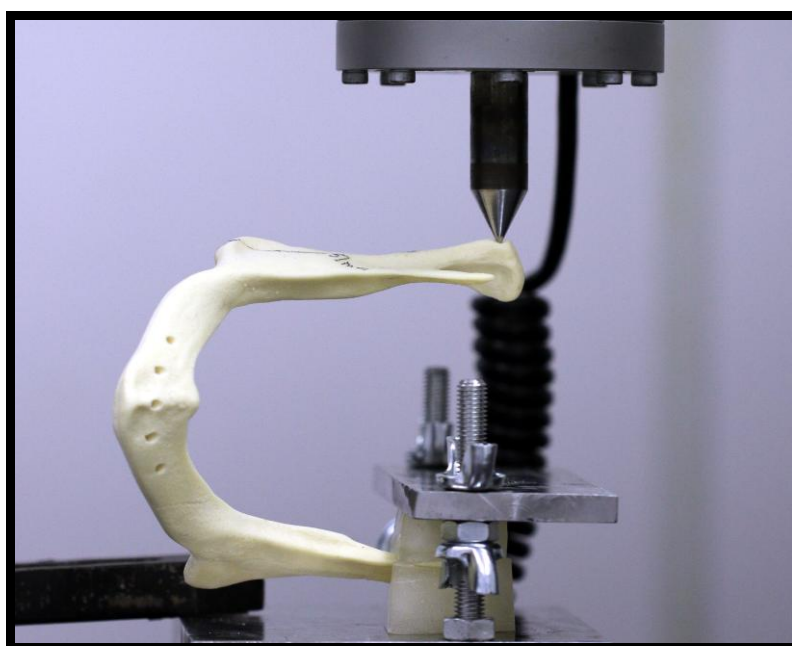


Figura 21 – Força sendo aplicada na máquina de testes.

4.7 - Análise estatística

Os resultados de carga máxima foram descritos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para avaliação do efeito do tamanho da broca e da localização sobre a carga máxima foi considerado o modelo de análise da variância (ANOVA) com dois fatores (broca e localização). Considerando-se que houve uma tendência a interação entre os dois fatores, as comparações dos dois tipos de broca e dos dois locais foram feitas usando-se o teste t de Student para amostras independentes. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. O nível de significância adotado foi 0,05. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

5. Artigo Científico

Artigo elaborado segundo as normas do Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.

Avaliação da resistência à fratura em mandíbulas atróficas após perfurações para a instalação de implantes dentários. Estudo mecânico preliminar em mandíbulas de poliuretano.

Leandro Eduardo Klüppel

Professor do Programa de Mestrado em Implantodontia e Ortodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO.

Doutor e Mestre em Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial pela FOP/Unicamp;

Robson Botolo da Silva

Departamento de Engenharia da Neodent

Alexis Molim Junior

Mestrando em Implantodontia – ILAPEO, Curitiba – PR

Rua Luiz Gama, 359 – sala 02

Maringá, PR – Brasil

87.014-110

amjr62@gmail.com

Resumo

Proposição: avaliar o grau de comprometimento da resistência à fratura de mandíbulas plásticas de poliuretano quando submetidas a perfurações na região interforaminal simulando o procedimento para a instalação de implantes osseointegrados com finalidade de realização de reabilitação tipo protocolo. **Materiais e métodos:** Vinte mandíbulas plásticas de poliuretano da marca Nacional Ossos (Jaú, São Paulo, Brasil) foram utilizadas para o experimento. O grupo 1 composto por mandíbulas intactas e os grupos 2,3,4 e 5 por mandíbulas nas quais foram realizadas perfurações com brocas de 2,8 e 3,0 mm, preservando ou não a porção basilar. Os corpos de prova foram submetidos a teste de compressão em uma máquina para ensaios mecânicos universal Kratos, com interface computadorizada e os dados analisados, para determinar o valor de carga máxima capaz de produzir fratura. Os resultados foram submetidos a análise estatística utilizando-se o modelo de análise da variância (ANOVA) com dois fatores (broca e localização) para comparar e avaliar os resultados e determinar qual efeito o tamanho da broca e a localização têm sobre a carga máxima. **Resultados:** não houve diferença significativa quando comparados os fatores de diâmetro de broca e localização das perfurações. No entanto, houve uma tendência a interação entre os dois e alguns resultados foram inconsistentes. **Conclusões:** Dentro dos limites deste estudo não houve diferenças significativas considerando-se os fatores analisados. Observou-se no entanto uma tendência a interação sugerindo que há certa influência destes na resistência final. As características dos corpos de prova podem ter sido fatores que influenciaram os resultados.

Palavras-chave: Implantes dentários, fraturas mandibulares, arcada edêntula, atrofia.

Introdução

A perda de elementos dentários e suas consequências são há muito tempo um fator de grande preocupação pois além das consequências funcionais e anatômicas, transtornos sociais, emocionais e comprometimento da qualidade de vida têm sido relacionados com esta condição ¹⁻³.

Brånemark et al.⁴ publicaram os resultados de dez anos de tratamento de maxilares atróficos utilizando implantes osseointegrados, comprovando ser esta

modalidade de tratamento altamente previsível. Outros trabalhos corroboram com estes resultados favoráveis descritos ^{5,6}.

Alguns trabalhos têm relatado que além do benefício de permitir a reabilitação, os implantes osseointegrados preservam ou promovem crescimento ósseo ⁷⁻⁹.

Devido às suas características biomecânicas, a mandíbula sofre distorções causadas pela ação dos músculos elevadores e abaixadores mandibulares. Segundo trabalhos publicados, distorções podem acontecer nos vários sentidos durante função, sendo que os maiores valores foram encontrados nos movimentos de abertura e protrusão que causam diminuição da largura mandibular e consequente concentração de estresse na região de mento ¹⁰⁻²³.

Apesar dos benefícios já conhecidos do uso dos implantes para tratamento de pacientes edêntulos, algumas complicações têm sido relatadas, sendo que a fratura de mandíbulas com atrofia severa durante ou após a instalação de implantes é considerada uma séria complicação e de difícil tratamento ^{1,6,24-26}.

O objetivo deste trabalho foi avaliar por meio de testes mecânicos o grau de comprometimento da resistência à fratura em mandíbulas atróficas de poliuretano quando submetidas a perfurações de dois diâmetros diferentes para a instalação de implantes, perfurando-se ou não a região basilar mandibular.

Materiais e métodos

Para o estudo foram utilizadas 20 mandíbulas edêntulas de poliuretano, marca Nacional Ossos, modelo 4010AT-04 que apresentam 6 mm de altura (Figura 1).

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) de uma mandíbula atrófica foi usada como referência para o planejamento de cinco perfurações na região interforaminal, deixando-se um espaço de 10 mm entre as mesmas. Utilizou-se para este planejamento o programa Dental Slice (Bioparts – Brasília - DF) (Figura 2A, B e C).

Uma guia cirúrgica de acrílico transparente com tubos de orientação foi confeccionada seguindo-se o planejamento das perfurações (Figura 3A e B).

Esta guia foi posicionada sobre uma mandíbula e cada local de perfuração foi medido verticalmente com paquímetro digital (Figura 4) para se estabelecer a altura total (mandíbula + guia). Estas medidas serão utilizadas como referência para determinar os comprimentos das perfurações iniciais nas mandíbulas em que se pretende preservar a região basilar. Para isto, foram descontados 2,0 mm das alturas totais obtidas. Estas medidas foram ainda reduzidas para que coincidisse com a primeira medida logo abaixo nas brocas iniciais lança e 2 mm (Tabela 1). Isto foi realizado para que nenhuma perfuração feita com o uso da guia não ultrapassasse a medida final desejada nos grupos onde se pretende preservar a basilar mandibular.

Em seguida, em uma mandíbula com a porção basilar perfurada utilizou-se uma sonda periodontal para medir a distância entre as bordas inferior e superior e determinar a altura mandibular em cada perfuração (Figura 5). Das medidas obtidas, serão descontados 2 mm para a obtenção das medidas de perfuração com as brocas de 2,8 e 3,0 mm nas mandíbulas que se pretende manter a porção basilar intacta (Tabela 2).

Para as perfurações foram utilizadas brocas helicoidais Neodent (Neodent, Curitiba – PR) obedecendo a seguinte sequência após a utilização da broca lança: para as perfurações de 2,8 mm foram utilizadas as brocas lança, 2,0, e 2,8 mm e para as perfurações de 3,0 mm usou-se na sequência as brocas piloto e de 3,0 mm (Figura 6).

Para que a guia cirúrgica permanecesse estável durante a realização das perfurações utilizou-se um parafuso para enxertos (Neodent, Curitiba – PR) para fixá-la à mandíbula, instalado na região do tubérculo geniano (Figura 7).

Os grupos ficaram divididos da seguinte forma: Grupo 1 – mandíbulas com perfurações de brocas de 2,8 mm passando a basilar; Grupo 2 – mandíbulas com perfurações de broca de 3,0 mm passando a basilar; Grupo 3 – mandíbulas com

perfurações de brocas de 2,8 mm sem passar a basilar e Grupo 4 – mandíbulas com perfurações de 3,0 mm sem passar a basilar (Figura 8).

A figura 9 (A, B, C e D) mostra as mandíbulas perfuradas de acordo com cada grupo.

Um suporte em aço inoxidável foi utilizado para fixar as mandíbulas para serem submetidas ao teste. Para estabilização das mandíbulas no suporte foram confeccionados dois blocos de resina acrílica que servem de apoio e que ficam sobrepostos sobre a região de ramo mandibular esquerdo, por lingual e vestibular, de forma que seja possível fazer e reproduzir a apreensão e posição dos corpos de prova. As mandíbulas ficam fixadas de maneira que uma linha vertical passando pelos côndilos fique perpendicular à base de metal (Figuras 10A e B).

As mandíbulas foram fixadas no suporte (Figura 9) e submetidas a teste em uma máquina para ensaios mecânicos universal Kratos, com interface computadorizada (Instron Corp., Norwood, MA, modelo 3382) e os dados analisados no *software* BLUEHILL 2 V 2.18 (Figura 11).

Análise estatística

Para análise estatística, utilizou-se o modelo de análise da variância (ANOVA) com dois fatores (broca e localização) para comparar e avaliar os resultados e determinar qual efeito o tamanho da broca e a localização têm sobre a carga máxima. Considerando-se que houve uma tendência a interação entre os dois fatores, as comparações dos dois tipos de broca e dos dois locais foram feitas usando-se o teste t de Student para amostras independentes. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. O nível de significância adotado foi 0,05. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

Resultados

Os gráficos 1 a 4 mostram os comportamentos dos corpos de prova e os valores de carga e extensão obtidos durante o ensaio de compressão.

A tabela 3 mostra os índices de carga necessários para produzir as fraturas nos 4 grupos.

Inicialmente, testou-se a hipótese nula de inexistência de interação entre os dois fatores (tamanho da broca e localização), versus a hipótese alternativa de existência de interação. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,103$). Entretanto, este resultado indica que há uma tendência à existência de interação entre os dois fatores considerados. Sendo assim, as brocas de 2.8 e 3.0 foram comparadas em cada localização (passando a basilar e a 2mm aquém da basilar) e as localizações foram comparadas considerando cada tamanho de broca.

Comparação das brocas 2.8 e 3.0 em cada localização (passando a basilar e a 2mm aquém da basilar).

Para cada localização, testou-se a hipótese nula de que as médias da carga máxima são iguais para os dois tamanhos de brocas, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Na tabela 4 são apresentadas estatísticas descritivas de acordo com os grupos.

Os resultados indicaram que, para a localização passando a basilar, não se rejeita a hipótese nula de médias iguais para os dois tamanhos de brocas ($p=0,840$). Para a localização a 2mm aquém da basilar, o resultado indicou que não se rejeita a hipótese nula de médias iguais para os dois tamanhos de broca ($p=0,071$). Entretanto, podemos dizer que há uma tendência a significância na localização a 2mm aquém da basilar (Gráfico 5).

Comparação das localizações (passando a basilar e a 2mm aquém da basilar) para cada tamanho de broca (2.8 e 3.0)

Para cada tamanho de broca, testou-se a hipótese nula de que as médias da carga máxima são iguais para as duas localizações, versus a hipótese alternativa de médias diferentes. Os resultados indicaram que, para a broca 2.8, não se rejeita a hipótese nula de médias iguais para as duas localizações ($p=0,347$). Na tabela 5 são apresentadas estatísticas descritivas de acordo com os grupos. Da mesma forma, para a broca 3.0, o resultado indicou que não se rejeita a hipótese nula de médias iguais para as duas localizações ($p=0,175$) (Gráfico 6)

O gráfico 7 mostra a comparação entre as médias obtidas em cada um dos grupos.

Discussão

Neste trabalho, pode-se constatar que não houve diferenças significativas alterando-se as medidas de brocas ou localização das perfurações, no entanto percebeu-se uma certa influência destes fatores na resistência à fratura das mandíbulas de poliuretano, portanto, o uso de implantes de menor diâmetro pode ser uma possibilidade para minimizar a possibilidade de fratura mandibular

Sabemos que os pacientes portadores de edentulismo podem ser enormemente favorecidos pelo uso de próteses implantossuportadas, com importante melhoria da qualidade de vida ¹⁻³ e que os benefícios e a previsibilidade do tratamento com implantes osseointegrados já são há muito descritos na literatura ⁴⁻⁶.

No entanto, sabe-se que toda intervenção está sujeita a complicações e justamente nos pacientes que seriam mais beneficiados pelo uso de implantes devido ao fato de serem portadores de mandíbulas com atrofia mandibular severa, o risco de fratura durante o ato operatório ou no pós-operatório imediato ou tardio é maior. Geralmente o

tratamento destas fraturas é considerado complexo^{1,6,24-26}. Devido a esta dificuldade, fica explícita a importância da prevenção da ocorrência de fraturas em mandíbulas atroficas.

A realização de perfurações no corpo mandibular com o intuito de instalação de implantes pode comprometer a resistência desta estrutura, que devido às suas características biomecânicas sofre distorções durante os movimentos mandibulares¹⁰⁻²³.

Vários trabalhos têm relatado o uso de poliuretano para a realização de treinamentos e/ou testes mecânicos²⁷⁻³¹. Devido à dificuldade da obtenção de corpos de prova que apresentem as mesmas características e dimensões, dificuldade de armazenamento, custo e risco de infecções, fica inviável a realização de testes comparativos entre grupos que sejam formados por mandíbulas provenientes de cadáveres²⁹. Portanto, para a realização deste experimento optou-se pelo uso de mandíbulas plásticas, o que permitiria a reprodutibilidade dos corpos de prova associada à facilidade de obtenção, manipulação e armazenamento.

O uso de mandíbulas de poliuretano já foi descrito para testes de sistemas de fixação utilizando placas e parafusos^{30,31}.

Neste trabalho, nossa metodologia difere de outras citadas pois a intenção é avaliar as variações de resistência que ocorrem na estrutura dos corpos de prova. Devido à impossibilidade de comparação entre a resistência real de mandíbulas naturais e as mandíbulas de poliuretano, não temos como saber se as resistências são semelhantes. Provavelmente haveria ainda diferenças entre mandíbula secas e mandíbula frescas. No entanto, a possibilidade de padronização poderia nos dar informações quanto ao grau de comprometimento que ocorre quando estas mandíbulas são submetidas a perfurações levando-se em consideração as características biomecânicas mandibulares sem a interferência de outros fatores como forma e maneira de conservação.

Segundo vários trabalhos publicados, durante a realização de movimentos, a mandíbula está sujeita a deformações causadas pela ação da musculatura. Dentre as deformações, a constrição medial, ou seja, a diminuição da largura mandibular é a de

maior intensidade e ocorre durante movimentos de abertura e protrusão, principalmente causada pela ação dos músculos pterigoídeos mediais e sua inserção no côndilo mandibular¹⁰⁻²³.

Para o desenvolvimento da metodologia, levamos em consideração este fato e por este motivo optamos por aplicar a força sobre o polo lateral do processo condilar para promover constrição medial. De forma semelhante a outros trabalhos que utilizaram mandíbulas de poliuretano^{30,31}, neste trabalho foram confeccionadas guias acrílicas, uma para a padronização das perfurações e outra para a padronização da posição dos corpos de prova no suporte.

Neste trabalho, a velocidade de aplicação da força foi maior que a citada em outros^{30,31}. Esta decisão foi tomada após a realização de teste piloto, no qual observou-se que independentemente da velocidade aplicada, o deslocamento e a força necessária para causar as fraturas eram semelhantes no material testado. Uma velocidade maior permitiu a realização dos testes com menor tempo.

Neste estudo não foi considerada a instalação de implantes, o que seria mais um fator a ser analisado, com possibilidade de um novo estudo. Também não sabíamos como os corpos de prova iam se comportar, sendo que não foi encontrado nenhum trabalho com metodologia semelhante.

Para a análise estatística, inicialmente da hipótese de que as variações de medias das brocas e a localização aquém ou passando a porção basilar não teriam influência significativa sobre a resistência à fratura.

Os resultados nos mostraram realmente não haver diferença significativa quando se faz ou não a perfuração da região basal para cada medida de broca comparando-se os parâmetros diâmetro da broca e localização da perfuração. Os resultados mostram também uma tendência a interação entre os fatores, sugerindo que existe influência destes fatores na resistência final. Este é um dado importante a ser considerado ao se planejar implantes em mandíbulas atroficas.

Ao se analisar as médias no gráfico 7, podemos observar alguns dados conflitantes. As médias obtidas com uso da broca de 2,8 e 3,0 mm quando se perfurou a basilar (Grupos 1 e 2) ficaram dentro do esperado, mostrando uma menor resistência das mandíbulas com perfuração de 3,0 mm. No entanto, quando observamos os grupos nos quais se preservou a porção basilar (Grupos 3 e 4), os resultados são inconsistentes, mostrando uma maior resistência das mandíbulas perfuradas com a broca de 3,0 mm (Grupo 4) em comparação às mandíbulas perfuradas com a broca de 2,8 mm (Grupo 3). Nota-se também que o Grupo 3 (broca 2,8mm com basilar preservada) apresentou média abaixo dos grupos 1, 2 e 4 (brocas de 2,8 mm e 3,0 mm comprometendo a basilar e broca de 3,0 mm preservando a basilar), influenciada por 2 corpos de prova que apresentaram valores baixos de carga máxima. Características das mandíbulas plásticas testadas podem ter influenciado os resultados.

Novos testes com outra marca de mandíbulas podem esclarecer um pouco mais os resultados e permitir que sejam desenvolvidas técnicas e materiais para minimizar a ocorrência de fraturas mandibulares na condição testada.

Conclusões

Dentro dos limites deste estudo pode-se concluir que não houve diferença significativa da resistência à fratura entre os grupos testados. No entanto os resultados, mostraram uma tendência a interação entre os fatores, o que sugere que o diâmetro da broca e localização das perfurações podem influenciar na resistência. As características dos corpos de prova podem ter influenciado alguns resultados.

Referências

1. Davis DM: Role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int J Prosthodont* 3:42,1990
2. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS: The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent* 2013:Epub 2013 May 8
3. Silva MES, Villaça EL, Magalhães CS, Ferreira EF: Impacto da perda dentária na qualidade de vida. *Cienc Saude Colet* 15:841, 2010
4. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16:1, 1977
5. Adell R, Lekholm U, Rockler B, et al: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10:387, 1981
6. Albrektsson T: A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 60:75, 1988
7. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJA. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:447, 2003
8. Reddy MS, Geurs NC, Wang IC, et al: Mandibular growth following implant restoration: does Wolff's law apply to residual ridge resorption? *Int J Periodontics Restorative Dent* 22:315, 2002
9. Alcântara PR, Fontão FGK, Sartori IAM, et al: Bone behavior in atrophic edentulous mandibles after rehabilitation with immediate loaded implant: a short-term radiographic and tomographic study. *Implant Dent* 23:555, 2014
10. Burch JG, Borchers G: Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res.* 49:463, 1970
11. Gates GN, Nicholls JI: Evaluation of mandibular arch width change. *J Prosthet Dent* 46:385, 1981
12. Hobkirk JA, Schwab J: Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:319,1991
13. Abdel-Latif HH, Hobkirk JA, Kelleway JP: Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont* 13:513, 2000
14. Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY: Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent* 28:583, 2000
15. van Eijden TM: Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 11:123, 2000
16. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, et al: Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 14:103, 2003

17. Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, et al: Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg* 64:1015, 2006
18. Al-Sukhun J, Kelleway J: Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:455, 2007
19. Alvarez-Arenal A, Lasheras FS, Fernández EM, et al: A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. *Math Comput Model* 50:659, 2009
20. Aparna IN, Dhanasekar B, Gupta L, et al: Medial mandibular flexure: a review of concepts and consequences. *Int J Oral Implant Clin Res* 2:67, 2011
21. Law C, Bennani V, Lyons K, et al: Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. *J Prosthodont* 21:219, 2012
22. Madani AS, Asadzadeh N, Hosseini SH: Mandibular flexure in anterior-posterior and transverse plane on edentulous patients in Mashhad Faculty of Dentistry. *J Dent Mater Tech* 1:24, 2012
23. Radnai M, Erdohelyi B, Szabó PI, et al: Stress in the mandible with splinted dental implants caused by limited flexure on mouth opening: an in vitro study. *Int J Exper Dent Sci.* 1:8, 2012
24. Mason ME, Triplett RG, Van Sickels JE, et al: Mandibular fractures through endosseous cylinder implants: report of cases and review. *J Oral Maxillofac Surg* 8:311, 1990
25. Pelayo JL, Peñarrocha Diago M, Martí Bowen E, Peñarrocha Diago M: Intraoperative complications during oral implantology. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13:239, 2008
26. Almasri M, El-Hakim M: Fracture of the anterior segment of the atrophic mandible related to dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41:646, 2012
27. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, et al: Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med* 21:1453, 2010
28. Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, et al: Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. *J Appl Oral Sci* 19:47, 2011
29. Shim V, Boheme J, Josten C, Anderson I. Use of polyurethane foam in orthopaedic biomechanical experimentation and simulation. In: Zafar F, Sharmin E (Eds). *Polyurethane*. Cróacia: Intech; 2012. P. 171-200 [citado em 14/12/2014. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/polyurethane/use-of-polyurethane-foam-in-orthopaedic-biomechanical-experimentation-and-simulation>]
30. Semeghini Guastaldi FP, Hochuli-Vieira E, Guastaldi AC: Biomechanical study in polyurethane mandibles of different metal plates and internal fixation techniques employed in mandibular angle fractures. *J Craniofac Surg* 25:2246, 2014

31. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, et al: Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res 14:103, 2003

Figuras, diagramas, tabelas e gráficos

Figuras



Figura 1 – Mandíbula de poliuretano intacta com 6 mm de altura

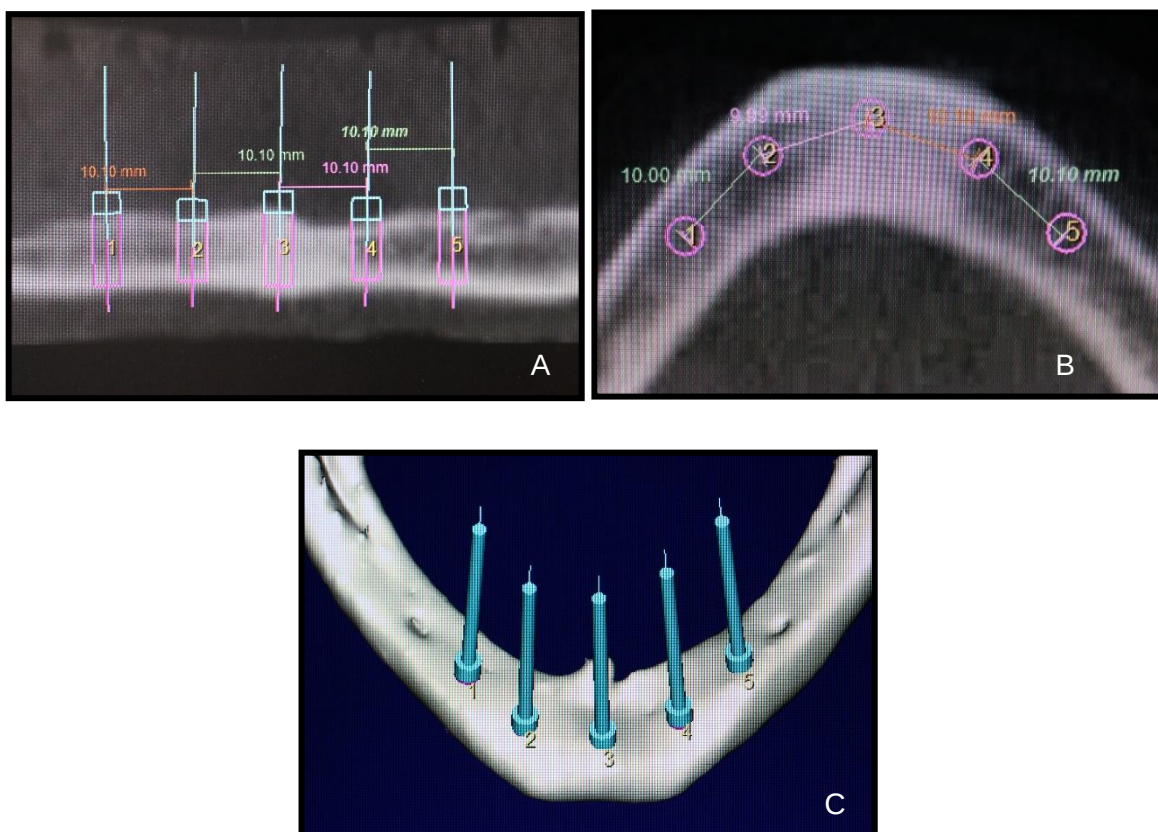


Figura 2 – A, B e C: imagens tomográficas utilizadas para planejar o espaçamento entre as perfurações.

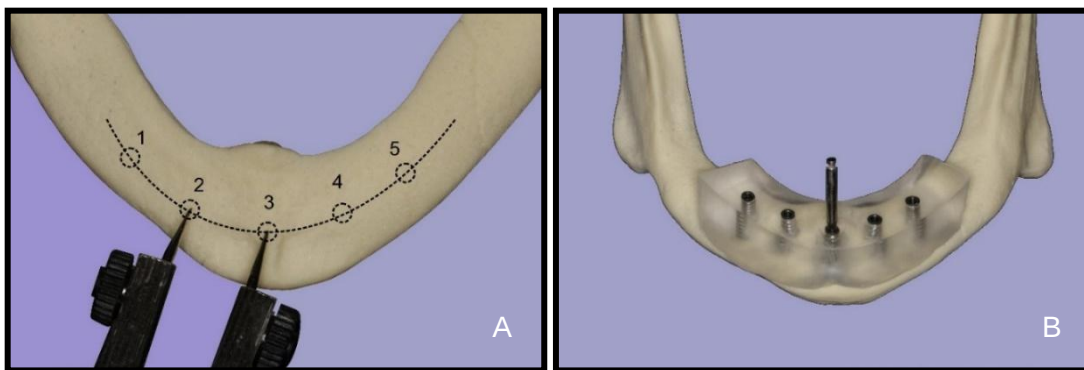


Figura 3 – A e B: planejamento das perfurações e confecção da guia.

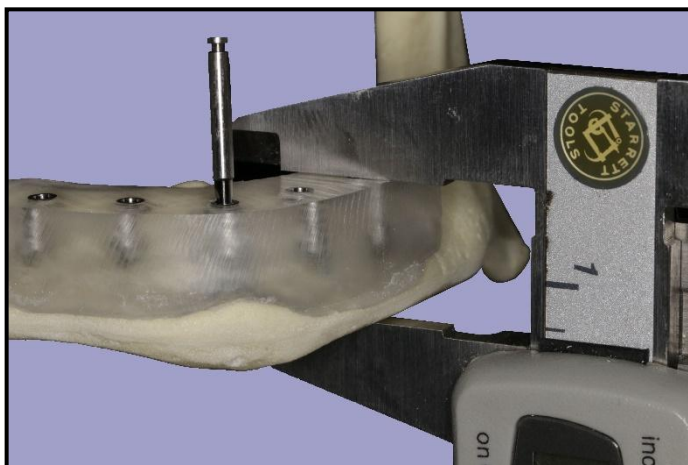


Figura 4 - Obtenção das medidas verticais (guia + mandíbula) em cada local de perfuração.

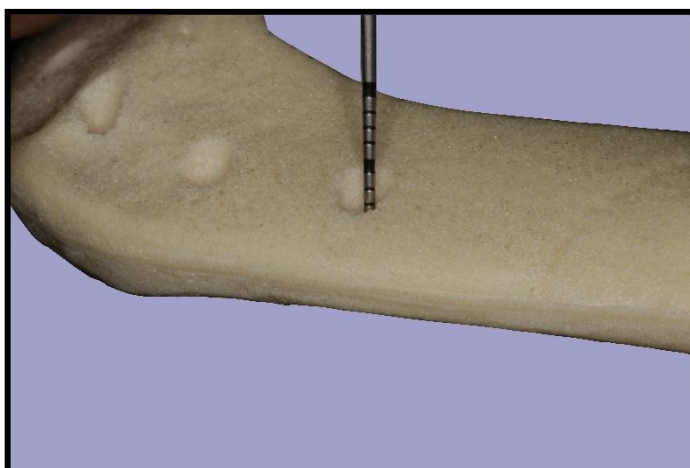


Figura 5 - Obtenção da altura mandibular entre as superfícies externas em cada uma das perfurações.



Figura 6: Sequência de brocas utilizadas.



Figura 7: Estabilização da guia com parafuso antes das perfurações.

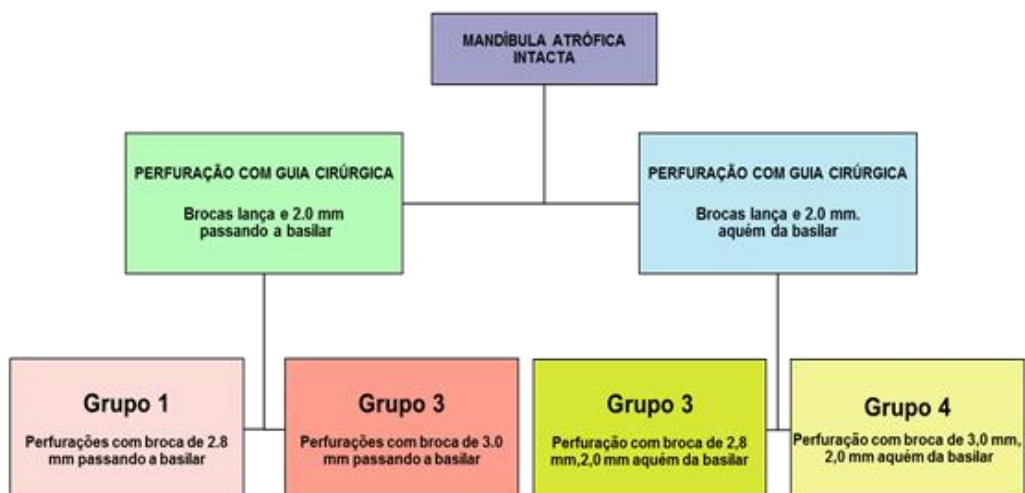


Figura 8 - Diagrama da distribuição dos grupos.

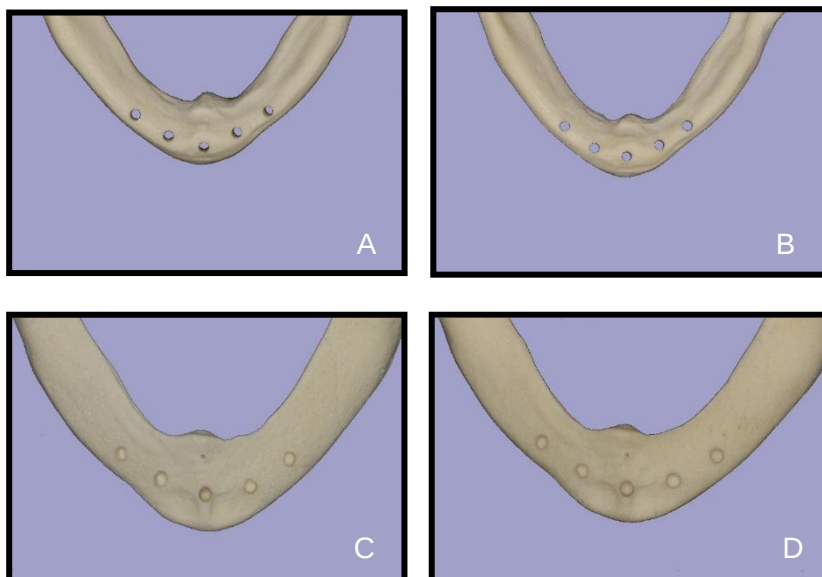


Figura 9 – Perfurações realizadas correspondentes aos grupos 1(A), 2(B), 3(C) e 4(D).

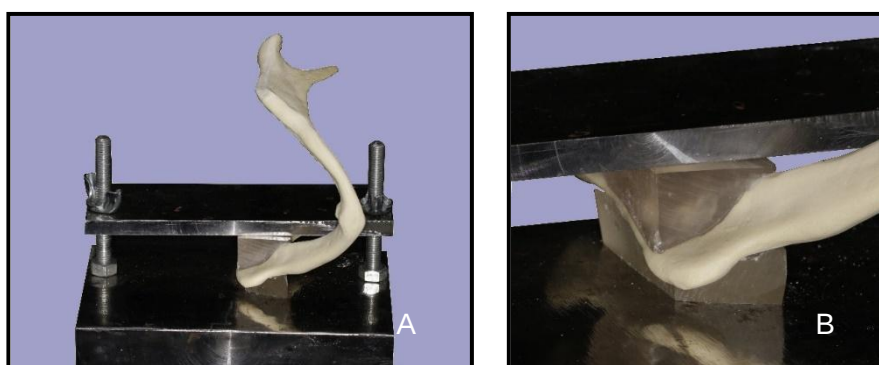


Figura 10 – Suporte de metal (A) e blocos de resina (B) utilizados para a fixação dos corpos de prova.



Figura 11 – Máquina de testes.

Tabelas

Tabela 1 - Relação das medidas totais "guia + mandíbula" e correções efetuadas.

Local	Medida com paquímetro	Medida menos 2,0 mm	Medida escolhida na broca
1	14,8 mm	12,8 mm	11,0 mm
2	15,8 mm	13,8 mm	13,0 mm
3	18,2 mm	16,2 mm	15,0 mm
4	16,9 mm	14,9 mm	13,0 mm
5	16,2 mm	14,2 mm	13,0 mm

Tabela 2 - Medidas entre as corticais inferior e superior em cada perfuração.

Local	Medida com a sonda entre corticais		Medida a ser perfurada
1	6,0 mm		4,0 mm
2	7,5 mm		5,5 mm
3	11,0 mm		9,0 mm
4	8,0 mm		6,0 mm
5	7,0 mm		5,0 mm

Tabela 3 - Resultados de Carga Máxima a Compressão para cada Grupo.

Corpo de prova	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
1	27,87	33,02	27,50	31,02
2	33,61	33,26	27,02	35,79
3	32,15	34,94	29,59	40,04
4	36,70	32,04	36,56	34,00
5	32,47	27,58	31,00	34,29
Média	32,56	32,17	30,33	35,03
Desvio Padrão	3,18	2,77	3,83	3,29
Máximo	36,70	34,94	36,56	40,04
Mínimo	27,87	27,58	27,02	31,02

Tabela 4 - Estatísticas descritivas de acordo com os grupos, comparando tamanho de broca em cada localização.

Localização	Tamanho da broca	Carga Máxima (N)						Valor de p
		n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Passando a basilar	Broca 2.8	5	32,6	32,5	27,9	36,7	3,2	0,840
	Broca 3.0	5	32,2	33,0	27,6	34,9	2,8	
A 2mm aquém da basilar	Broca 2.8	5	30,3	29,6	27,0	36,6	3,8	0,071
	Broca 3.0	5	35,0	34,3	31,0	40,0	3,3	

Tabela 5 - Estatísticas descritivas de acordo com os grupos, comparando localização para cada tamanho de broca.

Localização	Tamanho da broca	Carga Máxima (N)						Valor de p
		n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Broca 2.8	Passando basilar	5	32,6	32,5	27,9	36,7	3,2	0,347
	2mm aquém basilar	5	30,3	29,6	27,0	36,6	3,8	
Broca 3.0	Passando basilar	5	32,2	33,0	27,6	34,9	2,8	0,175
	2mm aquém basilar	5	35,0	34,3	31,0	40,0	3,3	

Gráficos

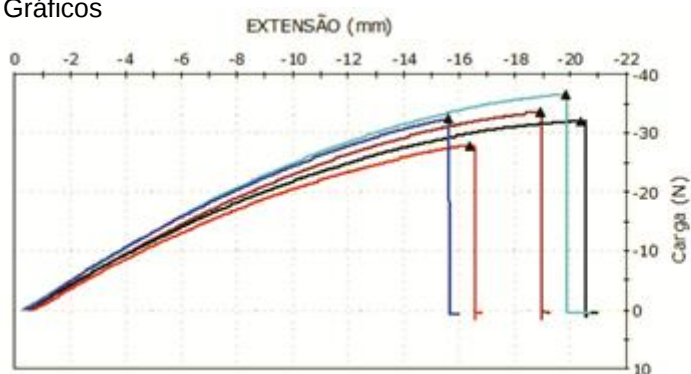


Gráfico 1: Curvas dos resultados obtidos para o grupo 1.

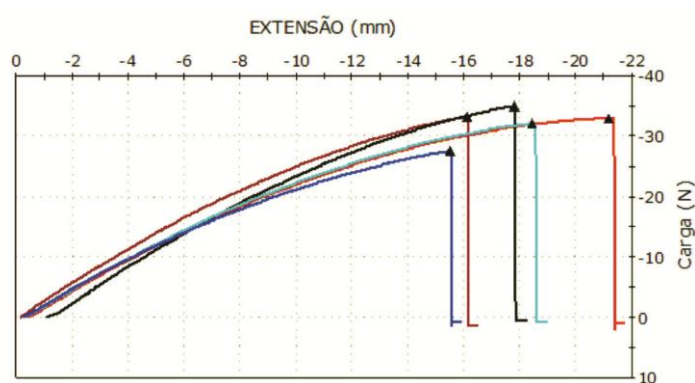


Gráfico 2: Curvas dos resultados obtidos para o grupo 2

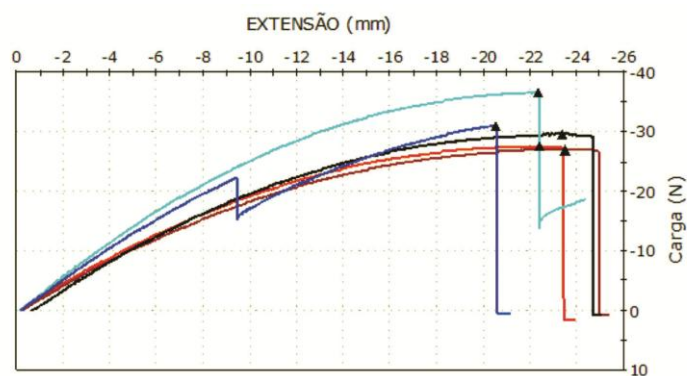


Gráfico 3: Curvas dos resultados obtidos para o grupo 3.

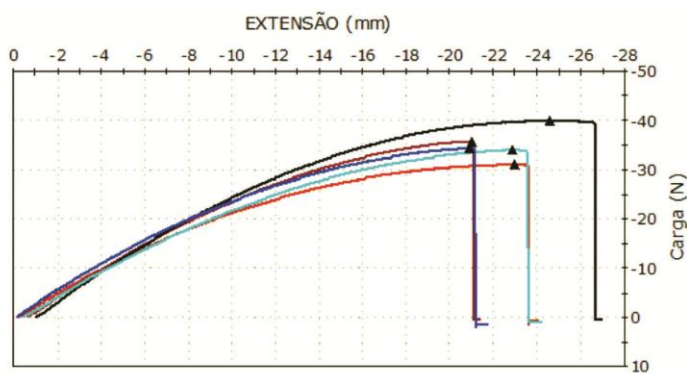


Gráfico 4: Curvas dos Resultados obtidos para o Grupo 4.

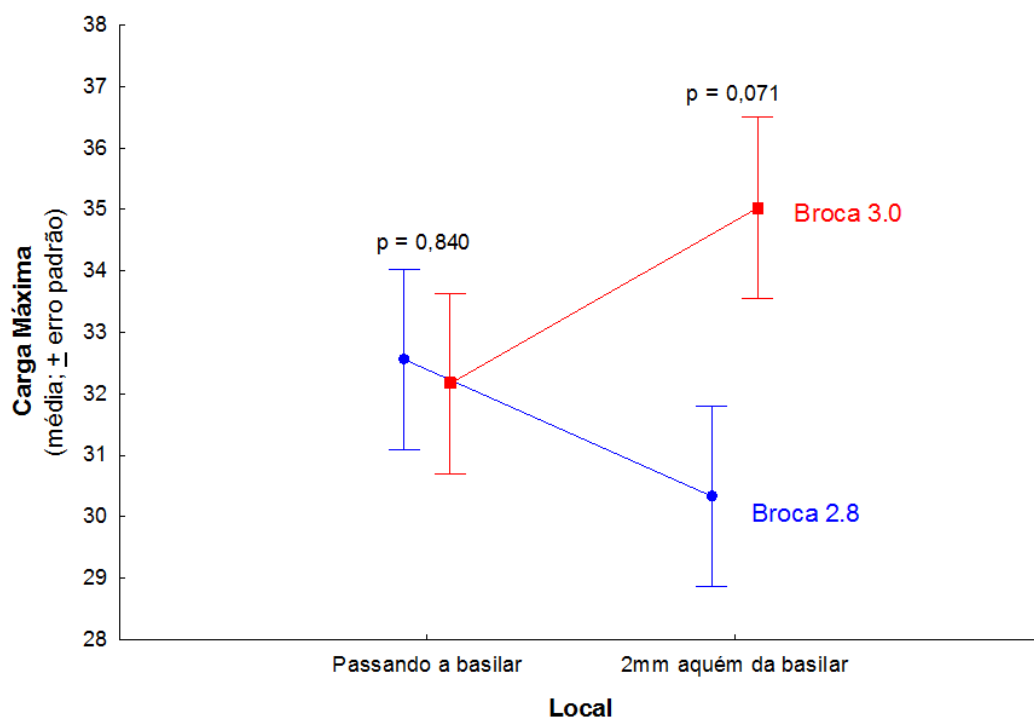


Gráfico 5 – Valores comparativos de p entre as brocas 2.8 e 3.0 em cada localização (passando a basilar e a 2mm aquém da basilar).

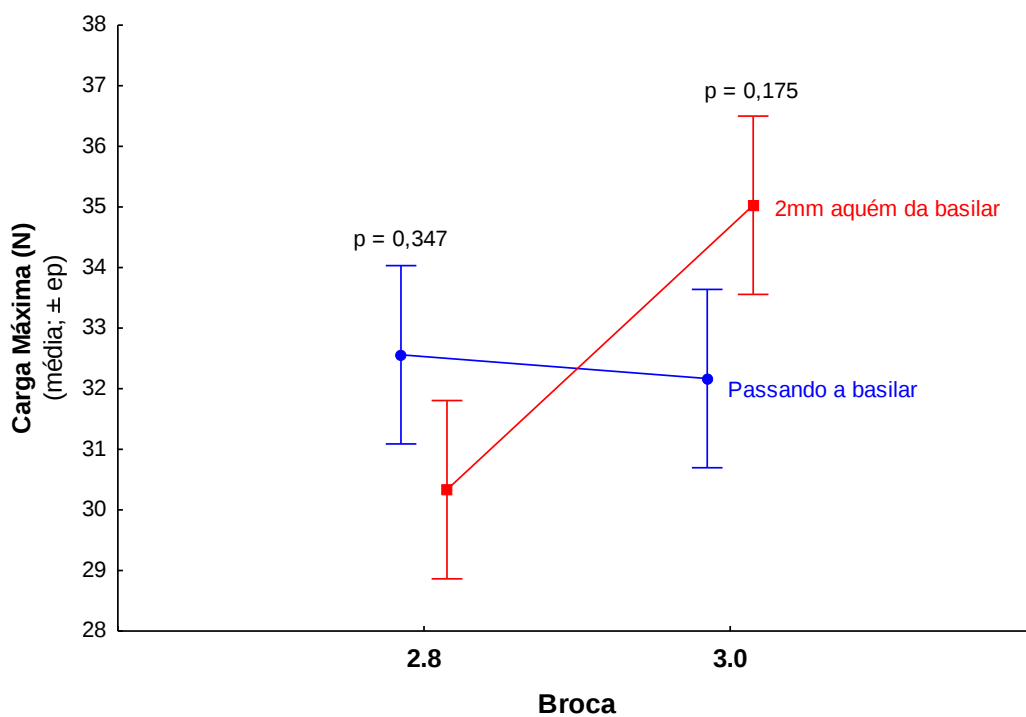


Gráfico 6 – Valores comparativos de p em cada localização (passando a basilar e a 2mm aquém da basilar) para cada medida de broca.

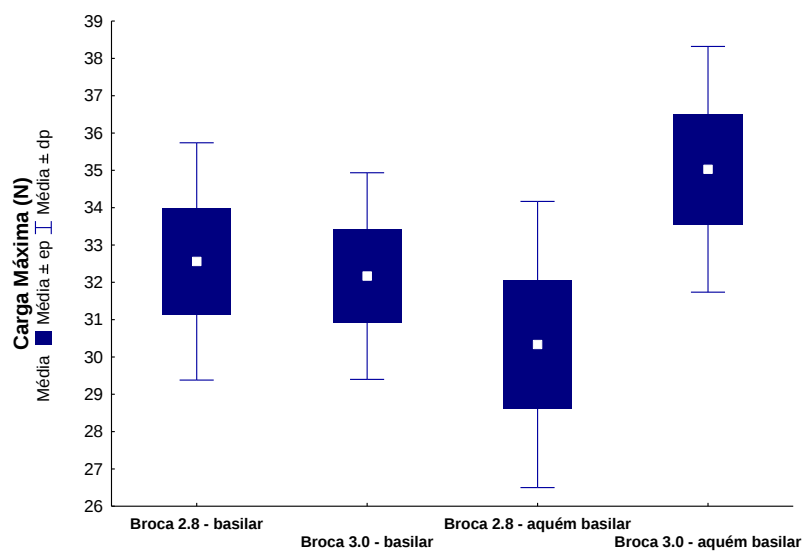


Gráfico 7 – Comparativo das médias das cargas para cada grupo.

6. Referências

1. Abdel-Latif HH, Hobkirk JA, Kelleway JP. Functional mandibular deformation in edentulous subjects treated with dental implants. *Int J Prosthodont*. 2000;13(6):513-9.
2. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387-416.
4. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1988;60(1):75-84.
5. Alcântara PR, Fontão FGK, Sartori IAM, Melo ACM, Bernardes SR. Bone behavior in atrophic edentulous mandibles after rehabilitation with immediate loaded implant: a short-term radiographic and tomographic study. *Implant Dent*. 2014;23(5):555-9.
6. Almasri M, El-Hakim M. Fracture of the anterior segment of the atrophic mandible related to dental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(5):646-9.
7. Al-Sukhun J, Helenius M, Lindqvist C, Kelleway J. Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64(7):1015-22.
8. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(3):455-66.
9. Alvarez-Arenal A, Sánchez FS, Fernández EM, González I. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. *Math Comput Model*. 2009;50(5-6):659-704.
10. Annibali S, Ripari M, La Monaca G, Tonoli F, Cristalli M. Local complications in dental implant surgery: prevention and treatment. *Oral Implantol*. 2008;1(1):21-33.
11. Aparna IN, Dhanasekar B, Gupta L, Lingeshwar D. Medial mandibular flexure: a review of concepts and consequences. *Int J Oral Implant Clin Res*. 2011;2(2):67-71.
12. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *J Prosthet Dent*. 2001;86(2):119-25.
13. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A, et al. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont*. 2003;16(4):390-6.
14. Aziz SR, Najjar T. Management of the edentulous/atrophic mandibular fracture. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2009;17(4):75-9.
15. Bradley JC. Age changes in the vascular supply of the mandible. *Br Dent J*. 1972;132(4):142-4.

16. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
17. Brasileiro BF, Grotta-Grempel R, Ambrosano GM, Passeri LA. An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: setback surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(4):941-51.
18. Burch JG, Borchers G. Method for study of mandibular arch width change. *J Dent Res.* 1970;49(2):463.
19. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(5):1453-61.
20. Carlsson GE. Responses of jawbone to pressure. *Gerodontology.* 2004;21(2):65-70.
21. Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Max Surg.* 1988;17(4):232-6.
22. Chen DC, Lai YL, Chi LY, Lee SY. Contributing factors of mandibular deformation during mouth opening. *J Dent.* 2000;28(8):583-8.
23. Davis DM. The role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int J Prosthodont.* 1990;3(1):42-50.
24. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS. The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent.* 2013. Doi 10.1155/2013:498305. Epub 2013 may 8.
25. Frieberg B, Grondahl K, Lekholm U, Brånemark P-I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Brånemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(4):184-9.
26. Gates GN, Nicholls JI. Evaluation of mandibular arch width change. *J Prosthet Dent.* 1981;46(4):385-92.
27. Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):319-28.
28. Ji B, Wang C, Song F, Chen M, Wang H. A new biomechanical model for evaluation of fixation systems of maxillofacial fractures. *J Cranio Maxillo Fac Surg.* 2012;40(5):405-8.
29. Kim SG. Clinical complications of dental implants, *Implant Dentistry - A rapidly evolving practice*, Prof. Ilser Turkyilmaz (Ed.), ISBN: 978-953-307-658-4, InTech, disponível em: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/18432.pdf>.
30. Kim YS. Internal and external changes in the edentulous mandible. *J Korean Acad Prosthodont.* 1975;13(1):27-33.
31. Kimoto K, Garrett NR. Effect of mandibular ridge height on patient's perceptions with mandibular conventional and implant-assisted overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(5):762-8.

32. Kingsmill VJ. Post-extraction remodeling of the adult mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1999;10(3):384-404.
33. Klemetti E. A review of residual ridge resorption and bone density. *J Prosthet Dent.* 1996;75(5):512-4.
34. Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):447-52.
35. Law C, Bennani V, Lyons K, Swain M. Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. *J Prosthodont.* 2012;21(3):219-24.
36. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark P, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.
37. López-Roldán A, Abad DS, Bertomeu IG, Castillo EG, Otaolaurruch ES. Bone resorption processes in patients wearing overdentures. A 6-years retrospective study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2009;14(4):E203-9.
38. Madani AS, Asadzadeh N, Hosseini SH. Mandibular flexure in anterior-posterior and transverse plane on edentulous patients in Mashhad Faculty of Dentistry. *J Dent Mater Tech.* 2012;1(1):24-8.
39. Madsen MJ, Haug RH, Christensen BS, Aldridge E. Management of atrophic mandible fractures. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2009;21(2):175-83.
40. Madsen MJ, Kushner GM, Alpert B. Failed fixation in atrophic mandibular fractures: the case against miniplates. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* 2011;4(3):145-50.
41. Marciani RD. Invasive management of the fractured atrophic edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001;59(7):792-5.
42. Mason ME, Triplett RG, Van Sickels JE, Parel SM. Mandibular fractures through endosseous cylinder implants: report of cases and review. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(3):311-7.
43. Melo AR, Carneiro SCAS, Leal JL, Vasconcelos BC. Fracture of the atrophic mandible: case series and critical review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(5):1430-5.
44. Meneghini Guastaldi FP, Hochuli-Vieira E, Guastaldi AC. Biomechanical study in polyurethane mandibles of different metal plates and internal fixation techniques, employed in mandibular angle fractures. *J Craniofac Surg.* 2014;25(6):2246-50.
45. Misch K, Wang HL. Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dent.* 2008;17(2):159-68.
46. Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(1):47-51.
47. Nasser M, Pandis N, Fleming PS, Fedorowicz Z, Ellis E, Ali K. Interventions for the management of mandibular fractures. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;7:CD006087.

48. Oh WS, Roumanas ED, Beumer, J3rd. Mandibular fracture in conjunction with bicortical penetration, using wide-diameter endosseous dental implants. *J Prosthodont.* 2010;19(8):625-9.
49. Pan S, Dagenais M, Thomason JM, Awad M, Emami E, Kimoto S, et al. Does mandibular edentulous bone height affect prosthetic treatment success? *J Dent.* 2010;38(11):899-907.
50. Pelayo JI, Peñarrocha Diago M, Bowen EM, Peñarrocha Diago M. Intraoperative complications during oral implantology. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2008;13(4):239-43.
51. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont.* 2007;16(2):141-7.
52. Radnai M, Erdohelyi B, Szabó PI, Varga E. Stress in the mandible with splinted dental implants caused by limited flexure on mouth opening: an in vitro study. *Int J Exper Dent Sci.* 2012;1(1):8-13.
53. Raghoobar GM, Stellingsma K, Batenburg RH, Vissink A. Etiology and management of mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000;89(5):553-9.
54. Reddy MS, Geurs NC, Wang I-C, Liu P-R, Hsu Y-T, Jeffcoat RL, et al. Mandibular Growth Following Implant Restoration: Does Wolff's Law Apply to Residual Ridge Resorption? *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002;22(4):315-21.
55. Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Dis.* 2011;17(1):33-44.
56. Romanos GE. Nonsurgical prosthetic management of mandibular fracture associated with dental implant therapy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):143-6.
57. Schwartz-Dabney CL, Dechow PC. Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible. *J Dent Res.* 2002;81(9):613-7.
58. Shim V, Boheme J, Josten C, Anderson I. Use of polyurethane foam in orthopaedic biomechanical experimentation and simulation. In: Zafar F, Sharmin E (Eds). *Polyurethane*. Cróacia: Intech; 2012. P. 171-200 [citado em 14/12/2014. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/polyurethane/use-of-polyurethane-foam-in-orthopaedic-biomechanical-experimentation-and-simulation>].
59. Shonberg DC, Stith HD, Jameson LM, Chai JY. Mandibular fracture through an endosseous implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):401-4.
60. Silva MES, Villaça EL, Magalhães CS, Ferreira EF. Impacto da perda dentária na qualidade de vida. *Ciênc. saúde colet.* 2010;15(3):841-50.
61. Soehardi A, Meijer GJ, Manders R, Stoelinga PJ. An inventory of mandibular fractures associated with implants in atrophic edentulous mandibles: a survey of Dutch oral and maxillofacial surgeons. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1087-93.

62. Taylor TD. Osteogenesis of the mandible associated with implant reconstruction: a patient report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(3):227-31.
63. Ulm C, Tepper G, Blahout R, Rausch-Fan X, Hienz S, Matejka M. Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles. *Clin Oral Implan Res*. 2009;20(6):594-600.
64. Vieira RA, Melo ACM, Budel LA, Gama JC, Sartori IAM, Thome G. Benefits of rehabilitation with implants in masticatory function: is patient perception of change in accordance with the real improvement? *J Oral Implantol*. 2014;40(3):263-9.
65. von Eijden TM. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2000;11(1):123-36.
66. von Wowern N, Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(1):19-25.
67. Wright PS, Glantz P-O, Randow K, Watson RM. The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(2):169-74.
68. Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R. Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(1):103-14.

7. Apêndice

7.1 – Artigo 2.

Referente ao capítulo 5 do livro Reabilitação de Mandíbulas Severamente Atróficas com Implantes Dentários, publicado pela Editora Napoleão, conforme referência abaixo.

Molim Jr A, Klüppel L, Padovan LE, Ribeiro Jr P, Mendes GC. Opções para a Reabilitação de Mandíbulas Severamente Atróficas com Implantes Dentários In: Sartori IM, Padovan LE, Melo AC, Klüppel L, Bernardes S. Reabilitações orais com implantes osteointegrados em casos de maior complexidade. 1. ed. São Paulo: Napoleão, 2015. p. 94-113.

8. Anexos

8.1 Endereço eletrônico com as normas de publicação do Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

<http://www.joms/content/authorinfo>

8.2 - Endereço eletrônico com as normas de publicação da Editora Napoleão

<http://editoranapoleao.com.br/voceautor>