

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Mylene de Cássia Gonçalves

Classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos e sua relação com a área de resistência para próteses fixas implantossuportadas com extensão distal.

CURITIBA
2013

Mylene de Cássia Gonçalves

Classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos e sua relação com a área de resistência para próteses fixas implantossuportadas com extensão distal.

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. Rodrigo Tiozzi
Coorientador: Prof. Dr. Roberto Shimizu

CURITIBA
2013

Gonçalves, Mylene de Cássia
G635c Classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos e sua
relação com a área de resistência para próteses fixas implantossuportadas
com extensão distal Curitiba, 2013
90. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e
Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia -
Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2013
Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi
Co-Orientador: Prof Dr. Roberto Shimizu
Bibliografia

1. Biomecânica. 2. Implantes Dentários. 3. Arco Dental. 4. Próteses e
Implantes. I.Título

Mylene de Cássia Gonçalves

Classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos e sua relação com a área de resistência para próteses fixas implantossuportadas com extensão distal.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Ivete Mattias Sartori

Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Aprovada em: 24/04/2013

Dedicatória

Dedico este trabalho àqueles que me acompanham com muito amor em todas as caminhadas:

À Pâmela, que me impulsiona e motiva a cada sorriso;

À Angela, que me apoia sempre, mesmo que isto signifique conviver com a minha ausência;

À minha mãe Irene, que nunca mediu esforços para que nossos sonhos se realizassem;

Aos meus irmãos e sobrinhos, pelo exemplo e estímulo.

Agradecimentos

Este trabalho representa a soma de muitos anos de profissão e estudo. Nesta longa caminhada, muitos foram os mestres que me orientaram. Dentre estes, alguns merecem destaque especial:

- O Professor Renato Leite Rosa que me mostrou como a odontologia é uma linda e apaixonante profissão, desde que bem realizada;
- O Professor Sérgio Luiz Guandalini, que nestes inúmeros anos de parceria me mostrou que para ser um excelente especialista é necessário ser antes, um excepcional clínico geral;
- O Professor Amaury Moraes da Silveira, que, com sua inquietude e curiosidade me ensinou a buscar as respostas além do óbvio, me instigando a me questionar mais e não me satisfazer com o senso comum;
- Os professores do Curso de Mestrado do Ilapeo, os quais me provaram, apesar da minha resistência inicial, a importância do rigor científico. Que vai além das cadeiras acadêmicas, sendo importante também no dia a dia da clínica;
- A professora Ivete Mattias Sartori por me lembrar a cada dia que o universo da prótese é muito mais amplo e misterioso do que eu acreditava;
- O professor Rodrigo Tioffi que me orientou neste trabalho com sua disponibilidade e prontidão tornando este trabalho possível. Qualquer falha deve ser creditada à minha teimosia e impaciência, as quais ele teve que driblar o tempo todo.

Além dos mestres e professores, gostaria de agradecer à equipe do ILAPEO:

- à Sra. Marlene que encontramos sempre sorridente e atenciosa nos corredores;
- às meninas da recepção, Karina, Claudiane e Michele, que tão bem atendem e administram a nossa agenda clínica;
- aos meninos do estoque – Gabriel, Juliano, Maicon e Diógenes, sempre prestativos e de bom humor e que, mesmo assim, muitas vezes me negaram materiais só porque eu deveria tê-los trazido;
- à equipe da radiologia – Prof. Flávia, Keiler, Eliane, Marizete e Rafael, sempre animada;
- às simpáticas auxiliares da clínica - Alessandra, Thaís, Cristiane e Eliane;
- às duronas e queridas meninas do financeiro – Ariely, Fabiana, Ana Maria e Cláudia ;
- à Sra. Lúcia, que cuida muito bem dos nossos materiais;
- às meninas do arquivo- Ana Valéria, Ana Lúcia e Jaqueline;
- à seríssima e competente Fabrina;
- aos simpaticísimos meninos do marketing, André e Adriano;
- à fiel escudeira Mari;

Agradeço também àqueles que tiveram envolvimento direto no planejamento e execução deste trabalho:

- à Josi, a quem devo a “descoberta” de um arquivo tão rico;
- ao Gabriel, que com sua inteligência, conseguiu selecionar os pacientes para o estudo;
- à Karina que separou todas as caixinhas de modelos, e foram muitas-
- à Ana Valéria que pacientemente arquivou todas as caixinhas analisadas;
- ao Renan, que escaneou todos os modelos e me auxiliou no domínio do software;
- à queridíssima Luciana, que discutiu comigo o tempo todo, sempre em busca da correta formatação;
- ao meu orientador, Rodrigo Tiozzi, novamente, por ter me orientado tão bem!

Não poderia esquecer daqueles que fizeram parte desta caminhada, rindo, sofrendo e aprendendo juntos: Adriano, Ana Paula, André, Bernardo, Jean e Yuri.

E o que dizer dos meus parceiros, cujo entrosamento tornou este curso ainda mais prazeroso: meu “filho” Rafael, meu mestre Paulo Tinti Rosa, e o amigo Márcio Timbó.

Muito obrigada a todos, vocês me fizeram melhor!

Sumário

Listas

Resumo

1.	Introdução	11
2.	Revisão de Literatura	13
3.	Proposição	30
4.	Materiais e Métodos	31
5.	Artigo Científico	38
6.	Referências	85
7.	Anexos	89

Lista de Figuras

Figura 1 - Imagem digitalizada do modelo em gesso.....	33
Figura 2 - Cinco implantes instalados e suas denominações.....	33
Figura 3 – Distâncias aferidas e suas denominações.....	34
Figura 4 – Esquema representativo das formas dos arcos mandibulares.....	35
Figura 5 – Esquema representativo do arco mandibular oval sobreposto à imagem digitalizada do modelo em gesso.....	35
Figura 6 – Imagens das distâncias consideradas para o cálculo do tamanho dos arcos.....	36
Figura 7 – Figuras geométricas geradas pela área da reabilitação e suas denominações.....	37

Resumo

Na prótese fixa total mandibular implantossuportada com extensão distal, o comprimento correto da extensão está relacionado com a distribuição espacial dos implantes no arco, sendo que esta distribuição depende das limitações anatômicas do arco dentário. Este estudo se propõe a classificar as formas dos arcos mandibulares edêntulos reabilitados com implantes osteointegrados e calcular a área implantossuportada obtida após a reabilitação, comparando-a à distância entre o centro do implante mais anterior à linha que passa pelo centro dos dois implantes mais posteriores (distância anteroposterior - AP). Para tanto, foram escaneados e analisados, de maneira padronizada, 239 modelos em gesso de pacientes reabilitados com implantes osteointegrados no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Cada modelo em gesso foi classificado conforme tamanho e forma do arco e as distâncias entre os implantes já instalados foram medidas. *Software* (OrthoAnalyser, 3Shape) especializado foi utilizado para calcular a área da reabilitação e a distância AP. Os dados foram analisados por One-way ANOVA e pelo teste de menor significância de Fisher ($p < 0,05$). O teste de correlação linear de Pearson foi utilizado para avaliar a correlação entre a área da reabilitação e a distância AP. Os resultados obtidos indicam a presença de 45,2% de arcos ovais (108), 34,3% de arcos quadrados (82) e 20,5% de arcos triangulares (49). A área gerada pela reabilitação variou de 59,67 a 285,48mm². Não ocorreram diferenças significativas entre as formas dos arcos e as áreas das reabilitações ($p > 0,05$). A maior distância AP média (mm) foi encontrada para os arcos triangulares ($8,38 \pm 1,42$) e a menor para os arcos quadrados ($6,87 \pm 1,41$) ($p < 0,05$). Foi encontrada correlação positiva entre a área da reabilitação e o comprimento da distância AP ($p = 0,789$). A distância AP variou de 3,57 a 12,10mm. Pode-se concluir que: não existe correlação entre a área total (tamanho) e a forma dos arcos mandibulares analisados; a forma do arco não influencia a área obtida pela reabilitação; a forma do arco interfere significativamente na distância AP; a área gerada pela reabilitação está diretamente relacionada ao comprimento da distância AP.

Palavras-chave: Biomecânica, Implantes Dentários, Arco Dental, Próteses e Implantes.

Abstract

The length of the cantilevered distal extension in mandibular implant-supported hybrid fixed dental prosthesis is determined by the distribution of the implants in the arch. The distribution of the implants in the arch is dependent on the anatomical limitations of the dental arch. This study aimed to classify the mandibular arch forms of edentulous patients rehabilitated with dental implants and to understand its correlation with the area of the prosthetic rehabilitation and the anterior-posterior (AP) spread. Two hundred and thirty-nine dental casts of patients rehabilitated at the Latin American Institute for Dental Research and Education (ILAPEO) with 5 osseointegrated implants in the anterior mandible were digitized. Each cast model was classified according to its size and arch form and the distances between the implants were measured. The digitized images were analyzed using specialized software (OrthoAnalyser, 3Shape) to calculate the area of the rehabilitation and to measure the AP spread. Data were analyzed using One-way ANOVA and Fisher's Least Significant Difference (LSD) test ($p < 0.05$). Pearson's linear correlation coefficient (P) was used to evaluate the correlation between the area of the rehabilitation and the AP spread. Ovoid shaped arches (45.2%) were significantly more prevalent than square (34.3%) and tapered (20.5%) shaped arches ($p < 0.05$). The total area of the rehabilitation varied from 59.67 to 285.48 mm². No significant differences were found between the different arch forms and the area of the rehabilitation ($p > 0.05$). The highest mean AP spread (mm) was found for tapered shaped arches (8.38 ± 1.42) and the lowest was for square shaped arches (6.87 ± 1.41) ($p < 0.05$). A positive correlation was found between the area of the rehabilitation and the AP spread ($r = 0.789$). The AP spread varied from 3.57 to 12.10mm. It can be concluded that: the arch form does not influence the total area of the rehabilitation; the arch form significantly influences the AP spread; and the area of the rehabilitation is positively correlated with the AP spread.

Keywords: Biomechanics, Dental implants, Protheses and implants, Dental Arch.

1. Introdução

O tratamento do edentulismo total com prótese fixa implantossuportada é considerado um tratamento altamente eficiente, com resultados previsíveis, comprovados cientificamente por revisões sistemáticas e diferentes estudos.^{1,11} Apesar dos altos índices de sucesso em longo prazo, a prótese implantossuportada necessita de distribuição harmoniosa de forças entre seus diferentes componentes e estruturas de suporte.^{2,10,13,23}

A transmissão de forças aos implantes e destes ao osso pelas próteses fixas totais implantossuportadas com extensão distal é influenciada pelo comprimento da extensão distal (*cantilever*).^{4,8-11,15,26,28,37,38} o qual está relacionado à perda óssea marginal, sendo importante que os seus efeitos na transferência das tensões seja investigado.^{10,38} O aumento do comprimento do *cantilever* promove aumento da concentração de tensões.^{9,10,37,38} Aumento este considerado proporcional²⁵ e sempre maior no implante mais próximo à aplicação da força, ou seja, do *cantilever*.^{7,16,17,23,30,31,34,37,38} Este fato evidencia a importância de se avaliar o suporte ósseo do implante adjacente ao braço de alavanca para o planejamento da extensão distal.³⁴

A distribuição espacial dos implantes, com maior ou menor distância entre os implantes anteriores e posteriores depende também da forma do arco mandibular,^{11,14,23,31,33,35} a qual apresenta variações anatômicas importantes. Em uma mandíbula de formato oval, os forames mentuais estão localizados em cada lado da curvatura horizontal do arco, diferentemente de uma mandíbula de formato retangular, onde os forames estão localizados em linha frontal na direção dos incisivos.¹¹ As limitações morfológicas são determinantes na distribuição espacial da instalação dos implantes,³¹ sendo que as mandíbulas ovais, especialmente quando os forames estão posicionados posteriormente, permitem a instalação de implantes em posições favoráveis, sem necessidade de grandes extensões distais.^{14,23}

Condições biomecânicas favoráveis são encontradas em pacientes edêntulos que permitem a instalação de implantes em arranjo curvilíneo, acompanhando a forma do arco dental.^{14,23,33,35} Uma mandíbula em forma de arco apresentará maior resistência do que uma com formato quadrado.³³ A forma do arco dentário pode ser influenciada por diferentes fatores, como o tipo facial, genética, tipo de oclusão, musculatura e etnia. Os arcos dentários são classificados em quadrado, triangular e oval. Diferentes estudos avaliaram a prevalência das diferentes formas dos arcos em pacientes dentados nos quais há a prevalência das mandíbulas ovais, seguidas das quadradas e em menor número as triangulares,^{19,29} mesmas prevalências foram encontradas no estudo em desdentados, sendo 77% dos arcos são ovais, 11% quadrados e 12% irregulares. Apesar da afirmação de que após a perda do dente a migração da crista mandibular residual é centrífuga e apical, para uma mandíbula mais larga e mais curta em desdentados.²¹

Como a forma do arco mandibular pode ser considerada a maior determinante da localização de instalação dos implantes e do comportamento biomecânico final da prótese³³ este estudo se propõe a classificar as formas de arcos mandibulares reabilitados com implantes osteointegrados e correlacionar com a área obtida após a reabilitação e com a distância anteroposterior – AP (distância do centro do implante mais anterior à linha que passa pelos implantes mais posteriores) verificando se existe variação significativa entre as diferentes formas.

2. Revisão de Literatura

2.1 Forma dos arcos mandibulares

Em seu estudo de 2003, Pietrokovski, Harfin e Levy²⁰ avaliaram a influência da idade e do uso de dentaduras no tamanho dos arcos residuais em pacientes edêntulos e, para tanto, definiu alguns parâmetros para a mensuração dos arcos edêntulos. A largura dos arcos mandibulares foi medida na intersecção entre os pontos altos das arestas residuais e os pontos anteriores das cristas retromolares. O comprimento da linha média da mandíbula foi determinado a partir da crista desdentada no centro da região dos incisivos até a intersecção entre os pontos anteriores da região retromolar para a esquerda e para a direita. Além da largura e comprimento dos arcos, os índices foram calculados em proporção, independente dos tamanhos absolutos, usando a seguinte formula: largura do arco x 100, dividido pelo comprimento do arco. Os arcos foram classificados em pequenos (<79), médios (80-89) e grandes (>90) na maxila e mandíbula separadamente. Os comprimentos dos arcos mandibulares variaram de 45 a 60mm, enquanto as larguras variaram de 39-62mm.

Observar as características dos arcos edêntulos e cristas residuais nas diferentes regiões dos arcos humanos foi o objetivo do estudo realizado em 2007 por Pietrokovski et al.,²¹ observando que, na mandíbula, a base do osso é externa aos dentes naturais. Após a perda do dente, a migração da crista mandibular residual é centrífuga e apical, para uma mandíbula mais larga e mais curta em desdentados. Seus resultados mostraram que 77% dos arcos são ovais, 11% quadrados e 12% irregulares. A largura do arco mandibular variou de 73 a 84mm (média de 78mm) e o comprimento de 53 a 67mm (média de 61mm).

A técnica descrita por Borges et al⁵ em 2010 viabiliza a efetiva passividade em

próteses fixas imediatas com *cantileveres* distais em pacientes edêntulos, permitindo que seja removida após 10 dias da sua instalação, sem comprometimento da osteointegração dos implantes. O protocolo para a confecção do modelo em gesso e da prótese é bastante criterioso, sendo que, é realizada a montagem dos dentes em cera exatamente da maneira preconizada para a realização de uma próteses total convencional. Esta montagem é duplicada em resina acrílica, originando um guia multifuncional, o qual será utilizado no momento da instalação dos implantes e também como registro oclusal simultaneamente à moldagem dos implantes recém instalados. O modelo em gesso originado será montado em articulador com o auxílio do guia multifuncional, mantendo a dimensão vertical de oclusão (DVO). Para garantir a passividade são utilizados os cilindros para prótese imediata com assentamento passivo, em número de 3 para cada implante, sendo um de resina acrílica, um de aço inoxidável e um de titânio, este será cimentado à estrutura metálica pronta, com os dentes acrilizados.

Buscando a prevalência das diferentes formas de arco, Shafique, Saleem e Chatta,²⁹ em 2011, realizaram estudo onde compararam a utilização de dois métodos para classificar o arco dental. Os modelos de gesso de 250 pacientes foram medidos e fotocopiados. Inicialmente foram analisados em modelos matemáticos e depois pela superposição de modelos de arcos ortodônticos para determinar as formas dos arcos. Os arcos dentários foram classificados em quadrados, ovais e triangulares e a frequência de distribuição entre os dois métodos foi comparada. Houve diferença estatística significativa entre os resultados dos dois métodos, sendo que houve prevalência do arco ovóide nas duas análises.

Em 2011, Lee et al.,¹² propuseram um novo método para classificação das diferentes formas dos arcos dentários. Foram selecionados 306 indivíduos com oclusão normal, de 15.836 pessoas, determinados 14 pontos de referência que marcavam as distancias entre 2

formas de arco, como a área entre 2 arcos. Foram medidos o tamanho dos dentes, largura do arco, largura do arco basal, profundidade do arco, angulações mesiodistais e inclinações bucolinguais. Resultando em 3 tipos de forma de arco, e concluindo que a largura basal do arco e a inclinação dos dentes posteriores são significativamente diferentes entre os diferentes tipos de forma do arco.

Também em 2011, Paranhos et al.,¹⁹ realizaram um estudo com o objetivo de identificar a prevalência de 3 diferentes arcos dentários mandibulares em indivíduos com oclusão normal. Cinquenta e um modelos de gesso mandibulares com oclusão normal foram digitalizados. Vinte ortodontistas avaliaram a prevalência dos arcos quadrados, ovais e triangulares através das imagens digitais. Os arcos ovais prevaleceram sobre os demais (41%), seguidos pelos quadrados (39%) e triangulares (20%).

2.2 Comportamento biomecânico das próteses fixas mandibulares implantossuportadas com extensão distal

Skalak³¹, em 1983, afirma que a maneira pela qual as tensões mecânicas são transferidas ao osso a partir do implante é um aspecto crítico para o seu sucesso ou falha. Quando uma prótese fixa ou prótese dental parcial é suportada por vários implantes, a estrutura do conjunto forma uma unidade em que a distribuição de qualquer carga aplicada depende da rigidez relativa dos vários elementos envolvidos, assim como a geometria do seu arranjo. Uma vez que um dispositivo de fixação osteointegrado forma ligação estreita com a estrutura óssea, é de se esperar que a resposta a qualquer carregamento seja elástica, isto é, que a deflexão de um dispositivo de fixação seja proporcional à carga aplicada. É essencial que não incidam sobre o implante e sobre o osso cargas de longa duração além de sua capacidade, levando à fadiga. Extensões distais moderadas podem ser toleradas se as

fixações forem suficientemente fortes, uma vez que, em próteses fixas com terminação em *cantilever*, há um aumento da carga sobre o primeiro parafuso mais próximo da extensão distal. A inexistência de uma extensa documentação sobre os índices de falhas nos implantes resulta em planejamentos para a instalação de implantes determinados pelo julgamento clínico do profissional e em grande parte pelas limitações anatômicas do paciente.

Considerando que o desenho da prótese e as posições dos implantes têm influência significativa sobre o estresse incidente no osso, bem como sobre as tensões incidentes na própria prótese, Rangert, Jemt e Jorneus²³ analisaram, em 1989, os parâmetros fundamentais que determinam a carga mecânica incidente nos implantes. Seus estudos sobre a restauração protética de mandíbulas edêntulas com prótese em forma de U, com implantes instalados anteriormente e com extensões posteriores, chamados *cantilevers*, avaliam a diferença da incidência de forças quando o conjunto é fixado sobre quatro e sobre cinco implantes. No caso da prótese com *cantilever* fixada sobre quatro implantes, existiriam dois pares de implantes, sendo que cada par essencialmente absorveria a carga da extensão distal adjacente. O implante anterior absorveria força de tensão proporcional à razão entre o braço de alavanca e a distância entre os implantes, enquanto o posterior seria submetido à força de compressão que seria a soma da força oclusal aplicada e a força de tensão compensatória. Se mais de dois implantes dividirem a carga a partir de um braço de suporte, a análise é mais complexa. Nestas situações, o parâmetro essencial é a relação entre o comprimento do *cantilever* e a distância entre o implante anterior e o posterior. Assim, demonstra-se claramente a importância da distribuição anteroposterior dos implantes para compensar o *cantilever* carregado. Dependendo da distância interimplantar, um incremento no número de implantes instalados aumenta a margem de segurança. Diante destas informações, Rangert definiu os parâmetros para que haja adequada

distribuição de forças neste tipo de prótese, sendo eles: 1. Distribuição espacial dos implantes: Distância anteroposterior entre os implantes de pelo menos 10 mm deve ser planejada e extensão distal mais curta deve ser utilizada quando os implantes são instalados ao longo de uma linha reta. 2. Antecipação das forças oclusais e de mastigação deve ser considerada. A dentição antagonista bem como movimentos mandibulares parafuncionais devem ser observados. 3. Número e tamanho dos implantes: não afetam apenas o apoio total das próteses, mas também refletem indiretamente a quantidade de osso disponível para a instalação dos implante.

Takayama³⁷, em 1989, estabeleceu uma relação entre o tamanho e número de implantes a serem instalados para uma reabilitação com prótese total fixa implantossuportada com extensão distal em pacientes com baixa densidade óssea, sendo ela: - para implantes com mais de 15mm, 4 implantes; - implantes de 10 a 15mm, 5 implantes; - implantes de 7,0 a 10mm, 6 implantes. Além da relação número-tamanho de implantes, os autores avaliaram a distribuição de tensões em prótese total fixa com implantes osteointegrados, num arranjo curvo. Concluíram que, a carga máxima de tensão para todos os implantes não excede a força externa quando ela incide sobre qualquer ponto da prótese. Mas, quando a força externa atua sobre qualquer ponto do *cantilever*, a carga de tensão sobre o implante mais próximo excede a força externa e aumenta proporcionalmente à distância entre o ponto de contato e o implante mais próximo. Em seu estudo, os autores concluíram que há uma correlação linear entre os comprimentos máximos dos *cantilevers* e a distância do implante mais anterior à linha que passa pelos implantes mais posteriores, chamada anteroposterior. A regra proposta pelos autores é que o comprimento do *cantilever* pode ser igual ou menor que duas vezes o comprimento anteroposterior numa distribuição em curva de implantes. Enquanto que, num arranjo linear de implantes este comprimento máximo é aproximadamente igual ao total do arranjo dos implantes, desde que estendido ao longo da

linha dos implantes.

Em 1990, Adell et al.,¹ após acompanhamento de 15 anos de implantes osteointegrados em arcadas edêntulas, 4636 implantes instalados em 700 pacientes foram avaliados, os autores concluíram que, em mandíbulas, 99% das próteses permaneceram estáveis, sendo que os índices de sucesso foram de 97% em 5 anos e 95% em 10 anos. Considerando que, o tratamento rotineiro do edentulismo com próteses fixas implantossuportadas parece ser um método altamente eficiente, proporcionando previsibilidade com resultados a longo prazo e em grandes populações.

Sabendo da importância da maior distância entre os implantes anterior e posteriores para a melhor distribuição das forças geradas nas extensões distais, em seu estudo de 1993, Bavitz et al.,² dissecaram 47 regiões de nervos mentuais em cadáveres para determinar o exato relacionamento entre o forame mental e o nervo alveolar inferior e os nervos mental e incisivo. Baseados em seus achados, afirmam que o dano ao nervo mental pode ser evitado se a superfície distal dos implantes mais posteriores se situarem 1 mm anterior à borda anterior do forame mental.

Em 1994, White, Caputo e Anderkvist³⁸ avaliaram o efeito do comprimento do *cantilever* na transferência de tensões pelas próteses implantossuportadas, afirmando que o comprimento do *cantilever* apresenta resultado clínico direto sobre a perda óssea marginal, sendo importante que seus efeitos sobre a transferência de tensões sejam investigados.

Com a mesma preocupação, também em 1994, Shackleton et al.,²⁸ realizaram estudo que visava determinar a relação existente entre o tempo de sobrevida das próteses e o comprimento de suas extensões distais. Para tanto, avaliaram em 25 pacientes, 24 mandíbulas edêntulas e 4 maxilas, com extensões distais variando de 5 a 22mm. Os pacientes foram divididos em dois grupos, as reabilitações dos pacientes de um grupo apresentavam *cantileveres* maiores que 15mm e as reabilitações do outro grupo, menores

ou iguais a 15mm. As próteses foram acompanhadas entre 20 e 80 meses. Das 28 próteses, 12 necessitaram ser refeitas. Praticamente todas com *cantileveres* maiores que 15mm. Concluindo que extensões distais mais longas que 15mm têm sido associadas a maiores falhas em próteses fixas implantossuportadas do que as com extensões menores.

Spiekerman³³ propôs, em 1995, algumas referências para a construção da extensão distal, sendo elas: 1. A distância sagital entre o implante mais distal e o mais anterior deveria ser a maior possível. 2. A superfície oclusal do *cantilever* não deveria ser mais longa que 2x a distância sagital entre o implante mais anterior e o mais distal. 3. Se a distância sagital entre os implantes não for suficientemente grande, mais implantes deveriam ser instalados para prover estabilidade adicional.

Através de estudo por elementos finitos, Sertgoz e Guvener,²⁷ avaliaram em 1996, a distribuição de estresse na interface osso/implante utilizando três diferentes comprimentos de *cantileveres* (7, 14 e 28mm) e três diferentes comprimentos de implantes (7, 15 e 20mm). Sobre os modelos com seis implantes foram aplicadas forças verticais de 75 N e horizontais de 25 N na distal dos *cantileveres*. Através deste estudo conclui-se que: - em todos os modelos, as tensões máximas concentraram-se na interface osso-implante mais distal, do lado de incidência da força; - que o aumento do comprimento do *cantilever* resulta em aumento das tensões transferidas à interface osso-implante; que o comprimento do implante não altera a distribuição de tensões na interface osso-implante.

Em 2000, Rodriguez et al.,²⁴ avaliaram durante 36 meses os índices de sucesso de diferentes tipos de próteses implantossuportadas, dentre elas, as próteses fixas em mandíbulas edêntulas com extensões distais, as quais apresentaram índices de sucesso de 98,1%. Sobre as forças atuantes sobre estas próteses, ressaltaram que uma distância anteroposterior curta leva ao aumento da flexão dentro da prótese.

Com o objetivo de reduzir o comprimento do *cantilever* nas próteses fixas totais sem

transpor o nervo mandibular e ou realizar enxerto ósseo na maxila, o estudo de Krekmanov et al.,¹¹ em 2000, propôs a modificação do método de instalação dos implantes na região posterior dos arcos, estendendo distalmente as próteses fixas implantossuportadas. Neste estudo, 47 pacientes foram tratados com implantes na mandíbula. Os implantes mais próximos ao forame mental foram angulados aproximadamente entre 25° e 35°. Os pacientes ganharam suporte protético médio de 6,5mm na mandíbula como resultado da angulação dos implantes. A taxa de sucesso foi de 100% para os implantes mandibulares, independentemente de serem ou não inclinados. As análises de distribuição de forças em caso mandibular demonstrou que não houve diferença significativa entre os implantes angulados e os não angulados, e a melhora do suporte da prótese foi confirmado. A inclinação posterior do implante distal de cada lado da mandíbula e maxila pode reduzir o comprimento do braço de suporte e, conseqüentemente, dar lugar a uma melhor distribuição da carga. Além de aumentar a base da prótese, a inclinação pode igualmente permitir uma ancoragem cortical melhorada e estabilidade primária, bem como a utilização de implante mais longo.

No mesmo ano, 2000, Mericske-Stern, Taylor e Belser¹⁴ em seu estudo sobre o manejo de arcos edêntulos concluíram que as próteses fixas implantossuportadas eram favorecidas pela curvatura anterior dos arcos e que, se os implantes forem instalados em linha, resultaria em situação biomecanicamente desfavorável para a distribuição de forças. Afirmando que o tamanho, a curvatura e a forma dos arcos determinam a distribuição dos implantes nos arcos e considerando como ideal que o *cantilever* seja no máximo 1,6 vezes a distância anteroposterior.

Em seu estudo, realizado em 2005, Kim et al.¹⁰ discute a importância da oclusão para a longevidade do implante, visando fornecer orientações clínicas de oclusão ideal na prótese sobre implantes com base na literatura disponível na época. O autor conclui que,

dentre os fatores que podem influenciar negativamente na longevidade dos implantes estão *cantilevers* extensos, parafunções, desenhos oclusais inadequados e contatos prematuros.

Em 2007, Capelli et al.,⁶ realizaram estudo multicêntrico visando avaliar o comportamento de implantes osteointegrados inclinados e retos em próteses imediatas com extensões distais. Foram instalados 342 implantes osteointegrados em 65 pacientes, sendo 96 implantes instalados em mandíbulas de 24 pacientes. Foram instalados 4 implantes em cada mandíbula e os dois implantes mais distais foram inclinados entre 25° e 35°. Após acompanhamento de 52 meses obteve-se sucesso de 100% nos implantes instalados na mandíbula. Os autores concluíram que a instalação de implantes inclinados na região posterior dos arcos apresentam vantagens sobre a instalação de implantes retos. Consideraram que o implante inclinado pode ser instalado em posição mais favorável em relação à distribuição de forças, à ancoragem dos implantes em osso mais denso, permitindo a utilização de implantes mais longos, quando comparado aos implantes retos.

Misch,¹⁵ em 2007, afirmou que, os critérios de importância para a instalação de próteses fixas mandibulares implantossuportadas são forma da arcada e a posição dos forames mentonianos. Ambos afetam a posição dos implantes mais distais, enquanto a forma do arco anterior (quadrado, oval ou triangular) é relativa ao posicionamento do implante mais anterior. Salientou que, quanto maior a distância anteroposterior (distância do centro do implante mais anterior à linha que une o centro dos dois implantes mais distais), maior a probabilidade do *cantilever* ser estendido para substituir os dentes posteriores ausentes. Afirmou também, que, 5 implantes permitem uma extensão AP (anteroposterior) tão grande quanto 6 implantes, com maior distância interimplantares, de forma que, se ocorrer perda óssea em 1 implante, a perda não afetará automaticamente o sítio adjacente ao implante. Entretanto, a distância A-P é apenas um dos fatores de força a serem considerados para a extensão do *cantilever* distal. Estabelecendo, como regra geral,

quando 5 implantes anteriores são colocados na região anterior da mandíbula, entre os forames, o cantilever não deve passar de 2,5 vezes a distância AP, com todos os outros fatores de tensão sendo baixos (p.ex. parafunção, altura de coroa, dinâmica de musculatura mastigatória e arco antagonista). Se estes fatores forem altos, pode ser contraindicada a colocação de *cantilever* na prótese. A tensão é igual à força dividida pela área sobre a qual a força é aplicada. A área sobre a qual as forças são aplicadas, da prótese aos implantes, pode ser modificada pelo número, tamanho e desenho dos implantes.

A redução do comprimento do *cantilever* pela instalação de implantes inclinados também foi estudada por Bevilacqua et al.,⁴ em 2008. Os resultados revelaram que esta redução resulta em menores tensões no osso peri-implantar quando comparado com os implantes verticais e *cantileveres* mais longos.

Com o intuito de avaliar a interferência da altura do componente na distribuição de tensões nas próteses fixas com extensões distais, o estudo de Suedam et al.,³⁴ realizado em 2009, usando *strain gauges* concluiu que quanto maior a altura do componente, maior a deformação e que esta deformação é maior nos componentes mais distais.

Em estudo de elementos finitos, realizado em 2009, Bellini et al.,³ buscaram avaliar tensões geradas no osso cortical por três diferentes configurações de próteses fixas implantossuportadas. As duas primeiras configurações consistiram de próteses suportadas por quatro implantes, sendo que os distais foram inclinados, variando o comprimento dos *cantileveres* (5mm e 15mm). A terceira configuração consistiu de prótese suportada por cinco implantes instalados convencionalmente, sem inclinação, e com *cantilever* de 15mm. Os resultados numéricos mostraram que não houve diferença significativa entre o modelo com implantes inclinados e *cantileveres* de 5mm e o modelo com cinco implantes e *cantileveres* de 15mm em próteses mandibulares com 12 elementos. O modelo com 15mm de *cantilever* e implantes inclinados induziu mais estresse do que o com 5mm de

cantilever.

Gallucci et al.,⁸ em 2009, realizaram estudo visando avaliar a taxa de sobrevivência, os índices de sucesso e as complicações associadas a prótese fixa mandibular implantossuportada com extensões distais por 5 anos. O estudo multicêntrico avaliou 45 pacientes edêntulos reabilitados com 237 implantes osteointegrados. Os dados foram coletados em inúmeras consultas incluindo, mas não limitadas a: instalação dos implantes, instalação dos componentes, instalação das próteses, três meses e cinco anos após a instalação. Parâmetros biológicos referentes aos implantes e às próteses foram avaliados. A idade dos pacientes variou entre 34 e 78 anos, com média de 59,5 anos. A taxa de sobrevivência foi definida como implantes ou próteses que não precisaram ser refeitos e foi de 100% para os implantes e de 95,5% (43/45) para a prótese. O índice de sucesso foi definido por critérios bem estabelecidos de saúde peri-implantar, osteointegração e sucesso protético, sendo calculado como 86,7% (39/45). Dos seis pacientes que não obtiveram sucesso, dois necessitaram de substituição total da prótese e quatro apresentaram complicações eventuais, todos eles com *cantileveres* maiores que 18mm. As complicações técnicas relacionadas aos implantes foram observadas em oito ocasiões contra 46 complicações protéticas. O comprimento dos *cantileveres* variou de 6mm a 21mm, com o comprimento médio de 15,6mm. Vinte dos quarenta e cinco pacientes avaliados receberam *cantileveres* maiores ou iguais a 18mm. Destes vinte, dois foram considerados como insucesso, necessitando de substituição total da prótese. Por outro lado, sete dos vinte pacientes com *cantileveres* “longos” não apresentaram nenhuma complicação e quatro apresentaram complicações biológicas, as quais foram resolvidas.

Em 2009, Salvi e Bragger²⁶ realizaram revisão sistemática onde procuraram responder a seguinte questão: Quais fatores de risco técnicos e mecânicos têm impacto nas reconstruções implantossuportadas? Concluiu-se que as extensões distais maiores que

15mm aumentaram o risco de fratura da prótese fixa implantossuportada quando comparadas a próteses com extensões menores.

Ogawa et al.,¹⁷ em 2010, avaliaram as diferentes forças incidentes nas próteses fixas implantossuportadas com diferentes configurações, variando o número (3, 4 e 5 implantes) e a distribuição dos implantes (simulando arcos pequeno, médio e grande) com o tipo de material da prótese (titânio, acrílico e acrílico com fibra de reforço). Os autores afirmaram que o número de implantes e a distribuição dos mesmos parecem interagir na distribuição de forças. A diferença entre as distribuições médias e grandes foi mais significativa nos modelos com menos implantes, e esta significativa diferença foi perdida nos modelos com 4 e 5 implantes. Quando a área implantossuportada representativa é considerada, ela interfere nos casos com menos implantes. Esta área, formada quando uma linha imaginária conecta os implantes em um plano horizontal, é um parâmetro que é determinado pelo número e pela distribuição dos implantes e é utilizada para entender este efeito combinado. A área formada por 3 implantes aumentou consideravelmente quando a distância entre eles foi estendida. Por outro lado, quando 4 ou 5 implantes são utilizados, esta área não aumenta na mesma proporção. Quando os modelos com tipos de distribuição média e grande são comparadas entre si, esta área imaginária formada pelos implantes decresce 68,1% nos modelos com 3 implantes, 32,2% nos com 4 implantes e apenas 8% nos modelos com 5 implantes. O que justifica a alegação de que a distribuição dos implantes se torna mais importante a medida que o número de implantes diminui. Os resultados deste estudo mostram que uma distribuição favorável dos implantes melhora a distribuição de forças entre os implantes, resultando em menores tensões, e seu efeito é mais pronunciado com o decréscimo do número de implantes. Os autores concluíram que: - as tensões foram maiores quando as próteses eram suportadas por 3 implantes osteointegrados; - As tensões foram significativamente influenciadas pela distribuição dos implantes, onde a menor

distribuição induziu as maiores tensões. - As tensões máximas foram menores nas próteses em titânio. Ou seja, as forças resultantes nos implantes estão significativamente associadas com o número e a distribuição dos implantes e o material da prótese.

Em seu estudo de 2010, Rubo e Capello²⁵ analisaram por meio de elementos finitos as variáveis clínicas presentes nas próteses fixas implantossuportadas. Um modelo geométrico representando o segmento anterior de mandíbula humana tratada com cinco implantes osteointegrados foi criado. As variáveis introduzidas foram: comprimento dos *cantilevers*, módulo de elasticidade do osso cortical, altura do componente intermediário, comprimento dos implantes e liga metálica da estrutura. Os resultados mostraram que: o estresse aumenta proporcionalmente ao aumento do comprimento do cantilever e inversamente proporcionalmente ao aumento do módulo de elasticidade do osso cortical; o aumento da altura do componente resulta em decréscimo do estresse sobre os implantes e sobre a estrutura; a redução do estresse não pode ser demonstrada com implantes maiores que 13mm; estruturas rígidas apresentam melhor distribuição de tensões. Em relação ao comprimento dos *cantilevers*, o estudo mostrou que há incremento de 45% nas tensões sobre a interface implante-componente quando o comprimento do cantilever é alterado de 10mm para 15mm e de 30% quando ele varia de 15mm para 20mm, quase duas vezes as tensões verificadas em *cantilevers* de 10mm. O aumento das tensões sobre a estrutura metálica foi constatado quando o comprimento do *cantilever* foi alterado de 10mm para 15mm. Por outro lado, as tensões aumentaram nos três implantes situados do lado da aplicação da carga e diminuiu nos outros dois, quando o *cantilever* foi aumentado de 15mm para 20mm.

A redução das tensões resultantes da diminuição do comprimento do *cantilever* foi verificada também no estudo de Kim et al.,⁹ realizado em 2011, o qual comparou, por fotoelasticidade, dois modelos com quatro implantes. Em um deles, os implantes distais

foram angulados. Os autores concluem que a angulação dos implantes distais em 30° promoveu uma redução de 5mm no comprimento do cantilever e de 17% nas tensões quando comparado aos implantes instalados axialmente.

Naini et al.,¹⁶ em 2011, realizaram estudo comparativo de elementos finitos comparando, também, dois modelos com quatro implantes instalados. Em um dos modelos os dois implantes distais foram inclinados. Quando as cargas incidiram na região anterior, as concentrações mais elevadas de tensões foram detectadas no osso peri-implantar dos quatro implantes e quando incidiram na região posterior os implantes distais foram submetidos a maiores tensões. Os autores concluíram que o uso de qualquer um desses modelos foi bem sucedido em reduzir as tensões peri-implantares em determinada condição de carga. No entanto, nenhum dos modelos demonstrou melhor desempenho em ambas as condições de carga e nenhum modelo apresentou desempenho claramente superior.

A análise de elementos finitos foi utilizada por Fazi et al.,⁷ em 2011, para avaliar a distribuição de tensões no osso, nos implantes e nas próteses fixas implantossuportadas. Um modelo 3D foi criado a partir de tomografia computadorizada de uma mandíbula humana. Seis diferentes configurações de instalação dos implantes interforaminais foram testadas, com o número de implantes variando de três a cinco e com implantes distais inseridos axialmente ou inclinados em 17° e 34°. As diferentes configurações foram assim definidas: 1. Cinco implantes paralelos; 2. Quatro implantes paralelos (eliminando o anterior); 3. Quatro implantes paralelos equidistantes; 4. Quatro implantes com os distais inclinados em 17°; 5. Quatro implantes com os distais inclinados em 30°. Uma estrutura protética conectada aos implantes foi desenhada, com *cantilevers* distais de 20mm para as configurações com implantes paralelos, enquanto nas configurações com implantes inclinados o comprimento dos *cantilevers*, ficaram com 16,8mm para implantes

inclinados em 17° e com 13,6 mm para os inclinados em 30° . Um carregamento de 200 N foi aplicado na porção distal do *cantilever*. As tensões foram medidas nos implantes, na estrutura protética e no osso. Em todas as configurações, as tensões concentraram-se na região disto-lingual do implante distal próximo ao *cantilever* onde a força foi aplicada. Nos modelos com implantes paralelos, os valores máximos de tensões tendem a decrescer quando o número de implantes aumenta. As angulações em 17° e 34° resultaram em redução de estresse de 10% e de 18%, respectivamente, com a diminuição do *cantilever*. Concluíram que: - as configurações que incluem quatro ou cinco implantes paralelos apresentam similar distribuição de tensões no osso, na estrutura metálica e nos implantes, e apresentaram menores tensões no implante e no osso quando comparados com os modelos com três implantes paralelos. – a distribuição chamada *All-on-Four*, com os implantes distais inclinados em 34° resultaram em favorável redução de tensões no osso, estrutura e implantes. – estudos em modelos que reproduzam as anatomias dos arcos mandibulares e diferentes características ósseas seriam valiosos para a investigação da biomecânica das reabilitações implantossuportadas.

Uma revisão sistemática com o propósito de avaliar os tipos e a incidência de complicações biológicas e técnicas associadas à prótese fixa implantossuportada de arco total em pacientes edêntulos foi realizada em 2012, por Papaspyridakos et al.¹⁸ Os autores concluíram que complicações técnicas e biológicas associadas às próteses fixas implantossuportadas ocorrem com frequência. Estes eventos podem não resultar em perda do implante, mas inúmeras sessões de manutenção e reparo são necessárias. Alertam que os pacientes tratados por este tipo de prótese deveriam ser informados sobre a alta incidência de complicações e a necessidade de um protocolo de manutenção para a estabilidade a longo prazo da sua reabilitação.

2.3 Digitalização de modelos em gesso

Verificar a precisão (validade), reprodutibilidade (confiabilidade), eficácia e efetividade das medidas feitas nos modelos digitalizados, foram os objetivos do estudo realizado em 2004, por Quimby et al.²² Estas características foram avaliadas comparando-se as medidas obtidas nos modelos digitais com aquelas obtidas com os modelos de gesso. Sendo que, para avaliar a precisão, o examinador mediu 10 modelos de gesso artificiais (dentoform), duas vezes, para a reprodutibilidade e eficácia 2 examinadores mediram 50 modelos realizados de pacientes, 2 vezes e para a efetividade - 10 examinadores mediram 10 modelos de pacientes, duas vezes. Os autores concluíram que as medições feitas a partir dos modelos digitalizados parecem ser em geral tão precisas e confiáveis quanto as medições feitas a partir de modelos de gesso. Eficácia e efetividade foram semelhantes às dos modelos em gesso. Portanto, os modelos digitalizados parecem ser alternativa clinicamente aceitável para modelos de gesso convencionais.

A precisão e reprodutibilidade das mensurações realizadas em modelos 3D obtidos pelo laser de escaneamento de superfície (D250 – 3Shape) foi objeto de estudo de Souza et al.,³² em 2012. Foram escaneados 20 modelos ortodônticos e analisados usando o software Geomatic Studio 5. Foram demarcados 15 pontos e 11 medidas lineares realizadas por *software* específico e também diretamente nos modelos de gesso por paquímetro digital. Entre as medidas realizadas estão o comprimento e a largura dos arcos. A reprodutibilidade intrapesquisadores e a precisão das medidas nos modelos digitais foram avaliadas (teste *t*). Os modelos foram medidos por dois examinadores treinados nos dois métodos e 5 modelos foram medidos novamente pelos examinadores após 15 dias. Como não houve diferença significativa, as médias entre os dois examinadores foram usadas para ambos os métodos. Os resultados mostraram que não foram encontradas diferenças significativas entre as mensurações realizadas diretamente nos modelos de gesso e as realizadas nos modelos digitais, concluindo que, mensurações lineares em modelos digitalizados são precisas e

reprodutíveis. Os modelos obtidos pelo escaneamento a laser de superfície são confiáveis para mensurações de comprimento e largura do arco. Modelos digitais podem ser usados para armazenamento dos modelos de gesso e para pesquisas, com precisão satisfatória e reprodutibilidade na mensuração de comprimento e largura do arco.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

Classificar as formas dos arcos mandibulares reabilitados com implantes osseointegrados e correlacionar com a área obtida após a reabilitação.

3.2 Objetivos Específicos

- Verificar a associação entre os formatos de arco mandibular e suas áreas totais;
- Avaliar comparativamente as áreas reabilitadas nos diferentes arcos e sua correlação com a forma do arco;
- Verificar a associação entre o formato do arco e a distância anteroposterior (AP) e desta com a área gerada pela reabilitação;
- Avaliar as associações entre gênero e forma e gênero e área total do arco mandibular.

4. Materiais e Métodos

4.1 Seleção dos modelos:

Foram pré-selecionados 246 modelos em gesso de pacientes reabilitados com implantes osteointegrados realizados na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba - PR), que, além de manter um programa de consultas periódicas de controle dos casos clínicos realizados, mantém em arquivo todos os modelos de trabalho utilizados. As reabilitações foram realizadas com 5 implantes osteointegrados instalados na região anterior da mandíbula e entre os forâmes mentuais. A instalação dos implantes e seu posicionamento, assim como os procedimentos de obtenção dos modelos seguiram a técnica preconizada em artigo publicado anteriormente.⁵ Dos 246 modelos em gesso pré-selecionados e digitalizados, 7 não estavam íntegros o suficiente para permitir as aferições necessárias ao estudo e foram excluídos do estudo, o qual foi realizado em 239 modelos em gesso.

4.2 Digitalização dos modelos:

As imagens tridimensionais foram obtidas pela digitalização dos modelos em gesso pré-selecionados utilizando *scanner* tridimensional (D-700, 3Shape A/S, Copenhagen, Dinamarca). (Figura 1). As imagens digitalizadas foram analisadas em *software* específico (OrthoAnalyser, 3Shape A/S).

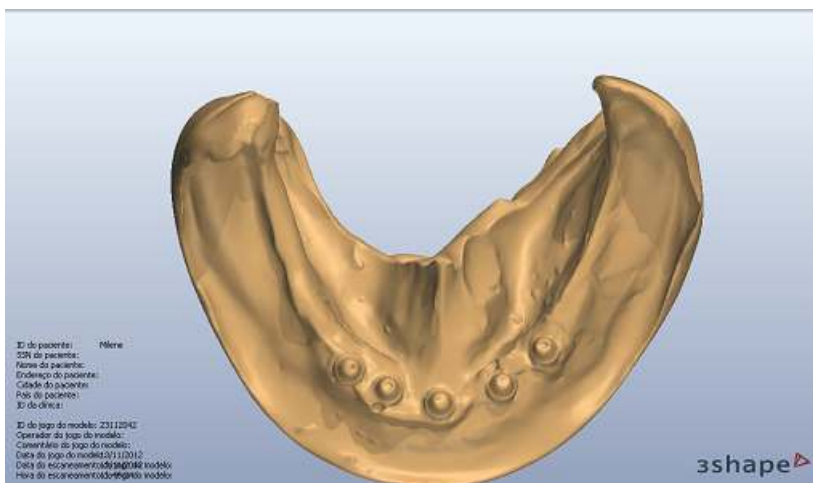


Figura 1 – Imagem digitalizada do modelo em gesso.

4.3 Medidas das distâncias entre os implantes:

A fim de calcular a área obtida pela reabilitação, uma série de mensurações foram realizadas através do software OrthoAnalyser.

Os cinco implantes instalados foram denominados, em ordem, da esquerda para a direita, de implante 1 (I1), implante 2 (I2), implante 3 (I3), implante 4 (I4) e implante 5 (I5), respectivamente (Figura 2).

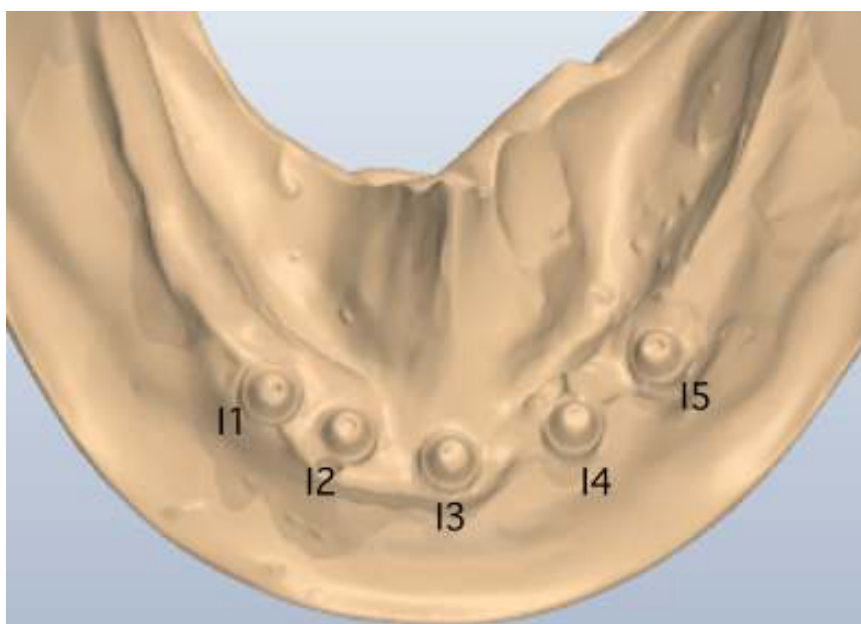


Figura 2 - Cinco implantes instalados e suas denominações.

As medidas aferidas foram realizadas a partir do centro dos referidos implantes:

1. Distância linear entre o I1 e o I5 (base);
2. Distância linear entre I2 à base (H1);
3. Distância linear entre I3 à base, a qual corresponde à distância anteroposterior (AP);
4. Distância linear entre I4 à base (H3);
5. Distância linear entre I1 e I2 (L1);
6. Distância linear entre I2 e I3 (L2);
7. Distância linear entre I3 e I4 (L3);
8. Distância linear entre I4 e I5 (L4);
9. Distância linear entre I3 à linha traçada do I2 ao I4, distância anteromediana (AM) (Figura 3).

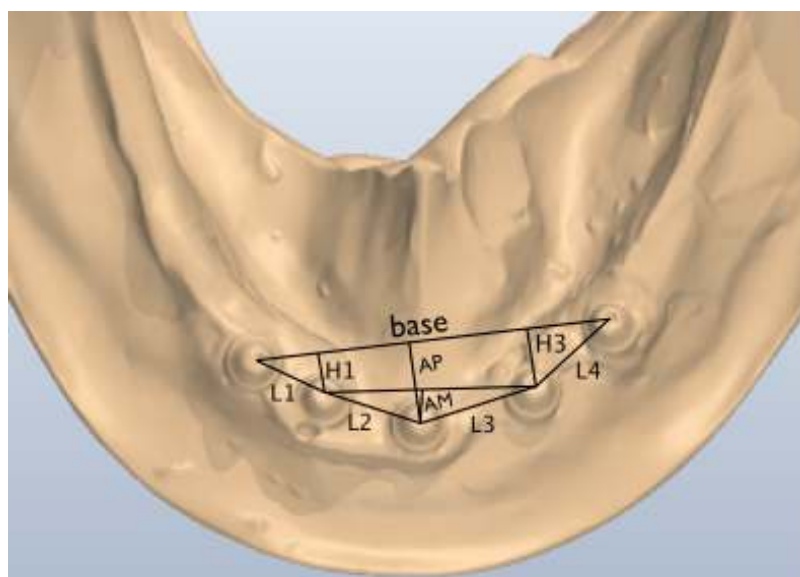


Figura 3 – Distâncias aferidas e suas denominações.

4.4. Classificação da forma do arco mandibular:

Para a classificação da forma dos arcos dentários mandibulares foi utilizado o gabarito de arcos dentários preconizados pela 3M (Orthoform templates, 3M Unitek, Monrovia, CA, EUA), que estabelece três formas de arcos, triangular, oval e quadrada. Estabelece

também, duas larguras para cada forma, uma para a maxila e outra para a mandíbula, a qual utilizamos neste estudo (Figura 4).

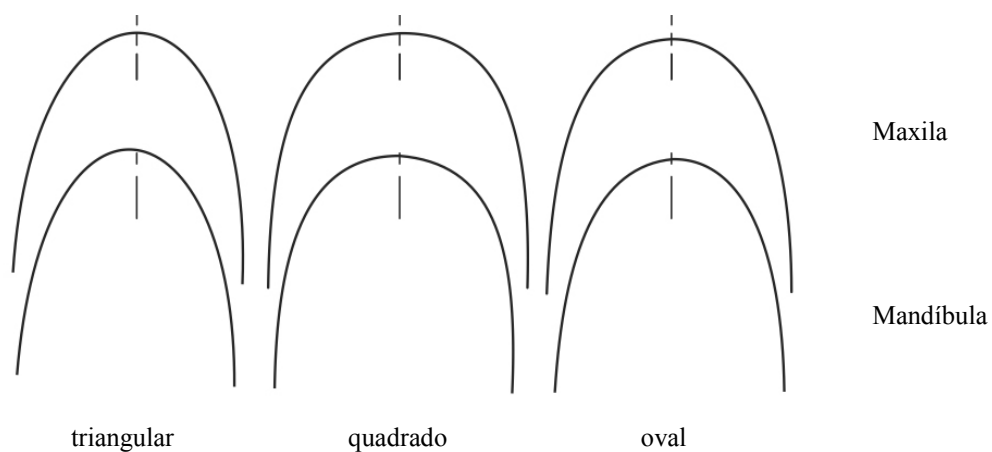


Figura 4 – Esquema representativo das formas dos arcos mandibulares (retirado de Taijik³⁶).

As imagens do gabarito do arco dentário foram sobrepostas à imagem do modelo digitalizado, permitindo a classificação da forma do arco. Neste exemplo, a forma do arco mandibular foi classificada como oval (Figura 5).

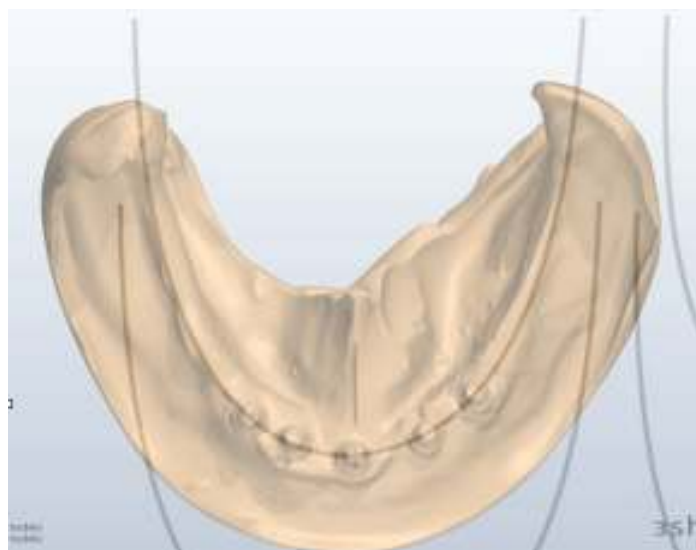


Figura 5 – Esquema representativo do arco mandibular oval sobreposto à imagem digitalizada do modelo em gesso.

4.5 – Classificação do tamanho do arco:

O cálculo das áreas dos arcos seguiu alguns dos critérios estabelecidos pelo estudo de Pietrokovski²⁰ para a mensuração de arcos edêntulos.

A largura dos arcos mandibulares foi medida na intersecção do ponto anterior da crista retromolar de um lado ao ponto anterior da crista retromolar do outro lado. O comprimento da linha média da mandíbula foi determinado a partir do implante instalado no centro da região dos incisivos até a intersecção entre os pontos anteriores da região retromolar para a esquerda e para a direita (Figura 6). Pela multiplicação da largura do arco pelo comprimento do arco calculou-se a área aproximada do arco. A variação das áreas obtidas foi dividida em terços.

Os arcos cujas medidas das áreas se encontravam no primeiro terço (33,3% dos menores valores) foram classificados como pequenos, aqueles cujas medidas das áreas se encontravam no segundo terço (33,3% dos valores intermediários) como médios e os que se encontravam no terceiro terço (33,3% dos maiores valores) como grandes.

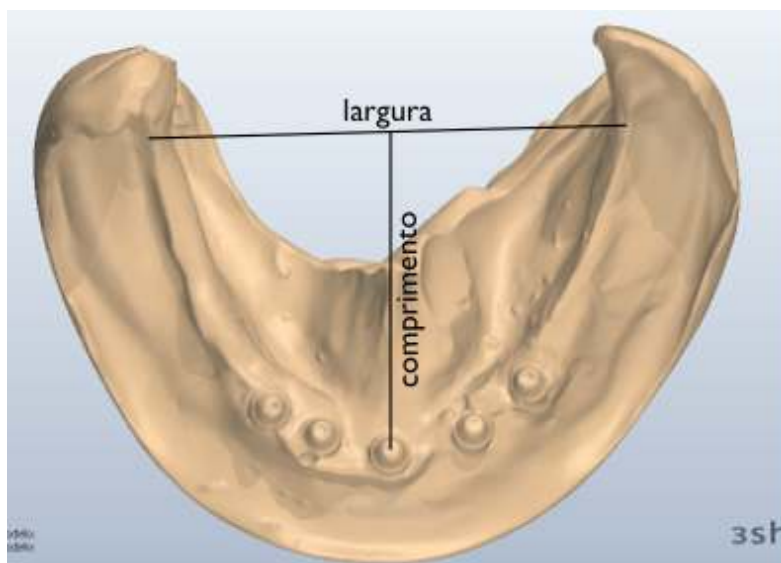


Figura 6 – Imagens das distâncias consideradas para o cálculo do tamanho dos arcos.

4.6 – Cálculo da área da reabilitação:

A área gerada pela reabilitação foi definida seguindo os preceitos de Ogawa¹⁷, que a definiu como área formada por uma linha imaginária que une os implantes no sentido horizontal. De posse das diferentes medidas realizadas, a figura geométrica formada pela reabilitação foi dividida em 5 figuras geométricas, permitindo o cálculo da área total. Sendo 1 área trapezoidal - aT , e 4 áreas triangulares - $at1$, $at2$, $at3$ e $at4$ (Figura 7):

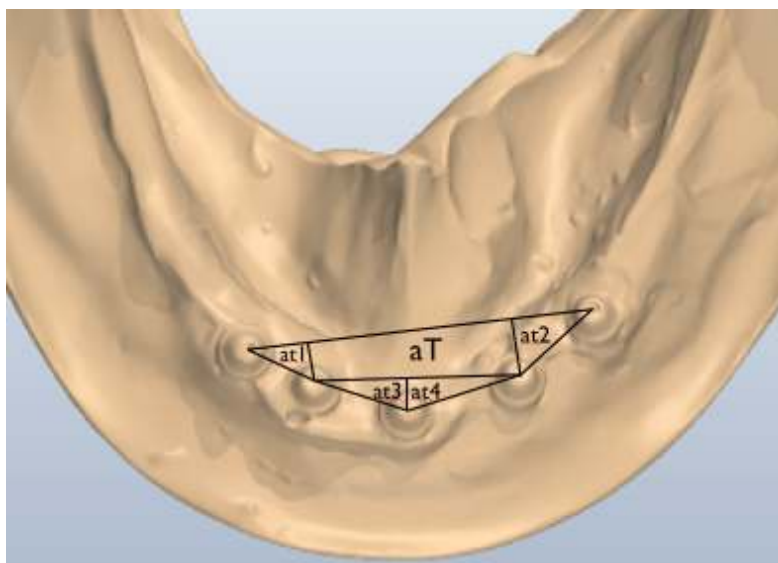


Figura 7 – Figuras geométricas geradas pela área da reabilitação e suas denominações.

4.7 – Análise estatística:

O modelo de análise de variância com uma fonte de variação foi utilizado para comparação de mais de dois grupos independentes em relação a variáveis quantitativas. No caso da rejeição da igualdade de médias os grupos foram comparados dois a dois considerando-se o teste *LSD* (*least significant difference*) ($\alpha=0.05$). Para comparação de dois grupos independentes, em relação a variáveis quantitativas, foi considerado o teste *t* de *Student* para amostras independentes ($\alpha=0.05$). Para comparação dos grupos em relação à homogeneidade da distribuição de variáveis qualitativas, foi realizado o teste Qui-

Quadrado. Para avaliação da associação de variáveis quantitativas foi estimado o coeficiente de correlação linear de Pearson. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Jarque-Bera. No caso de rejeição da hipótese de normalidade foi considerada a transformação de raiz quadrada dos dados.

Para avaliar o erro de método, vinte imagens digitalizadas foram escolhidas de forma aleatória e as medidas foram refeitas, pelo mesmo avaliador. Inicialmente testou-se a hipótese nula de médias iguais nas duas medidas (inexistência de viés – inexistência erro sistemático) versus a hipótese alternativa de médias diferentes (existência de viés – existência de erro sistemático). O resultado do teste estatístico indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,878$). Os dados foram analisados pelo programa computacional Statistica v.8.0 (Statsoft EUA).

5. Artigo Científico

5.1 Artigo Científico 1

Artigo elaborado segundo as normas da revista *The International Journal of Prosthodontics*.

Influência da forma do arco edêntulo mandibular nas próteses fixas totais implantossuportadas com extensão distal

Mylene de Cássia Gonçalves¹, Ivete Mattias Sartori², Roberto Shimizu³, Rodrigo Tiozzi⁴

¹ Mestranda em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

² Doutora em Reabilitação Oral, Coordenadora do Mestrado em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

³ Doutor em Ortodontia, Professor do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

⁴ Doutor em Reabilitação Oral, Professor do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

Autor correspondente:

Rodrigo Tiozzi,

Latin American Institute for Dental Research and Education – ILAPEO

Rua Jacarezinho, 656 – Mercês, Curitiba, Paraná, Brazil. 80710-150.

Tel.: +55 41 3595 0000; fax: +55 41 3595 0000

E-mail address: rtiozzi@yahoo.com

Resumo

Objetivo: Classificar as formas dos arcos mandibulares edêntulos reabilitados com implantes osteointegrados e correlacionar com a área obtida após a reabilitação e o comprimento do braço de resistência à extensão distal (distância AP). **Materiais e Métodos:** Modelos em gesso de 246 pacientes reabilitados com 5 implantes osteointegrados instalados na região anterior da mandíbula foram digitalizados. As formas dos arcos foram classificadas em triangular, oval e quadrada. As imagens tridimensionais foram analisadas para determinar a área formada pela reabilitação e mensurar a distância anteroposterior (AP). Os dados foram comparados estatisticamente. **Resultados:** Os resultados obtidos indicam a presença de 45,2% de arcos ovais (108), 34,3% de arcos quadrados (82) e 20,5% de arcos triangulares (49). A área gerada pela reabilitação variou de 59,67 a 285,48mm². Não ocorreram diferenças significantes entre as diferentes formas dos arcos e a área da reabilitação ($p>0,05$). A maior distância AP média (mm) foi encontrada para os arcos triangulares ($8,38\pm 1,42$) e a menor para os arcos quadrados ($6,87\pm 1,41$) ($p<0,005$). Foi encontrada correlação positiva entre a área da reabilitação e comprimento da distância AP ($P=0,789$). A distância AP variou de 3,57 a 12,10mm. **Conclusão:** Pode-se concluir que, na amostra avaliada, não existe correlação entre a forma do arco mandibular e a sua área total (tamanho) e que a forma do arco não influencia a área obtida pela reabilitação; a forma do arco interfere significativamente na distância anteroposterior; e a área gerada pela reabilitação está diretamente relacionada ao comprimento da distância AP.

Palavras – chave: Biomecânica; Implantes Dentários; Arco Dental; Próteses e Implante.

Introdução

O tratamento do edentulismo total com prótese fixa implantossuportada com extensão distal apresenta altos índices de sucesso.^{1,2} A distribuição harmoniosa de forças entre seus diferentes componentes e estruturas de suporte é essencial para o sucesso a longo prazo desta modalidade de tratamento.³⁻⁶ Os parâmetros para que haja adequada distribuição de forças neste tipo de prótese foram definidos previamente,⁶ sendo eles: 1. Distribuição espacial dos implantes; 2. Antecipação das forças oclusais e de mastigação; 3. Número e tamanho dos implantes, os quais não afetam apenas o apoio total das próteses, mas também refletem indiretamente a quantidade de osso disponível para a instalação dos implantes.

A distância entre o implante mais anterior e a linha formada pelos implantes mais posteriores (distância anteroposterior – AP) é considerada parâmetro essencial para se determinar o comprimento da extensão distal (*cantilever*). Assim, demonstra-se claramente a importância da distribuição anteroposterior dos implantes para compensar o *cantilever* carregado pelas forças mastigatórias.⁶ O aumento do comprimento do *cantilever* promove aumento na concentração de tensões nos implantes e infraestrutura,^{4,7,8} aumento este considerado proporcional⁹ e sempre maior no implante mais próximo à aplicação da força, ou seja, do *cantilever*.^{6,10-16}

Muito se tem discutido a respeito do comprimento ideal da extensão distal, ou *cantilever*,^{2,4,7,8,16-20} e a sua importância no comportamento biomecânico das próteses fixas implantossuportadas mandibulares com extensão distal.^{4,7,11} Aspectos mecânicos e biológicos^{5,10-12,19,21} devem ser avaliados para o correto dimensionamento da extensão distal, entre eles: o formato da estrutura metálica,^{10,19} a liga metálica utilizada,¹¹ a qualidade óssea,^{10,11} número e comprimento dos implantes,^{4,10,11} a inclinação dos implantes,^{2-4,12,22,23} a dentição antagonista e hábitos parafuncionais,^{6,11} e também a

distribuição anteroposterior dos implantes no arco.^{10,12,20,24}

É desejável que a instalação dos implantes distais seja a mais próxima possível do nervo mental,³ maximizando a distância entre os implantes mais anteriores e posteriores, o que, além de determinar um menor comprimento do *cantilever*, distribui melhor as forças geradas pelo mesmo.^{3,6,16,25} Os critérios de importância para a instalação de próteses fixas mandibulares implantossuportadas são, forma da arcada e posição dos forames mentuais, fatores determinantes da distância anteroposterior (distância do centro do implante mais anterior à linha que une o centro dos dois implantes mais distais).¹⁹ Condições biomecânicas favoráveis são encontradas em pacientes edêntulos que permitem a instalação de implantes em arranjo curvilíneo, acompanhando a forma do arco dental.^{6,21,26,27} Em uma mandíbula de formato oval, os forames mentuais estão localizados em cada lado da curvatura horizontal do arco, diferentemente de uma mandíbula de formato retangular, onde os forames estão localizados em linha frontal na direção dos incisivos.²

Dada a importância da anatomia mandibular para a reabilitação implantossuportada de arcos edêntulos, este estudo analisou e classificou as formas dos arcos mandibulares e calculou as áreas obtidas após a reabilitação. Também foi avaliada a existência ou não de correlação entre a área obtida e a forma do mesmo e sua importância na determinação do comprimento da extensão distal, avaliando-se a correlação entre a distância anteroposterior (AP) e as diferentes formas de arco.

Materiais e métodos

Seleção dos modelos

Foram pré-selecionados 246 modelos em gesso de pacientes reabilitados com implantes osteointegrados realizados na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba - PR), que, além de manter um programa de consultas periódicas de controle dos casos clínicos realizados, mantém em arquivo todos os modelos de trabalho utilizados. As reabilitações foram realizadas com 5 implantes osteointegrados instalados na região anterior da mandíbula e entre os forâmes mentuais. A instalação dos implantes e seu posicionamento, assim como os procedimentos de obtenção dos modelos seguiram a técnica preconizada em artigo publicado anteriormente.²⁸ Dos 246 modelos em gesso pré-selecionados e digitalizados, 7 não estavam íntegros o suficiente para permitir as aferições necessárias ao estudo e foram excluídos do estudo, o qual foi realizado em 239 modelos em gesso.

Digitalização dos modelos e mensuração das distâncias entre os implantes

As imagens tridimensionais foram obtidas pela digitalização dos modelos em gesso pré-selecionados utilizando *scanner* tridimensional (D-700, 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) (Figura 1). As imagens digitalizadas foram analisadas em *software* específico (OrthoAnalyser, 3Shape) e, a fim de calcular a área obtida pela reabilitação, uma série de mensurações foram realizadas.

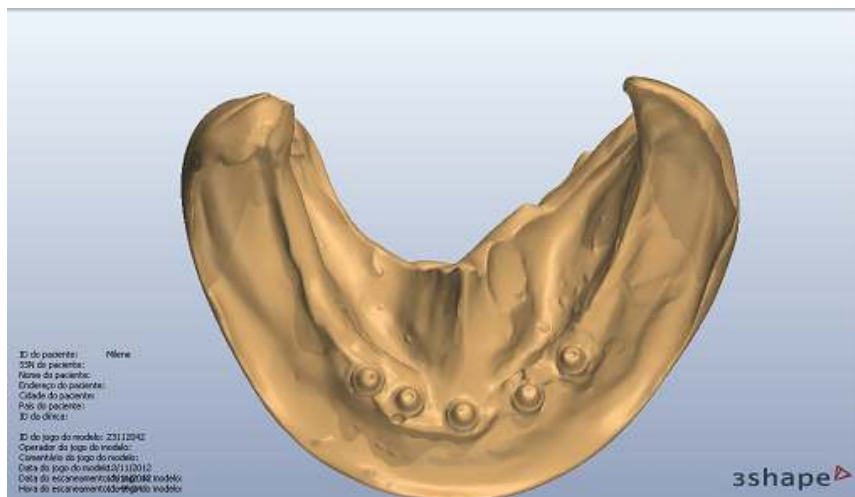


Fig. 1 – Imagem digitalizada do modelo em gesso.

Os cinco implantes instalados foram denominados, em ordem, da esquerda para a direita, de implante 1 (I1), implante 2 (I2), implante 3 (I3), implante 4 (I4) e implante 5 (I5) (Fig. 2).

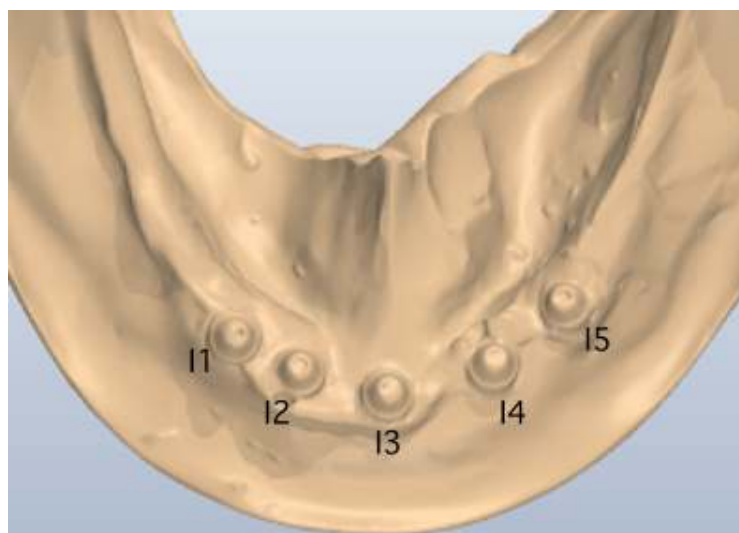


Fig. 2 - Cinco implantes instalados e suas denominações.

As medidas aferidas foram realizadas a partir do centro dos referidos implantes:

1. A distância entre o I1 e o I5 (base);
2. A distância entre I2 à base (H1);

3. A distância entre I3 à base, a qual corresponde à distância anteroposterior (AP);
4. A distância entre I4 à base (H3);
5. A distância entre I1 e I2 (L1);
6. A distância entre I2 e I3 (L2);
7. A distância entre I3 e I4 (L3);
8. A distância entre I4 e I5 (L4);
9. A distância entre I3 à linha traçada do I2 ao I4, distância anteromediana (AM)

(Fig. 3).

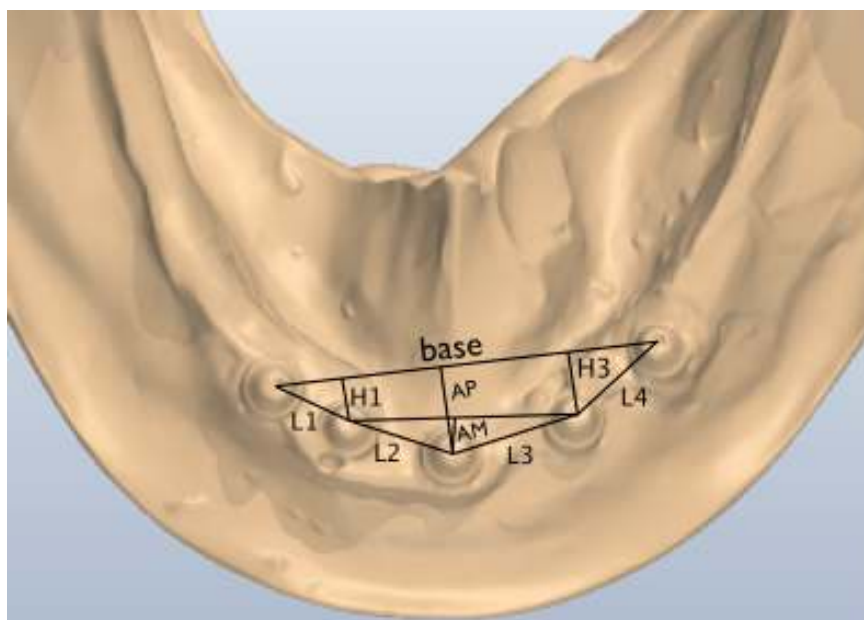


Fig. 3 – Distâncias aferidas e suas denominações.

Classificação da forma do arco mandibular

Para a classificação da forma dos arcos dentários mandibulares foi utilizado o gabarito de arcos dentários preconizados pela 3M (Orthoform templates, 3M Unitek, Monrovia, CA, EUA), que estabelecem três formas de arcos, triangular, oval e quadrada. Estabelecem também, duas larguras para cada forma, uma para a maxila e outra para a mandíbula, a qual utilizamos neste estudo (Fig. 4).

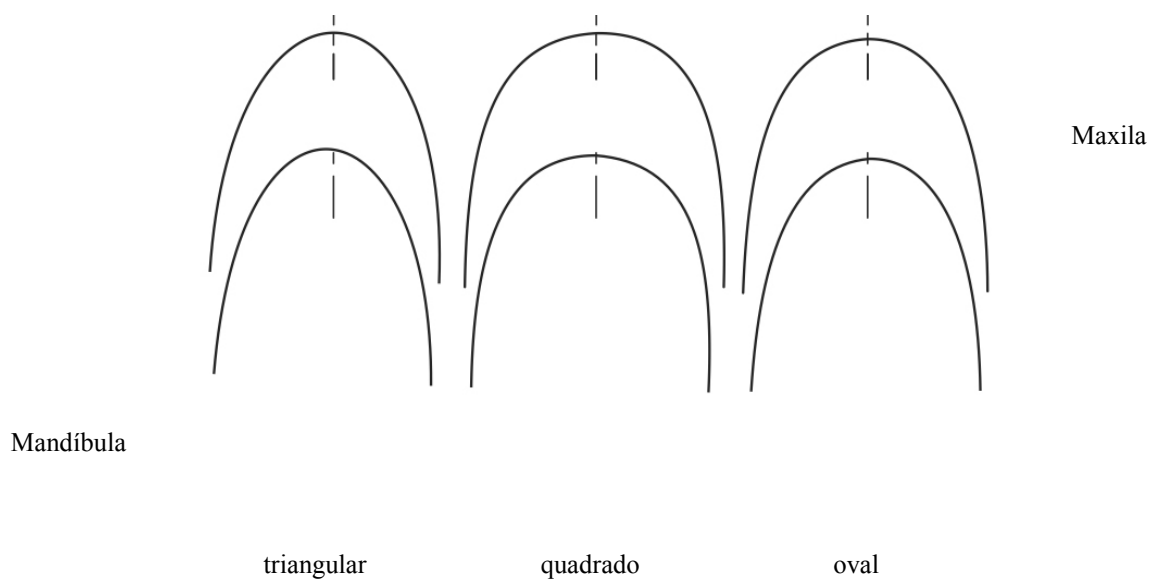


Fig. 4 – Esquema representativo das formas dos arcos mandibulares (retirado de Tajjik²⁹).

As imagens do gabarito do arco dentário foram sobrepostas à imagem do modelo digitalizado, permitindo a classificação da forma do arco. Neste exemplo, a forma do arco mandibular foi classificada como oval (Fig. 5).

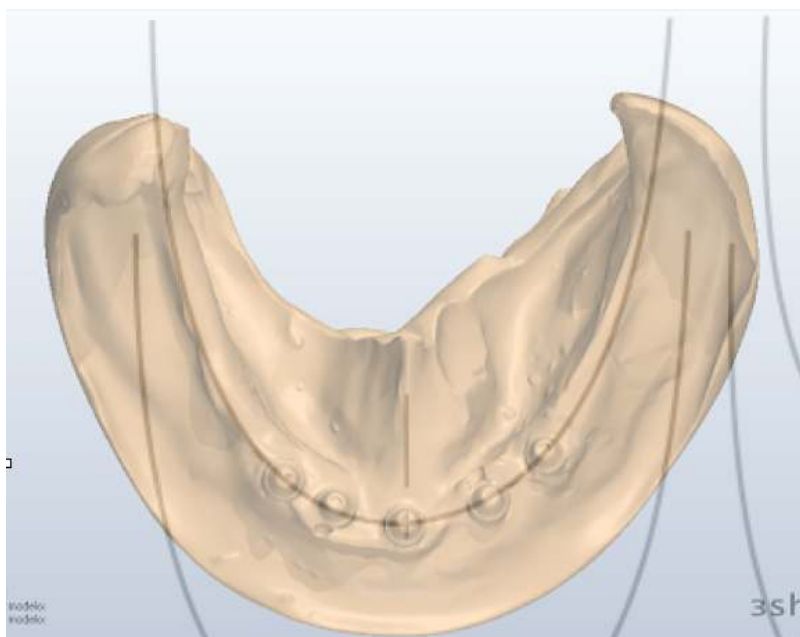


Fig. 5 – Esquema representativo do arco mandibular oval sobreposto à imagem digitalizada do modelo em gesso

Cálculo do tamanho do arco e da área da reabilitação

O cálculo das áreas dos arcos seguiu alguns dos critérios estabelecidos pelo estudo de Pietrokovski³⁰ para a mensuração de arcos edêntulos. A largura dos arcos mandibulares foi medida na intersecção entre os pontos altos das arestas residuais e os pontos anteriores das cristas retromolares. O comprimento da linha média da mandíbula foi determinado a partir do implante instalado no centro da região dos incisivos até a intersecção entre os pontos anteriores da região retromolar para a esquerda e para a direita (Fig. 6).

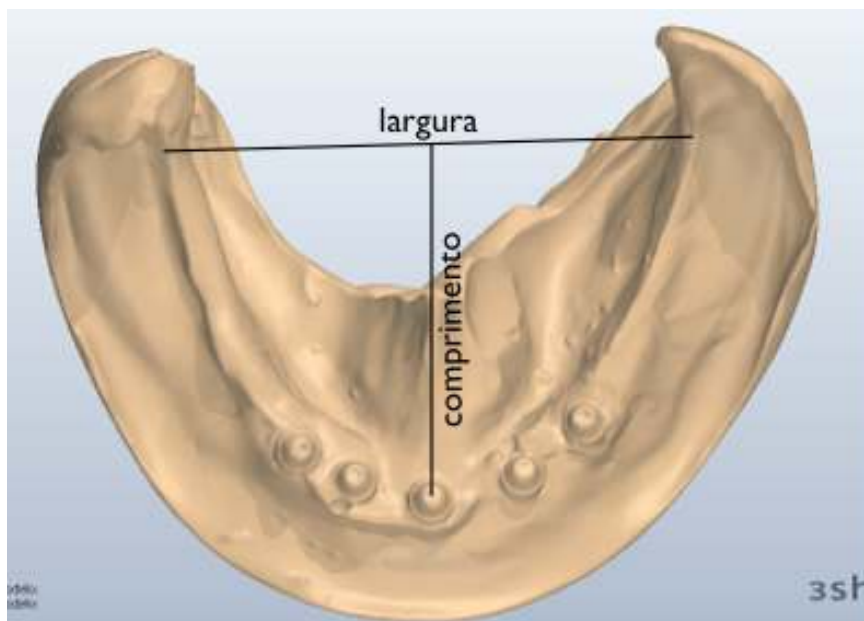


Fig. 6 – Imagens das distâncias consideradas para o cálculo do tamanho dos arcos.

Pela multiplicação da largura do arco pelo comprimento do arco calculou-se a área aproximada do arco. A variação das áreas obtidas foram divididas em terços. Os arcos cujas medidas das áreas se encontravam no primeiro terço (33,3% dos menores valores) foram classificados como pequenos, aqueles cujas medidas das áreas se encontravam no segundo terço (33,3% dos valores intermediários) como médios e os que se encontravam

no terceiro terço (33,3% dos maiores valores) como grandes.

A área gerada pela reabilitação foi definida seguindo os preceitos de Ogawa¹², que a definiu como área formada por uma linha imaginária que une os implantes no sentido horizontal. De posse das diferentes medidas realizadas, a figura geométrica formada pela reabilitação foi dividida em 5 figuras geométricas, permitindo o cálculo da área total. Sendo 1 área trapezoidal - aT, e 4 áreas triangulares - at1, at2, at3 e at4 (Fig. 7):

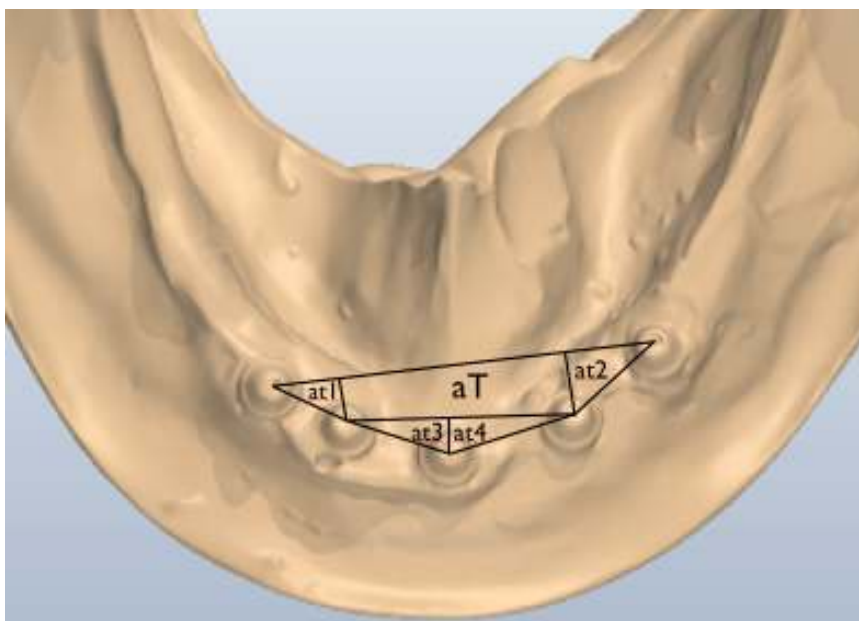


Fig. 7 – Figuras geométricas geradas pela área da reabilitação e suas denominações.

Análise estatística

O modelo de análise de variância com uma fonte de variação foi utilizado para comparação de mais de dois grupos independentes em relação a variáveis quantitativas. No caso da rejeição da igualdade de médias, os grupos foram comparados dois a dois pelo teste *LSD* (*least significant difference*) ($\alpha=0.05$). Para comparação de dois grupos independentes, em relação a variáveis quantitativas, foi considerado o teste *t de Student* para amostras independentes. Para comparação dos grupos em relação à homogeneidade da distribuição de variáveis qualitativas, foi realizado o teste Qui-Quadrado. Para avaliação

da associação de variáveis quantitativas foi estimado o coeficiente de correlação linear de Pearson. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Jarque-Bera. No caso de rejeição da hipótese de normalidade foi considerada a transformação de raiz quadrada dos dados.

Para avaliar o erro de método, vinte imagens digitalizadas foram escolhidas de forma aleatória e as medidas foram refeitas, pelo mesmo avaliador. Inicialmente testou-se a hipótese nula de médias iguais nas duas medidas (inexistência de viés – inexistência de erro sistemático) versus a hipótese alternativa de médias diferentes (existência de viés – existência de erro sistemático). O resultado do teste estatístico indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,878$). Os dados foram analisados pelo programa computacional Statistica v.8.0 (Statsoft EUA).

Resultados

A classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos na amostra estudada ficou assim distribuída: 108 arcos ovais (45,2%), 82 quadrados (34,3%) e 49 triangulares (20,5%). A distribuição do tamanho destes arcos apresentou os seguintes resultados: 79 arcos pequenos (33%), 80 arcos médios (33,5%) e 80 arcos grandes (33,5%). A área gerada pela reabilitação variou de 1072,9 a 2677,1mm², com área média de 1875,01mm². A distância AP variou de 3,57 a 12,10mm, com a média de 7,61mm.

A hipótese nula de independência entre a forma e o tamanho do arco versus a hipótese alternativa de dependência foi testada. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,719$), indicando subsídios de que há independência entre a forma e o tamanho do arco, ou seja, o formato não influencia no tamanho do arco e vice-versa (Tabela 1). Testou-se a hipótese nula de médias da área iguais para os três tipos de formato versus a hipótese alternativa de pelo menos um tipo de formato com área diferente

dos demais tipos. Concluiu-se que o formato do arco não influencia na área total gerada pela reabilitação ($p=0,100$) (Tabela 2).

Os resultados mostraram que o formato do arco interfere significativamente na distância AP ($p<0,001$) (Tabela 3). Enquanto os arcos triangulares apresentaram as maiores distâncias AP, variando de 4,70 a 12,10mm, com média de 8,38mm, os quadrados apresentaram as menores, variando de 3,57 a 10,93mm, com média de 6,87mm. Já nos ovais a distância AP variou de 4,05 a 11,25mm, com média de 7,80mm. Quando as formas foram comparadas duas a duas, em relação à distância AP, o arco quadrado apresentou maior variação quando comparado aos arcos triangulares e ovais (Tabela 4).

Dentro de cada tipo de forma, triangular (gráfico 1), oval (gráfico 2) e quadrada (gráfico 3), e de forma global (gráfico 4), testou-se a hipótese nula de correlação linear igual a zero (inexistência de associação linear) versus a hipótese alternativa de correlação linear diferente de zero (existência de associação linear). Os resultados mostraram que a área gerada pela reabilitação está diretamente relacionada à distância AP ($p<0,001$) (Tabela 5).

Discussão

A utilização de modelos em gesso digitalizados para a classificação e mensuração, utilizada neste trabalho é validada por dois estudos, um deles²³ visava verificar a precisão (validade), reprodutibilidade (confiabilidade), eficácia e efetividade das medidas feitas nos modelos digitalizados, e os resultados mostraram que as medições feitas a partir dos modelos digitalizados parecem ser em geral tão precisas e confiáveis quanto as medições feitas a partir de modelos de gesso. E o outro,²⁹ conclui, que, modelos digitais podem ser usados para armazenamento dos modelos de gesso e para pesquisas, com precisão satisfatória e reprodutibilidade na mensuração de comprimento e largura do arco.

Avaliada a incidência das três diferentes formas do arco mandibular, um estudo realizado em pacientes dentados³⁰ apresentou a prevalência dos arcos triangulares (49,2%), seguidos de ovais (29,2%) e em menor número de quadrados (21,2%). Resultados divergentes dos obtidos neste estudo, no qual 108 arcos foram classificados como ovais (45,2%), 82 como quadrados (34,3%) e 49 como triangulares (20,5%). Números compatíveis aos resultados de outros estudos nos quais foi constatada a prevalência dos arcos ovais, seja em pacientes edêntulos²⁸ - onde esta prevalência foi confirmada por duas análises distintas - ou em pacientes dentados, como no estudo de Paranhos et al,³¹ que encontraram 41% dos arcos eram ovais, 39% quadrados e 20% triangulares, resultados muito próximos aos encontrados neste estudo.

A classificação do tamanho dos arcos mandibulares tem sido pouco discutida, resumindo-se a apenas dois estudos^{28,32} publicados pelo mesmo autor. Os marcos anatômicos apresentados no primeiro trabalho²⁸ foram utilizados neste estudo e seus resultados divergem dos resultados obtidos nesta amostra, cujos comprimentos dos arcos variaram de 21,28 a 43,20mm, com o comprimento médio de 32,85mm e, no primeiro estudo citado,²⁸ estes comprimentos variaram de 45 a 60mm. Já as larguras das mandíbulas edêntulas obtidas neste estudo variaram de 43,91 a 65,05mm, com a largura média de 53,32mm, e no primeiro estudo citado variaram de 39 a 62mm. O segundo estudo³² afirma que: após a perda do dente, a migração da crista mandibular residual é centrífuga e apical, para uma mandíbula mais larga e mais curta em desdentados, encontrando comprimentos dos arcos variando de 53 a 67mm (média de 61mm) e larguras de 73 a 84mm (média de 78mm), indo de encontro aos resultados obtidos neste estudo.

Após o cálculo da área total aproximada do arco, através da multiplicação da largura do arco pelo comprimento, e da divisão destas medidas em terços, classificou-se os arcos mandibulares edêntulos em P, M e G. A distribuição ocorreu de maneira uniforme,

com 79 arcos pequenos (33%), 80 arcos médios (33,5%) e 80 arcos grandes (33,5%).

Apesar da alegação que a forma, a curvatura e o tamanho do arco determinam a distância dos implantes,²¹ os resultados mostraram que há independência entre a forma e o tamanho do arco, ou seja, o formato não influencia no tamanho do arco e vice-versa. Portanto, o tamanho total dos arcos mandibulares analisados - cujas áreas variaram de 1072,92 a 2678,11mm² - não interfere na análise da correlação entre a área gerada pela reabilitação - que variou de 59,29 a 285,48mm² - com a forma do arco mandibular. Da mesma maneira, os resultados mostram que a forma não interfere na área gerada pela reabilitação. Esta afirmação corrobora a alegação de que, quando a área implantossuportada representativa é considerada, ela interfere nos casos com menos implantes.¹² Quando os modelos com tipos de distribuição simulando arco médio e arco grande são comparados entre si, esta área imaginária formada pelos implantes decresce 68,1% nos modelos com 3 implantes, 32,2% nos com 4 implantes e apenas 8% nos modelos com 5 implantes,¹² que é a configuração estudada nesta amostra. O contrário ocorre com a distância anteroposterior (AP), que está diretamente relacionada à área gerada pela reabilitação e sofre interferência significativa da forma do arco.

Apesar da dificuldade em se determinar uma relação clara entre o aumento do comprimento do *cantilever* distal e o número e tipo de complicações ocorridas,^{8,18} a presença de extensões distais maiores que 15mm tem sido associada ao aumento do risco de fratura das próteses fixas implantossuportadas com *cantilever* distal.^{8,18,20} O comprimento ideal da extensão distal tem sido motivo de debate,^{6,8,16,17,26,33,34} enquanto alguns autores não recomendam a confecção de extensões maiores que 15mm na mandíbula,^{8,20} outros citam a utilização de extensões distais de até 20mm.²

Existe comprovação científica para a alegação de que as próteses fixas com extensões mais curtas trarão melhor taxa de sobrevivência ou tempo de vida do que aquelas

com extensões mais longas.^{7,8} Sendo assim, o *cantilever* deveria ser evitado ou minimizado, porque a sua presença aumenta consideravelmente o estresse transmitido ao implante mais distal, independente do número de implantes que suportam a prótese.^{2,9,13,16,17} A extensão distal deveria fornecer adequada estabilidade à estrutura metálica e não sobrecarregar os implantes distais, sendo corretamente dimensionada após observados aspectos mecânicos e biológicos,^{6,12-16} entre eles: o *design* da estrutura metálica,^{6,14} a liga metálica utilizada,¹⁵ a qualidade óssea onde os implantes estão instalados,^{6,15} número e comprimento dos implantes,^{6,9,16} a inclinação dos implantes,^{2,10,16,17,35} a dentição antagonista e hábitos parafuncionais,⁶ e também a distribuição anteroposterior dos implantes no arco.^{1,3,6,16,25,26}

Alguns autores preconizam a instalação de implantes inclinados,^{2,4,10,17,35} o que possibilitaria a instalação de implantes mais longos,^{2,10,17,35} aumentaria a distância entre o implante mais anterior e o mais posterior e distribuiria melhor as forças, além de reduzir ou eliminar a necessidade da extensão distal.^{2,4,7,10,17,24,35} Muito se tem discutido sobre qual o número ideal de implantes para a prótese fixa implantossuportada com extensão distal,^{3,12,13} mas a distribuição é tão importante quanto o número de implantes para a resultante de forças.¹² É desejável a instalação dos implantes distais o mais próximo possível dos forames mentuais,³ maximizando a distância entre os implantes mais anteriores e posteriores, o que, além de determinar um menor comprimento do *cantilever*, distribui melhor as forças geradas pelo mesmo.^{3,6,16,25} O decréscimo no número de implantes também foi motivo de outro estudo,¹² o qual comparou o número de implantes à área gerada pela reabilitação (área formada quando uma linha imaginária conecta os implantes em um plano horizontal, é um parâmetro que é determinado pelo número e pela distribuição dos implantes e é utilizada para entender este efeito combinado), concluindo que, a distribuição dos implantes se torna mais importante a medida que o número de

implantes diminui.

A linha de fulcro para as próteses fixas implantossuportadas com extensão distal passa pelos componentes mais distais. Forças de tensão atuam nos implantes anteriores reagindo às forças aplicadas ao cantilever. Quando há grande distância entre a linha de fulcro e os implantes anteriores, as forças aplicadas sobre o cantilever são distribuídas com maior eficiência,³ enquanto que, em uma distribuição linear, a borda posterior do componente atua como fulcro, ocorrendo sobrecarga sobre o parafuso.⁶ A regra baseada na hipótese de que a carga mínima para rompimento dos implantes osseointegrados é igual a duas vezes a força oclusal normal define que o comprimento máximo do cantilever pode ser igual ou menor que duas vezes o comprimento ântero-posterior numa distribuição em curva de implantes, sendo também proporcional à profundidade de instalação dos implantes.³⁴ Esta relação, de cantilever 2 vezes a distância AP é indicada em outro estudo.²⁶

Em seu estudo, realizado em 1989, Rangert⁶ definiu como parâmetro para adequada distribuição de forças nas próteses fixas implantossuportadas com extensão distal que a distância anteroposterior deveria ser pelo menos de 10mm. Com os resultados obtidos neste estudo, distâncias AP variando 3,57mm a 12,10mm, com a média de 7,61mm, verificou-se que, na grande maioria das vezes, a distância obtida pela reabilitação, daquela que seria uma das referências para a determinação do comprimento do *cantilever*, está aquém da ideal. Além disto, os resultados deste estudo encontraram menor incidência de arcos triangulares, os quais apresentam as maiores distâncias AP, podendo, portanto, ser considerada a forma ideal para o posicionamento anteroposterior dos implantes. Ao contrário do que tem sido discutido na literatura, onde os arcos ovais são considerados os de forma ideal para esta distribuição.^{26,34}

As distâncias AP apresentaram grande variação, variação esta que se torna ainda maior quando calculou-se os comprimentos máximos de *cantileveres* sugeridos pela literatura, a qual recomenda como comprimento máximo dos cantilevers de 1,6 vezes a distância AP²¹, 2 vezes a distância AP²⁶ e, no máximo, 2,5 vezes a distância AP (quando em reabilitações com 5 implantes e baixos fatores de tensão).¹⁹ Dentre as indicações mais citadas^{26,34} encontram-se as que sugerem *cantilever* com, no máximo, 2 vezes a distância AP^{26,33}. Seguindo estas referências, e tendo como base as distâncias AP obtidas no estudo, os *cantilevers* variariam de 7,14mm (para a distância AP de 3,54 mm) a 24,20mm (para a distância AP de 12,10mm).

A distância anteroposterior (AP) se refere à relação entre o posicionamento do implante mais anterior com os mais posteriores, que têm seus posicionamentos limitados pelos forames mentuais¹⁹ e de acordo com a forma do arco.²⁶ O posicionamento do implante mais anterior é determinado pela curvatura anterior do arco mandibular.¹⁹ Afirmações estas confirmadas pelos resultados deste estudo, que mostraram a correlação entre a forma do arco mandibular e a distância AP. Sendo assim, é verdadeira a afirmação de que a forma do arco apresenta grande influência na determinação do tamanho da extensão distal. Estas observações levam a considerar que a forma do arco mandibular é a grande determinante do comprimento dos cantileveres das próteses fixas mandibulares implantossuportadas com extensão distal. E, dentre as formas de arco, aquela que proporciona a melhor distribuição de tensões quanto à distribuição anteroposterior dos implantes é a triangular, sendo a forma quadrada a menos favorável.

Resultados

A classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos na amostra estudada ficou assim distribuída: 108 arcos ovais (45,2%), 82 quadrados (34,3%) e 49 triangulares (20,5%). A distribuição do tamanho destes arcos apresentou os seguintes resultados: 79 arcos pequenos (33%), 80 arcos médios (33,5%) e 80 arcos grandes (33,5%). A área gerada pela reabilitação variou de 1072,9 a 2677,1mm², com área média de 1875,01mm². A distância AP variou de 3,57 a 12,10mm, com a média de 7,61mm.

A hipótese nula de independência entre a forma e o tamanho do arco versus a hipótese alternativa de dependência foi testada. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,719$), indicando subsídios de que há independência entre a forma e o tamanho do arco, ou seja, o formato não influencia no tamanho do arco e vice-versa (Tabela 1). Testou-se a hipótese nula de médias da área iguais para os três tipos de formato versus a hipótese alternativa de pelo menos um tipo de formato com área diferente dos demais tipos. Concluiu-se que o formato do arco não influencia na área total gerada pela reabilitação ($p=0,100$) (Tabela 2).

Os resultados mostraram que o formato do arco interfere significativamente na distância AP ($p<0,001$) (Tabela 3). Enquanto os arcos triangulares apresentaram as maiores distâncias AP, variando de 4,70 a 12,10mm, com média de 8,38mm, os quadrados apresentaram as menores, variando de 3,57 a 10,93mm, com média de 6,87mm. Já nos ovais a distância AP variou de 4,05 a 11,25mm, com média de 7,80mm. Quando as formas foram comparadas duas a duas, em relação à distância AP, o arco quadrado apresentou maior variação quando comparado aos arcos triangulares e ovais (Tabela 4).

Dentro de cada tipo de forma, triangular (gráfico 1), oval (gráfico 2) e quadrada (gráfico 3) e de forma global (gráfico 4), testou-se a hipótese nula de correlação linear igual a zero (inexistência de associação linear) versus a hipótese alternativa de correlação

linear diferente de zero (existência de associação linear). Os resultados mostraram que a área gerada pela reabilitação está diretamente relacionada à distância AP ($p < 0,001$) (Tabela 5).

Discussão

A utilização de modelos em gesso digitalizados para a classificação e mensuração, utilizada neste trabalho é validada por dois estudos, um deles²³ visava verificar a precisão (validade), reprodutibilidade (confiabilidade), eficácia e efetividade das medidas feitas nos modelos digitalizados, e os resultados mostraram que as medições feitas a partir dos modelos digitalizados parecem ser em geral tão precisas e confiáveis quanto as medições feitas a partir de modelos de gesso. E o outro,³¹ conclui, que, modelos digitais podem ser usados para armazenamento dos modelos de gesso e para pesquisas, com precisão satisfatória e reprodutibilidade na mensuração de comprimento e largura do arco.

Avaliada a incidência das três diferentes formas do arco mandibular, um estudo realizado em pacientes dentados²⁹ apresentou a prevalência dos arcos triangulares (49,2%), seguidos de ovais (29,2%) e em menor número de quadrados (21,2%). Resultados divergentes dos obtidos neste estudo, onde 108 arcos foram classificados como ovais (45,2%), 82 como quadrados (34,3%) e 49 como triangulares (20,5%). Números compatíveis aos resultados de outros estudos nos quais foi constatada a prevalência dos arcos ovais, seja em pacientes edêntulos³⁰ - sendo esta prevalência confirmada por duas análises distintas - ou em pacientes dentados, como no estudo de Paranhos et al,³² que encontraram 41% dos arcos eram ovais, 39% quadrados e 20% triangulares, resultados muito próximos aos encontrados neste estudo.

A classificação do tamanho dos arcos mandibulares tem sido pouco discutida, resumindo-se a apenas dois estudos^{30,33} publicados pelo mesmo autor. Os marcos

anatômicos apresentados no primeiro trabalho³⁰ foram utilizados neste estudo e seus resultados divergem dos resultados obtidos nesta amostra, cujos comprimentos dos arcos variaram de 21,28 a 43,20mm, com o comprimento médio de 32,85mm e, no primeiro estudo citado,³⁰ estes comprimentos variaram de 45 a 60mm. Já as larguras das mandíbulas edêntulas obtidas neste estudo variaram de 43,91 a 65,05mm, com a largura média de 53,32mm, e no primeiro estudo citado variaram de 39 a 62mm. O segundo estudo³³ afirma que: após a perda do dente, a migração da crista mandibular residual é centrífuga e apical, para uma mandíbula mais larga e mais curta em desdentados, encontrando comprimentos dos arcos variando de 53 a 67mm (média de 61mm) e larguras de 73 a 84mm (média de 78mm), indo de encontro aos resultados obtidos neste estudo.

Após o cálculo da área total aproximada do arco, através da multiplicação da largura do arco pelo comprimento, e da divisão destas medidas em terços, classificou-se os arcos mandibulares edêntulos em P, M e G. A distribuição ocorreu de maneira uniforme, com 79 arcos pequenos (33%), 80 arcos médios (33,5%) e 80 arcos grandes (33,5%).

Apesar da alegação que a forma, a curvatura e o tamanho do arco determinam a distância dos implantes,²¹ os resultados mostraram que há independência entre a forma e o tamanho do arco, ou seja, o formato não influencia no tamanho do arco e vice-versa. Portanto, o tamanho total dos arcos mandibulares analisados - cujas áreas variaram de 1072,92 a 2678,11mm² - não interfere na análise da correlação entre a área gerada pela reabilitação - que variou de 59,29 a 285,48mm² - com a forma do arco mandibular. Da mesma maneira, os resultados mostram que a forma não interfere na área gerada pela reabilitação. Esta afirmação corrobora a alegação de que, quando a área implantossuportada representativa é considerada, ela interfere nos casos com menos implantes.¹² Quando os modelos com tipos de distribuição simulando arco médio e arco grande são comparados entre si, esta área imaginária formada pelos implantes decresce

68,1% nos modelos com 3 implantes, 32,2% nos com 4 implantes e apenas 8% nos modelos com 5 implantes,¹² que é a configuração estudada nesta amostra. O contrário ocorre com a distância anteroposterior (AP), que está diretamente relacionada à área gerada pela reabilitação e sofre interferência significativa da forma do arco.

Apesar da dificuldade em se determinar uma relação clara entre o aumento do comprimento do *cantilever* distal e o número e tipo de complicações ocorridas,^{8,18} a presença de extensões distais maiores que 15mm tem sido associada ao aumento do risco de fratura das próteses fixas implantossuportadas com *cantilever* distal.^{8,18,20} O comprimento ideal da extensão distal tem sido motivo de debate,^{6,8,16,17,26,34,35} enquanto alguns autores não recomendam a confecção de extensões maiores que 15mm na mandíbula,^{8,20} outros citam a utilização de extensões distais de até 20mm.²

Existe comprovação científica para a alegação de que as próteses fixas com extensões mais curtas trarão melhor taxa de sobrevivência ou tempo de vida do que aquelas com extensões mais longas.^{7,8} Sendo assim, o *cantilever* deveria ser evitado ou minimizado, porque a sua presença aumenta consideravelmente o estresse transmitido ao implante mais distal, independente do número de implantes que suportam a prótese.^{2,9,13,16,17} A extensão distal deveria fornecer adequada estabilidade à estrutura metálica e não sobrecarregar os implantes distais, sendo corretamente dimensionado após observados aspectos mecânicos e biológicos,^{6,12-16} entre eles: o design da estrutura metálica,^{6,14} a liga metálica utilizada,¹⁵ a qualidade óssea onde os implantes estão instalados,^{6,15} número e comprimento dos implantes,^{6,9,16} a inclinação dos implantes,^{2,10,16,17,36} a dentição antagonista e hábitos parafuncionais,⁶ e também a distribuição anteroposterior dos implantes no arco.^{1,3,6,16,25,26}

Alguns autores preconizam a instalação de implantes inclinados,^{2,4,10,17,36} o que possibilitaria a instalação de implantes mais longos,^{2,10,17,36} aumentaria a distância entre o

implante mais anterior e o mais posterior e distribuiria melhor as forças, além de reduzir ou eliminar a necessidade da extensão distal.^{2,4,7,10,17,24,36} Muito se tem discutido sobre qual o número ideal de implantes para a prótese fixa implantossuportada com extensão distal,^{3,12,13} mas a distribuição é tão importante quanto o número de implantes para a resultante de forças.¹² É desejável a instalação dos implantes distais o mais próximo possível dos forames mentuais,³ maximizando a distância entre os implantes mais anteriores e posteriores, o que, além de determinar um menor comprimento do cantilever, distribui melhor as forças geradas pelo mesmo.^{3,6,16,25} O decréscimo no número de implantes também foi motivo de outro estudo,¹² o qual comparou o número de implantes à área gerada pela reabilitação (área formada quando uma linha imaginária conecta os implantes em um plano horizontal, é um parâmetro que é determinado pelo número e pela distribuição dos implantes e é utilizada para entender este efeito combinado), concluindo que, a distribuição dos implantes se torna mais importante a medida que o número de implantes diminui.

A linha de fulcro para as próteses fixas implantossuportadas com extensão distal passa pelos componentes mais distais. Forças de tensão atuam nos implantes anteriores reagindo às forças aplicadas ao cantilever. Quando há grande distância entre a linha de fulcro e os implantes anteriores, as forças aplicadas sobre o cantilever são distribuídas com maior eficiência,³ enquanto que, em uma distribuição linear, a borda posterior do componente atua como fulcro, ocorrendo sobrecarga sobre o parafuso.⁶ A regra baseada na hipótese de que a carga mínima para rompimento dos implantes osseointegrados é igual a duas vezes a força oclusal normal define que o comprimento máximo do cantilever pode ser igual ou menor que duas vezes o comprimento ântero-posterior numa distribuição em curva de implantes, sendo também proporcional à profundidade de instalação dos implantes.³⁵ Esta relação, de cantilever 2 vezes a distância AP é indicada em outro

estudo.²⁶

Em seu estudo, realizado em 1989, Rangeri⁶ definiu como parâmetro para adequada distribuição de forças nas próteses fixas implantossuportadas com extensão distal que a distância anteroposterior (AP) deveria ser pelo menos de 10 mm. Com os resultados obtidos neste estudo, distâncias AP variando 3,57 mm a 12,10 mm, com a média de 7,61mm, verificou-se que, na grande maioria das vezes, a distância obtida pela reabilitação, daquela que seria uma das referências para a determinação do comprimento do *cantilever*, está aquém da ideal. Além disto, os resultados deste estudo encontraram menor incidência de arcos triangulares, os quais apresentam as maiores distâncias AP, podendo, portanto, ser considerada a forma ideal para o posicionamento anteroposterior dos implantes. Ao contrário do que tem sido discutido na literatura, onde os arcos ovais são considerados os de forma ideal para esta distribuição.^{26,35}

As distâncias AP apresentaram grande variação, variação esta que se torna ainda maior quando calculou-se os comprimentos máximos de *cantileveres* sugeridos pela literatura, a qual recomenda como comprimento máximo dos cantilevers de 1,6 vezes a distância AP²¹, 2 vezes a distância AP²⁶ e, no máximo, 2,5 vezes a distância AP (quando em reabilitações com 5 implantes e baixos fatores de tensão).¹⁹ Dentre as indicações mais citadas^{26,35} encontram-se as que sugerem *cantilever* com, no máximo, 2 vezes a distância AP^{26,33}. Seguindo estas referências, e tendo como base as distâncias AP obtidas no estudo, os *cantilevers* variariam de 7,14 mm (para a distância AP de 3,54 mm) a 24,20 mm (para a distância AP de 12,10 mm).

A distância anteroposterior (AP) se refere à relação entre o posicionamento do implante mais anterior com os mais posteriores, que têm seus posicionamentos limitados pelos forames mentuais¹⁹ e de acordo com a forma do arco.²⁶ O posicionamento do implante mais anterior é determinado pela curvatura anterior do arco mandibular.¹⁹

Afirmações estas confirmadas pelos resultados deste estudo, que mostraram a correlação entre a forma do arco mandibular e a distância AP. Sendo assim, é verdadeira a afirmação de que a forma do arco apresenta grande influência na determinação do tamanho da extensão distal. Estas observações levam a considerar que a forma do arco mandibular é a grande determinante do comprimento dos cantileveres das próteses fixas mandibulares implantossuportadas com extensão distal. E, dentre as formas de arco, aquela que proporciona a melhor distribuição de tensões quanto à distribuição anteroposterior dos implantes é a triangular, sendo a forma quadrada a menos favorável.

Referências

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347-359
2. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:405-414
3. Bavitz JB, Harn SD, Hansen CA, Lang M. An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:563-567
4. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:976-984
5. Matsui Y, Neukam FW, Wichmann M, Ohno K. A computerized method for evaluating distribution of occlusal load on implant-supported fixed cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:67-72
6. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:241-247
7. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res* 2005;16:26-35
8. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 1994;71:23-26
9. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:105-113
10. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:752-759
11. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776-781

12. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2010;23:566-573
13. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J, Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:239-246
14. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848
15. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:196-200
16. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:493-499
17. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;21:539-542
18. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:601-607
19. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 3 ed. New York: Elsevier; 2007. The edentulous mandible: An organized approach from implant supported overdenture to fixed prosthesis. p. 314-326.
20. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 Suppl:69-85
21. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000;11 Suppl 1:108-125
22. Paspaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:102-110
23. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004;74:298-303

24. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:511-517
25. Rodriguez AM, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Survival of various implant-supported prosthesis designs following 36 months of clinical function. *Ann Periodontol* 2000;5:101-108
26. Spiekermann H. *Implantology*. New York: Georg Thieme Verlag; 1995. Prosthetic treatment. p. 143 - 166.
27. Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:819-825
28. Borges AF, Dias Pereira LA, Thome G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:244-248
29. Tajik I, Mushtaq N, Khan M. Arch forms among different angle classification: A study. *Pakistan Oral Dent J* 2011;31:92-95
30. Pietrokovski J, Harfin J, Levy F. The influence of age and denture wear on the size of edentulous structures. *Gerodontology* 2003;20:100-105
31. Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:269-273
32. Paranhos LR, Andrews WA, Jórias RP, Bérzin F, Daruge Junior E, Trivino T. Dental arch morphology in normal occlusions. 2011; *Brazilian Journal of Oral Science*:65 - 68
33. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont* 2007;16:141-147
34. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169
35. Takayama H. *Osseointegration and occlusal Rehabilitation*. Michigan: Quintessence Pub. Co; 1989. Biomechanical considerations on osseointegrated implants. p. 265 - 279.
36. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:639-644

Tabelas

Tabela 1 – Avaliação da associação entre forma e tamanho do arco ($p=0,719$)

Tamanho do Arco		Forma		
		Triangular	Oval	Quadrado
Pequeno	n	17	32	30
	%	34,7	29,6	36,6
Médio	n	17	40	23
	%	34,7	37,0	28,0
Grande	n	15	36	29
	%	30,6	33,3	35,4
Total		49	108	82

Tabela 2 – Avaliação da associação entre forma do arco e área gerada pela reabilitação.

Formato	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desv. Pad	Valor de p*
Triangular	49	159,98	158,69	96,00	223,61	34,10	0,100
Oval	108	156,21	155,08	77,29	285,48	40,13	
Quadrado	82	146,95	144,43	59,27	266,96	39,76	

(*) Análise de Variância com uma fonte de variação; $p<0,05$

Tabela 3 – Avaliação da associação entre forma do arco e distância anteroposterior - AP.

Formato	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desv. Pad	Valor de p*
Triangular	49	8,38	8,32	4,70	12,10	1,42	<0,001
Oval	108	7,80	7,91	4,05	11,26	1,45	
Quadrado	82	6,87	6,68	3,57	10,93	1,41	

(*) Análise de Variância com uma fonte de variação; $P<0,05$

Tabela 4 – Avaliação da associação entre forma do arco e distância anteroposterior – AP, comparação dois a dois.

Formatos sob Comparação	Valor de p*
Triangular x Oval	0,019
Triangular x Quadrado	<0,001
Oval x Quadrado	<0,001

(*) Teste LSD; $p < 0,05$

Tabela 5 – Avaliação da associação entre área da reabilitação e distância anteroposterior - AP.

Formatos sob Comparação	Correlação Estimada	Valor de p
Triangular	0,705	<0,001
Oval	0,838	<0,001
Quadrado	0,812	<0,001
Geral	0,789	<0,001

Gráficos

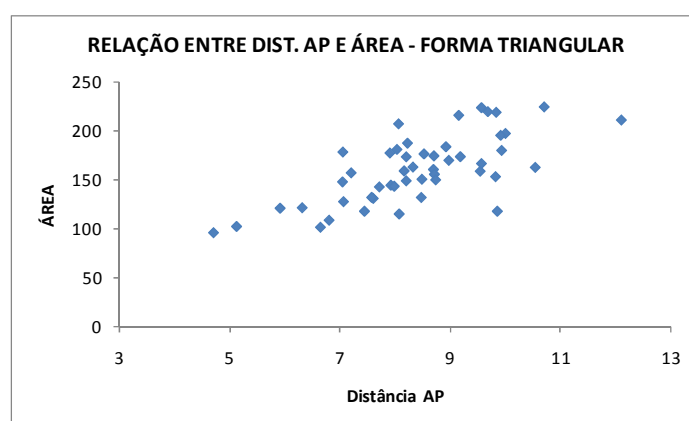


Gráfico 1 – Avaliação entre distância AP e área da reabilitação no arco triangular.

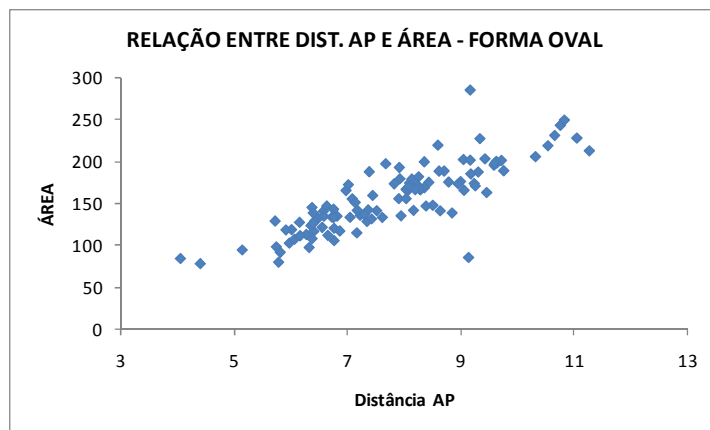


Gráfico 2 – Avaliação entre distância AP e área da reabilitação no arco oval.

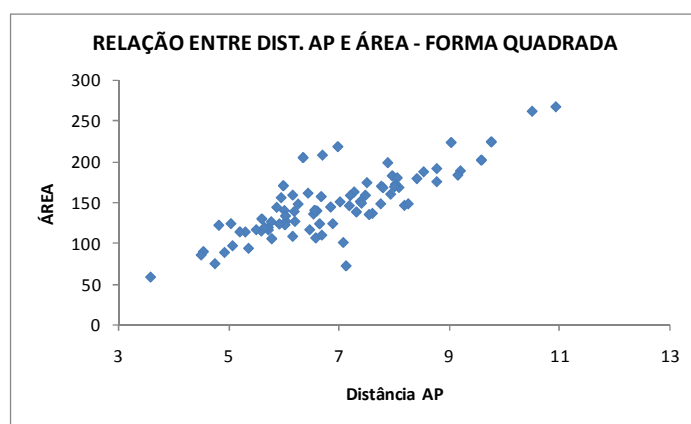


Gráfico 3 – Avaliação entre distância AP e área da reabilitação no arco quadrado.

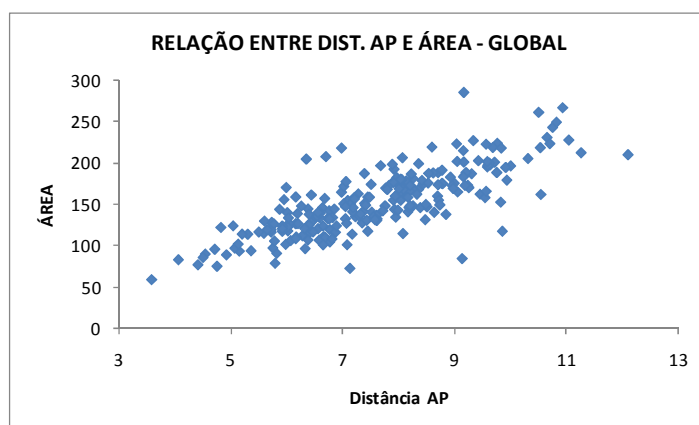


Gráfico 4 – Avaliação entre distância AP e área da reabilitação em todas as formas.

5.1 Artigo Científico 2

Artigo elaborado segundo as normas da revista Clinical Anatomy

A influência do gênero no planejamento de próteses fixas mandibulares implantossuportadas com extensão distal

Mylene de Cássia Gonçalves¹, Ivete Mattias Sartori², Roberto Shimizu³, Rodrigo Tiozzi⁴

¹ Mestranda em Implantodontia, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

² Doutora em Reabilitação Oral, Coordenadora do Mestrado em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

³ Doutor em Ortodontia, Professor do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

⁴ Doutor em Reabilitação Oral, Professor do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO, Curitiba, Paraná, Brasil

Autor correspondente:

Rodrigo Tiozzi,

Latin American Institute for Dental Research and Education – ILAPEO

Rua Jacarezinho, 656 – Mercês, Curitiba, Paraná, Brazil. 80710-150.

Tel.: +55 41 3595 0000; fax: +55 41 3595 0000

E-mail address: rtiozzi@yahoo.com

Resumo

Objetivo: Estudar a correlação entre o gênero do paciente e a forma do arco mandibular edêntulo e sua influência no planejamento da reabilitação implantossuportada. **Materiais e Métodos:** Modelos em gesso de 246 pacientes reabilitados com implantes osteointegrados instalados na região anterior da mandíbula foram digitalizados. As imagens tridimensionais foram analisadas para avaliar a prevalência de gênero, classificar as formas dos arcos mandibulares e calcular a área total dos arcos mandibulares. A prevalência dos gêneros foi calculada e o coeficiente de correlação linear de Pearson foi aplicado para identificar a correlação entre a forma do arco mandibular e o gênero do paciente. **Resultados:** Os resultados obtidos indicam a prevalência de 72,5% pacientes do gênero feminino e de 27,5% do gênero masculino. Quanto à forma, 45,2% dos arcos são ovais, 34,3%, quadrados e 20,5%, triangulares. O gênero feminino apresentou prevalência dos arcos ovais (47,7%) e menor incidência de arcos triangulares (22,7%) ($p < 0,05$). Para o gênero masculino, os arcos quadrados foram os mais prevalentes (46,3%) enquanto que os triangulares foram os menos prevalentes (14,9%) ($p < 0,05$). A área total aproximada (mm^2) dos arcos mandibulares encontrada para os diferentes formatos de arco não apresentou diferenças significativas ($p > 0,05$). A área total aproximada (mm^2) foi maior para o gênero masculino ($1852,10 \pm 285,84$) em comparação ao feminino ($1721,41 \pm 269,85$) ($p < 0,05$). **Conclusão:** Os dados encontrados permitem concluir que a distribuição das formas e dos tamanhos dos arcos variam de acordo com o gênero do paciente. A forma do arco e seu tamanho (área total aproximada do arco) não estão relacionadas.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Arco Dental; Próteses e Implantes.

Introdução

A prótese fixa implantossuportada com extensão distal necessita de distribuição harmoniosa de forças entre seus diferentes componentes e estruturas de suporte (Bavitz et al., 1993; Kim et al., 2005; Matsui et al., 1996; Rangert et al., 1989). Apesar dos altos índices de sucesso em longo prazo (Adell et al., 1990; Krekmanov et al., 2000), a maneira pela qual as tensões mecânicas são transferidas ao osso a partir do implante é um aspecto crítico para o seu sucesso ou falha (Skalak, 1983).

Condições biomecânicas favoráveis são encontradas em pacientes edêntulos que permitem a instalação de implantes em arranjo curvilíneo (Mericske-Stern et al., 2000; Rangert et al., 1989; Spiekermann, 1995; Sutpideler et al., 2004). A distribuição espacial dos implantes, com maior ou menor distância entre os implantes anteriores e posteriores, é influenciada pela forma do arco dental (Krekmanov et al., 2000; Mericske-Stern et al., 2000; Rangert et al., 1989; Skalak, 1983; Spiekermann, 1995; Sutpideler et al., 2004). Em mandíbulas de formatos ovais, os forames mentuais estão localizados em cada lado da curvatura horizontal do arco, diferentemente da mandíbula com formato quadrado, onde os forames estão localizados em linha frontal na direção dos incisivos (Krekmanov et al., 2000).

Dois dos critérios seguidos para a instalação de próteses fixas mandibulares implantossuportadas são a forma da arcada e a posição dos forames mentuais e ambos afetam a posição dos implantes mais distais, enquanto a forma do arco anterior (quadrada, oval ou triangular) é relativa ao posicionamento do implante mais anterior (Misch, 2007). As forças resultantes nos implantes estão significativamente associadas com o número e a distribuição dos implantes e o material da prótese (Ogawa et al., 2010).

A forma do arco mandibular é considerada a maior determinante da localização de instalação dos implantes e do comportamento biomecânico final da prótese (Spiekermann, 1995). A forma do arco mandibular também é influenciada por diferentes fatores como o tipo facial, genética, tipo de oclusão, musculatura e etnia (Conti et al., 2011). Sendo assim, este estudo verificou a associação entre a forma do arco mandibular e o gênero e entre este e a área total aproximada dos arcos em modelos de pacientes já reabilitados. Também analisou a prevalência do gênero na procura por tratamento, além de avaliar a importância do gênero no planejamento da reabilitação com próteses fixas mandibulares implantossuportadas com extensão distal.

Materiais e Métodos

Seleção e digitalização dos modelos

Foram pré-selecionados 246 modelos em gesso de pacientes reabilitados com implantes osteointegrados realizados na clínica do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO – Curitiba - PR), que, além de manter um programa de consultas periódicas de controle dos casos clínicos realizados, mantém em arquivo todos os modelos de trabalho utilizados. As reabilitações foram realizadas com 5 implantes osteointegrados instalados na região anterior da mandíbula e entre os forâmes mentuais. A instalação dos implantes e seu posicionamento, assim como os procedimentos de obtenção dos modelos seguiram a técnica preconizada em artigo publicado anteriormente.⁵ Dos 246 modelos em gesso pré-selecionados e digitalizados, 7 não estavam íntegros o suficiente para permitir as aferições necessárias ao estudo e foram excluídos do estudo, o qual foi realizado em 239 modelos em gesso. As imagens tridimensionais foram obtidas pela digitalização dos modelos em gesso pré-selecionados utilizando *scanner* tridimensional (D-700, 3Shape A/S, Copenhagen, Denmark) (Fig. 1). As imagens digitalizadas foram analisadas em

software específico (OrthoAnalyser, 3Shape).

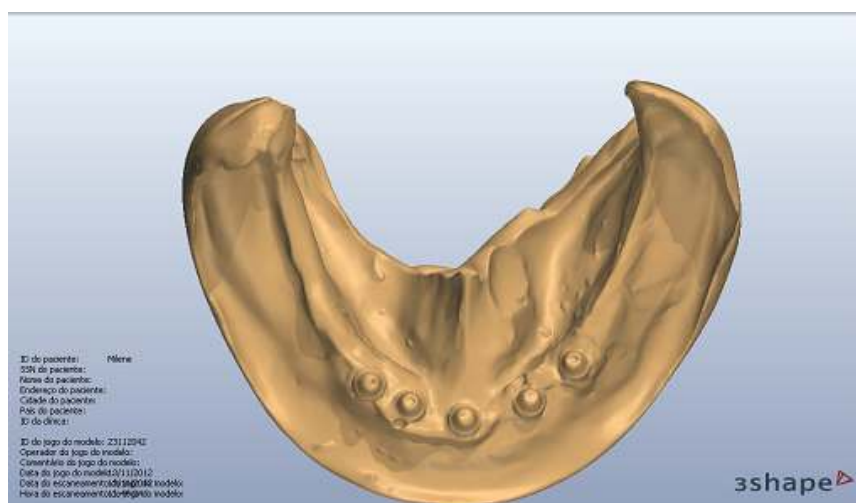


Fig. 1 – Imagem digitalizada do modelo em gesso.

Classificação da forma do arco mandibular

Para a classificação da forma dos arcos dentários mandibulares foi utilizado o gabarito de arcos dentários preconizados pela 3M (Orthoform templates, 3M Unitek, Monrovia, CA, EUA), que estabelecem três formas de arcos, triangular, oval e quadrada. Estabelecem também, duas larguras para cada forma, uma para a maxila e outra para a mandíbula, a qual foi utilizada neste estudo (Fig 2).

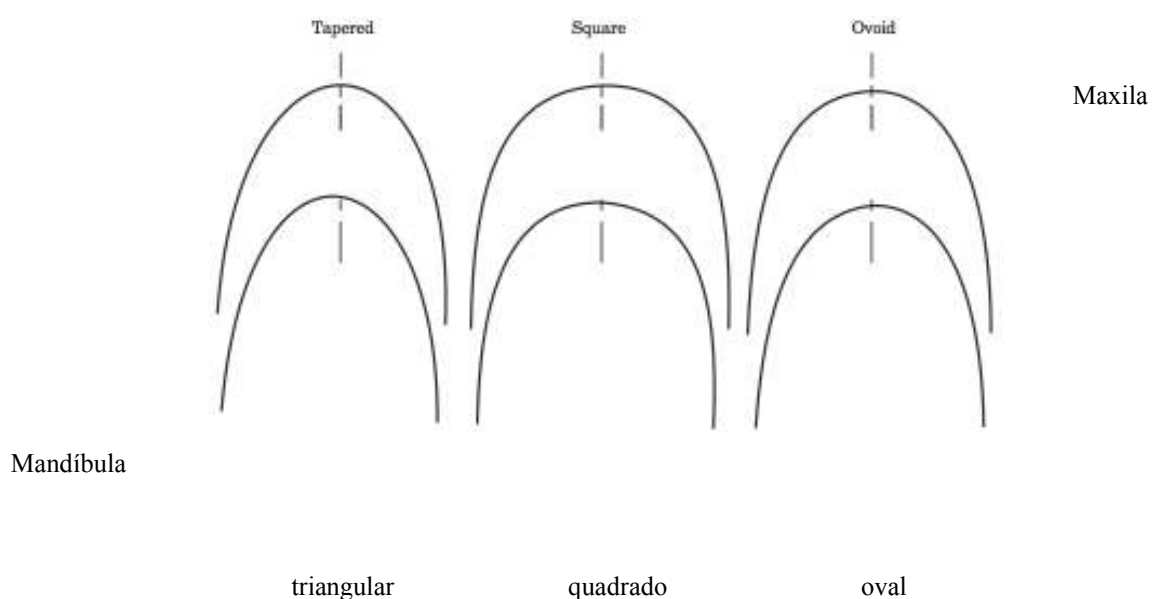


Fig. 2 – Esquema representativo das formas dos arcos mandibulares (retirado de (Tajik et al., 2011)).

As imagens dos modelos de arco dentário foram sobrepostas à imagem do modelo digitalizado permitindo a classificação da forma do arco. A figura 3 mostra a forma do arco mandibular classificada como oval.

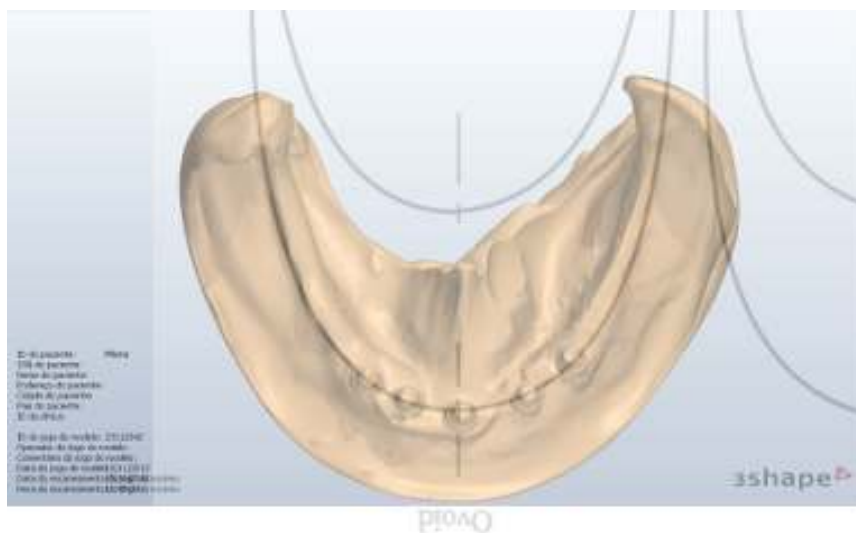


Fig. 3 – Esquema representativo do arco mandibular oval sobreposto à imagem digitalizada do modelo em gesso.

Cálculo do tamanho do arco (área total aproximada)

O cálculo das áreas dos arcos seguiu alguns dos critérios estabelecidos pelo estudo de Pietrokovski (Pietrokovski et al., 2003) para a mensuração de arcos edêntulos. A largura dos arcos mandibulares foi medida na intersecção entre os pontos altos das arestas residuais e os pontos anteriores das cristas retromolares. O comprimento da linha média da mandíbula foi determinado a partir do implante instalado no centro da região dos incisivos até a intersecção com a linha que passa entre os pontos anteriores da região retromolar para a esquerda e para a direita (Fig. 4). Pela multiplicação da largura do arco pelo comprimento do arco calculou-se a área aproximada do arco. A variação das áreas obtidas foi dividida em terços. Os arcos cujas medidas das áreas se encontravam no primeiro terço (33,3% dos menores valores) foram classificados como pequenos, aqueles cujas medidas

das áreas se encontravam no segundo terço (33,3% dos valores intermediários) como médios e os que se encontravam no terceiro terço (33,3% dos maiores valores) como grandes.

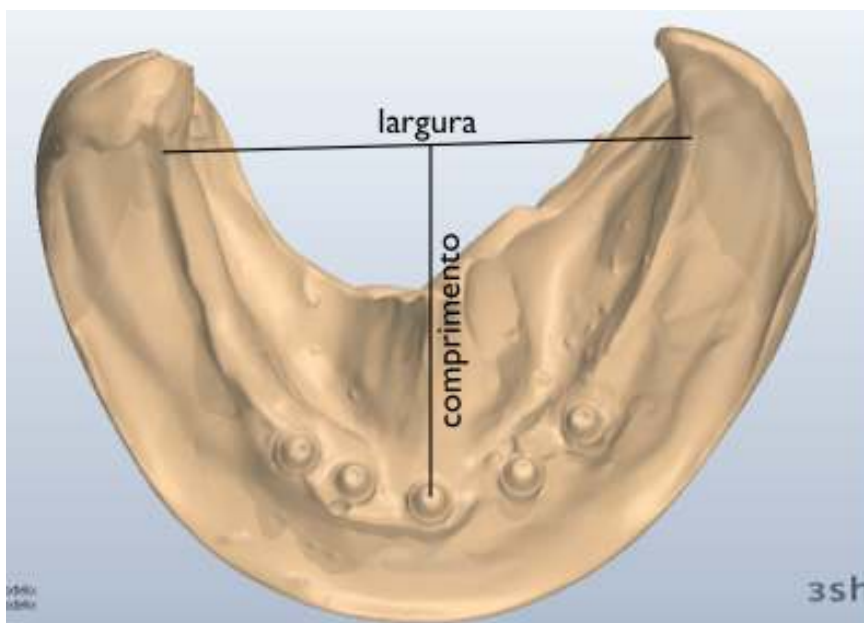


Fig. 4 – Imagens das distâncias consideradas para o cálculo do tamanho dos arcos.

Análise estatística

O modelo de análise de variância com uma fonte de variação foi utilizado para comparação de mais de dois grupos independentes em relação às variáveis quantitativas. No caso da rejeição da igualdade de médias os grupos foram comparados dois a dois considerando-se o teste *LSD* (*least significant difference*). Para comparação dos grupos em relação à homogeneidade da distribuição de variáveis qualitativas, foi realizado o teste Qui-Quadrado. Para avaliação da associação de variáveis quantitativas foi estimado o coeficiente de correlação linear de Pearson. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Jarque-Bera. No caso de rejeição da hipótese de normalidade foi considerada a transformação de raiz quadrada dos dados. Para avaliar o erro do método, vinte imagens digitalizadas foram escolhidas de forma aleatória e as medidas foram

refeitas pelo mesmo avaliador. Valores de p menores do que 0,05 indicaram significância estatística. Os dados foram analisados pelo programa computacional Statistica v.8.0 (Statsoft -EUA).

Resultados

Dos modelos de pacientes avaliados, 172 (72,5%) eram do gênero feminino e 67 (27,5%) do gênero masculino. A classificação das formas dos arcos mandibulares edêntulos na amostra estudada ficou distribuída da seguinte maneira: 108 arcos ovais (45,2%), 82 quadrados (34,3%) e 49 triangulares (20,5%). A distribuição do tamanho destes arcos segundo a área total aproximada do arco variou entre 1072,92 e 2678,11mm². Os resultados não encontraram distribuição homogênea entre os gêneros e formas dos arcos (p=0,047) (Tabela 1).

Testou-se a hipótese nula de mesma distribuição dos gêneros (masculino e feminino) nos três tipos de forma versus a hipótese alternativa de pelo menos um tipo de forma com distribuição dos gêneros diferente da distribuição dos gêneros nas demais formas. O resultado do teste indicou que a distribuição das formas dos arcos não são homogêneas, variando segundo o gênero do paciente (p=0,047) (Tabela 1).

A hipótese nula de médias da área aproximada do arco igual para os três tipos de formato versus a hipótese alternativa de pelo menos um tipo de formato com média de área aproximada do arco diferente dos demais tipos foi testada. O resultado do teste indicou a não rejeição da hipótese nula (p=0,815), indicando subsídios de que há independência entre a forma e o tamanho do arco, ou seja, o formato não influencia no tamanho do arco e vice-versa (Tabela 2).

Testou-se a hipótese nula de média de tamanho igual nos dois gêneros versus a hipótese alternativa de médias diferentes. O resultado do teste mostrou que o tamanho do arco (área total aproximada do arco) difere segundo o gênero do paciente (p=0,001)

(Tabela 3). As pacientes do gênero feminino apresentaram áreas totais dos arcos variando de 1072,92 a 2677,10 mm², com média de 1721,41mm², ficando assim distribuídas: 36,3% dos arcos classificados como tamanho pequeno (62), 33,9% como tamanho médio (58) e 29,8% como grande (51). Enquanto os de gênero masculino apresentaram estas medidas variando de 1290,51 a 2678,11mm², com média de 1852,10mm², distribuídos na seguinte proporção: 43,3% dos arcos classificados como tamanho grande (29), 31,3% como médio (21) e 25,4% como pequeno (17) (Tabela 4).

Discussão

Neste estudo, a maior parte dos pacientes era do gênero feminino (72,5%). Este resultado está de acordo com resultados encontrados em estudos anteriores (Dao and LeResche, 2000; Hobson et al., 2008). Em relação ao formato dos arcos, este estudo encontrou que 45,2% dos arcos são ovais (108), 34,3% são quadrados (82) e os 20,5% restantes, triangulares (49), e está de acordo com os resultados encontrado por outros dois estudos. Um deles (Pietrokovski et al., 2007), igualmente realizado em pacientes edêntulos, apresentou os seguintes índices: 77% dos arcos analisados eram ovais, 12 % os autores classificaram como irregulares e 11% como quadrados. O outro estudo (Paranhos et al., 2011), realizado em pacientes dentados, também apresentou maior número de arcos ovais (41%), seguido de quadrados (39%) e triangulares (20%). Outro estudo (Tajik et al., 2011), realizado no Paquistão, em pacientes dentados, apresentou valores discordantes, encontrando maior número de arcos triangulares (49,2%), seguidos de ovais (29,2%) e em menor número de quadrados (21,2%).

Além da prevalência das formas dos arcos e de gênero, este estudo avaliou também a existência ou não de correlação entre ambos. Os resultados encontrados indicaram que a distribuição das formas dos arcos não são homogêneas, variando segundo o gênero do

paciente. Em pacientes do gênero feminino, houve prevalência de arcos ovais (47,7%), enquanto que nos de gênero masculino esta prevalência foi de arcos quadrados (46,3%). Em ambos os gêneros, os arcos triangulares apresentaram menor prevalência, representando 22,7% dos arcos no gênero feminino e 14,9% no masculino.

A afirmação de que, após a perda do dente, a migração da crista mandibular residual é centrífuga e apical, originando mandíbula mais larga e mais curta em desdentados (Pietrokovski et al., 2007), foi confirmada pelos resultados obtidos neste estudo. Deve-se considerar que o presente estudo foi realizado em Curitiba, Brasil e a etnia e raça da população atendida pode ter influenciado os resultados encontrados. Os comprimentos dos arcos variaram de 21,28 a 43,20mm, com o comprimento médio de 32,85mm. A largura da mandíbula edêntula variou de 43,91 a 65,05mm, com a largura média de 53,3mm. As pacientes do gênero feminino apresentaram áreas totais dos arcos variando de 1072,92 a 2677,10mm², com média de 1721,41mm², resultando na seguinte distribuição: 36,3% dos arcos foram classificados como tamanho pequeno, 33,9% como tamanho médio e 29,8% como grande. Os pacientes do gênero masculino apresentaram medidas variando de 1290,51 a 2678,11mm², com média de 1852,10mm², distribuídos na seguinte proporção: 43,3% dos arcos classificados como tamanho grande, 31,3% como médio e 25,4% como pequeno.

Estudos anteriores (Misch, 2007; Spiekermann, 1995; Sutpideler et al., 2004; Takayama, 1989) têm relacionado o comprimento ideal da extensão distal à distância entre o centro do implante mais anterior à linha que passa pelo centro dos dois implantes mais posteriores, chamada distância anteroposterior (AP). Diferentes estudos afirmam que a distribuição espacial dos implantes, com maior ou menor distância entre os implantes anteriores e posteriores (AP) depende também da forma do arco mandibular (Krekmanov et al., 2000; Mericske-Stern et al., 2000; Rangert et al., 1989; Skalak, 1983; Spiekermann,

1995; Sutpideler et al., 2004).

Também já foi relatado que os arcos ovais, especialmente quando os forames estão posicionados posteriormente, possibilitam distribuições mais favoráveis dos implantes do que arcos quadrados (Krekmanov et al., 2000; Mericske-Stern et al., 2000; Misch, 2007), sem a necessidade de grandes extensões distais (Naini et al., 2011). Sendo assim, com os implantes instalados ao longo de uma linha reta, uma extensão distal mais curta deve ser utilizada e a distância anteroposterior entre os implantes deve ser de pelo menos 10mm (Rangert et al., 1989). Extensões distais mais longas que 15mm têm sido associadas a maiores falhas em próteses fixas implantossuportadas do que extensões menores (Shackleton et al., 1994). Em relação ao comprimento dos *cantilevers*, um estudo (Rubo and Capello Souza, 2010) mostrou que há incremento de 45% nas tensões sobre a interface implante-componente quando o comprimento do cantilever é alterado de 10mm para 15mm e de 30% quando ele varia de 15mm para 20 mm, quase duas vezes as tensões verificadas em *cantilevers* de 10mm.

Diferentes alternativas têm sido propostas com a finalidade de se obter distribuição de tensões harmônicas. São elas: aumento no número de implantes instalados (Spiekermann, 1995), aumento no tamanho dos implantes (Misch, 2007) e posicionamento angulado dos implantes distais (Bevilacqua et al., 2008; Capelli et al., 2007; Fazi et al., 2011; Kim et al., 2011; Krekmanov et al., 2000). Estudos avaliaram estas hipóteses e concluíram que o comprimento do implante não altera a distribuição de tensões na interface osso-implante (Sertgoz and Guvener, 1996). Também já foi encontrado que 5 implantes permitem extensão AP (anteroposterior) tão grande quanto 6 implantes, com maior distância interimplantar, de forma que, se ocorrer perda óssea em 1 implante, a perda não afetará automaticamente o sítio adjacente ao implante (Misch, 2007).

Em relação à angulação dos implantes, estudo avaliando a distribuição de forças em

reabilitações com implantes distais instalados angulados encontraram que angulações entre 25 e 35° possibilitou a redução de 6,5mm na extensão distal com 100% de sucesso (Krekmanov et al., 2000). Outro estudo (Kim et al., 2011) concluiu que a angulação de 30° nos implantes distais promoveu redução de 5mm no comprimento do *cantilever* e de 17% nas tensões quando comparados a implantes instalados axialmente. Já outro estudo (Fazi et al., 2011) que avaliou o resultado da inclinação dos implantes distais em 17° e 30° mostrou a redução de 10% e 18%, respectivamente, quando comparados às reabilitações com implantes instalados axialmente, concluindo que a distribuição com implantes distais inclinados em 34 graus resultou em favorável redução de tensões no osso, estrutura e implantes e sugerindo a necessidade de se realizar estudos que simulem a distribuição de tensões nas diferentes formas dos arcos mandibulares.

O tamanho do arco mandibular, pequeno, médio ou grande, pode demandar a necessidade de diferentes tamanhos de reabilitações, sendo maiores quanto maior o tamanho do arco. Nas situações clínicas que envolvam arcos mandibulares quadrados e de tamanho grande, a insuficiente distância AP gerada pela distribuição linear dos implantes, devido às características anatômicas da região anterior do arco mandibular pode sugerir que seja avaliada a possibilidade de instalação de implantes distais inclinados. Isto poderá reduzir o comprimento da extensão distal e melhorar a distribuição de tensões entre os componentes do sistema. Neste estudo, esta situação foi encontrada nos pacientes do gênero masculino, com maior prevalência de arcos mandibulares grandes e quadrados, sendo ambas as situações desfavoráveis à distribuição dos implantes e das forças aplicadas sobre a reabilitação. Desta maneira, as reabilitações em pacientes do gênero masculino se tornam provavelmente menos favoráveis, ao contrário das realizadas em pacientes do gênero feminino que apresentam arcos menores e predominância dos arcos ovais. Desta maneira, a análise da forma do arco mandibular e sua correlação com o gênero do paciente

pode auxiliar no planejamento da futura prótese total fixa mandibular implantossuportada com extensão distal.

Referências

Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. 2008. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 21:539-542.

Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. 2007. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:639-644.

Dao TT, LeResche L. 2000. Gender differences in pain. *J Orofac Pain* 14:169-184; discussion 184-195.

Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. 2011. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26:752-759.

Hobson KA, Huang GJ, Covell DA, Jr. 2008. Patterns of dental care utilization among patients with temporomandibular disorders. *J Orofac Pain* 22:108-114.

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. 2011. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26:976-984.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. 2000. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:405-414.

Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. 2000. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 11 Suppl 1:108-125.

Misch CE. 2007. The edentulous mandible: An organized approach from implant supported overdenture to fixed prosthesis. In: *Contemporary implant dentistry*, 3 ed. New York: Elsevier. p 314-326.

- Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. 2011. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26:776-781.
- Paranhos LR, Andrews WA, Jóias RP, Bérzin F, Daruge Junior E, Trivino T. 2011. Dental arch morphology in normal occlusions. *Brazilian Journal of Oral Science*:65 - 68.
- Pietrokovski J, Harfin J, Levy F. 2003. The influence of age and denture wear on the size of edentulous structures. *Gerodontology* 20:100-105.
- Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. 2007. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont* 16:141-147.
- Rangert B, Jemt T, Jorneus L. 1989. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:241-247.
- Rubo JH, Capello Souza EA. 2010. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 12:105-113.
- Sertgoz A, Guvener S. 1996. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 76:165-169.
- Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. 1994. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 71:23-26.
- Skalak R. 1983. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 49:843-848.
- Spiekermann H. 1995. Prosthetic treatment. In: Spiekermann H, Donath K, Hassel T, Jovanovic S, Richter J, editors. *Implantology*. New York: Georg Thieme Verlag. p 143 - 166.
- Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. 2004. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:819-825.
- Tajik I, Mushtaq N, Khan M. 2011. Arch forms among different angle classification: A study. *Pakistan Oral Dent J* 31:92-95.

Takayama H. 1989. Biomechanical Considerations on Osseointegrated Implants. In: Hobo S, Ichida E, Garcia L, editors. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Michigan: Quintessence Pub. Co. p 265 - 279.

Tabelas

Tabela 1 – Avaliação da associação entre gênero e forma do arco - ($p=0,047$).

Forma		GÊNERO	
		Feminino	Masculino
Triangular	n	39	10
	%	22,7	14,9
Oval	n	82	26
	%	47,7	38,8
Quadrada	n	51	31
	%	29,7	46,3
Total		172	67

Tabela 2 – Avaliação da associação entre forma do arco e área total aproximada do arco.

Formato	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desv. Pad	Valor de p*
Triangular	49	1.754,61	1.722,29	1.246,99	2.390,37	268,07	0,815
Oval	108	1.770,18	1.750,39	1.084,48	2.677,10	275,88	
Quadrado	82	1.744,11	1.727,01	1.072,92	2.678,11	294,87	

(*) Análise de Variância com uma fonte de variação; $p < 0,05$

Tabela 3 – Avaliação da associação entre gênero e área total aproximada do arco.

Gênero	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desv. Pad	Valor de p*
Feminino	172	1.721,41	1.724,03	1.072,92	2.677,10	269,85	0,001
Masculino	67	1.852,10	1.833,18	1.290,51	2.678,11	285,84	

(*) Teste t de Student para amostras independentes; $P < 0,05$

Tabela 4 – Avaliação da associação entre gênero e tamanho.

Forma		GÊNERO	
		Feminino	Masculino
Pequeno	n	62	17
	%	36,3%	25,4%
Médio	n	58	21
	%	33,9%	31,3%
Grande	n	51	29
	%	29,8%	43,3%
Total		171	67

6. Referências

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):347-59.
2. Bavitz JB, Harn SD, Hansen CA, Lang M. An anatomical study of mental neurovascular bundle-implant relationships. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(5):563-7.
3. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(3):511-7.
4. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):539-42.
5. Borges AF, Dias Pereira LA, Thome G, Melo AC, de Mattias Sartori IA. Prostheses removal for suture removal after immediate load: success of implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):244-8.
6. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(4):639-44.
7. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):752-9.
8. Gallucci GO, Doughtie CB, Hwang JW, Fiorellini JP, Weber HP. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):601-7.
9. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):976-84.
10. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
11. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(3):405-14.

12. Lee SJ, Lee S, Lim J, Park HJ, Wheeler TT. Method to classify dental arch forms. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(1):87-96.
13. Matsui Y, Neukam FW, Wichmann M, Ohno K. A computerized method for evaluating distribution of occlusal load on implant-supported fixed cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):67-72.
14. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:108-25.
15. Misch CE. The edentulous mandible: An organized approach from implant supported overdenture to fixed prosthesis. *Contemporary implant dentistry.* 3 ed. New York: Elsevier; 2007. p. 314-26.
16. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776-81.
17. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):566-73.
18. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):102-10.
19. Paranhos LR, Andrews WA, Jórias RP, Bérzin F, Daruge Junior E, Trivino T. Dental arch morphology in normal occlusions. 2011; *Brazilian Journal of Oral Science*:65 - 8.
20. Pietrokovski J, Harfin J, Levy F. The influence of age and denture wear on the size of edentulous structures. *Gerodontology.* 2003;20(2):100-5.
21. Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I. Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *J Prosthodont.* 2007;16(2):141-7.
22. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod.* 2004;74(3):298-303.
23. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.

24. Rodriguez AM, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S. Survival of various implant-supported prosthesis designs following 36 months of clinical function. *Ann Periodontol.* 2000;5(1):101-8.
25. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105-13.
26. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:69-85.
27. Sertgoz A, Guvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996;76(2):165-9.
28. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JC, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71(1):23-6.
29. Shafique A, Saleem T, Chattha M. Arch form analysis: A comparison of two different methods. *Pakistan Oral Dent J.* 2011;31(2):347 - 51.
30. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J, Jr. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):239-46.
31. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
32. Sousa MV, Vasconcelos EC, Janson G, Garib D, Pinzan A. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142(2):269-73.
33. Spiekermann H. Prosthetic treatment. In: Spiekermann H, Donath K, Hassel T, Jovanovic S, Richter J, editors. *Implantology.* New York: Georg Thieme Verlag; 1995. p. 143 - 66.
34. Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):196-200.
35. Sutpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An KN. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):819-25.

36. Tajik I, Mushtaq N, Khan M. Arch forms among different angle classification: A study. *Pakistan Oral Dent J.* 2011;31(1):92-5.

37. Takayama H. Biomechanical Considerations on Osseointegrated Implants. In: Hobo S, Ichida E, Garcia L, editors. *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. Michigan: Quintessence Pub. Co; 1989. p. 265 - 79.

38. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):493-9.

7. Anexo

Artigo 1 – Endereço eletrônico das normas da revista The International Journal of Prosthodontics

<http://www.quintpub.com/journals/ijp/authorguide.pdf>

Artigo 2 - Endereço eletrônico das normas da revista Clinical Anatomy

[http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1002/\(ISSN\)1098-2353/homepage/ForAuthors.html](http://onlinelibrary.wiley.com/journal/10.1002/(ISSN)1098-2353/homepage/ForAuthors.html)