

DAVIDSON MÁRCIO FERNANDES FERREIRA

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DA RESISTÊNCIA
À FLEXÃO DE UMA RESINA ACRÍLICA EM
UMA ESTRUTURA IMPLANTO-
SUPPORTADA**

BELO HORIZONTE

2005

DAVIDSON MÁRCIO FERNANDES FERREIRA

**AVALIAÇÃO “IN VITRO” DA RESISTÊNCIA À FLEXÃO DE
UMA RESINA ACRÍLICA EM UMA ESTRUTURA IMPLANTO-
SUPPORTADA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Materiais Odontológicos.

Orientador:

Prof. Dr. João Maurício Lima de Figueiredo Mota.




**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
BELO HORIZONTE – 2005**



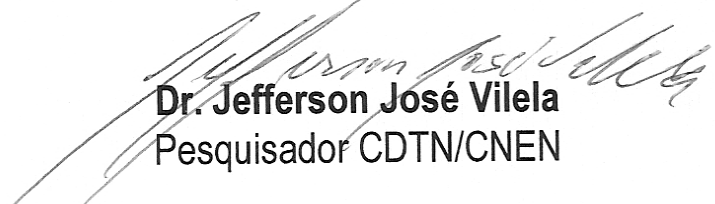
UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Dissertação apresentada pelo candidato Davidson Márcio Fernandes Ferreira para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de Materiais Odontológicos, aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada, em 15 de fevereiro de 2005.


Prof. Dr. João Maurício Lima de Figueiredo Mota
FO/UFMG (Orientador)


Prof. Dr. Marcos Dias Lanza
FO/UFMG


Dr. Jefferson José Vilela
Pesquisador CDTN/CNEN

**"FELIZ AQUELE QUE TRANSFERE O QUE SABE E APRENDE O
QUE ENSINA."**

CORA CORALINA

Aos meus pais,

Por terem me dado,
por meio de palavras e atos,
o exemplo que me guia
ao longo da vida.

Aos meus irmãos,

José Newton (Newtinho) pelo
apoio constante na vida e na
informática;

Lucienne (maninha) por estar
sempre pronta a ajudar.

Ao meu filho ARTHUR,

Seu bom humor e alegria
são capazes de transformar
os piores dias do papai
em momentos passageiros.

À minha esposa MÁRCIA,

Chamá-la de mulher, companheira,
amiga ou mesmo amor não seria
o bastante para definir uma pessoa
que está ao meu lado, em todos
os momentos, nos últimos dezessete anos.
Pelo apoio, carinho e até mesmo
coragem que VOCÊ me transmite, posso
chamá-la de "minha alma gêmea".

Ao amigo WELLINGTON MÁRCIO DOS SANTOS ROCHA,

Certa vez, uma pessoa , talvez incomodada com a atenção e apoio que você me dispensava, chamou-me de "filho do Wellington". Devo admitir que as cobranças e também o incentivo, fazem mesmo parte do papel de pai. Portanto, o que você tem feito por mim nos últimos dez anos é muito próximo do papel de "PAI ODONTOLÓGICO".

Obrigado por tudo.

Ao orientador,

Prof. JOÃO MAURÍCIO LIMA DE FIGUEIREDO MOTA,
pelo conhecimento transmitido e compreensão de minhas
limitações, pois, com certeza sem isto este trabalho não
teria a mesma qualidade.

Agradeço ainda a Faculdade de Odontologia da UFMG pela qualidade do ensino.

Ao Sr. Sérgio Almeida Cunha Filgueiras, diretor do CDTN/CNEN, pela realização dos testes laboratoriais.

Ao Sr. Jefferson José Vilela (CDTN/CNEN) pela orientação durante os testes.

Ao Sr. Nirlando António Rocha (CDTN/CNEN) pela ajuda inestimável para que os testes fossem realizados.

Ao Prof. Lincoln Dias Lanza, pela leitura cuidadosa e sugestões para a melhoria deste estudo.

Ao Prof. Marcos Dias Lanza pelo exemplo profissional e conhecimentos transmitidos.

À Prof^a. Cibele Comini pela valiosa ajuda na análise estatística.

À empresa NEODENT® pelo material de implantologia fornecidos para este trabalho.

À empresa WISE pelo fornecimento da resina acrílica usada neste trabalho.

Aos colegas, amigos e alunos pelo apoio.

À CAPES pelo importante suporte financeiro, imprescindível para conclusão deste trabalho.

A todos que, com boa intenção, colaboraram para a realização deste trabalho.

FERREIRA, Davidson Márcio Fernandes. Avaliação "in vitro" da resistência à flexão de uma resina acrílica em uma estrutura implanto-suportada. 2005. Dissertação (Mestrado em Materiais Odontológicos) – Universidade Federal de Minas Gerais.

RESUMO

Próteses provisórias totalmente em resina acrílica têm sido usadas em protocolos de carga imediata, com o objetivo de imobilizar os implantes nas primeiras semanas após a cirurgia, não sendo relatado, entretanto, as dimensões finais desta estrutura para resistir às cargas mastigatórias. Portanto, em um trabalho "in vitro" objetivando determinar qual a carga que uma estrutura totalmente em resina acrílica era capaz de suportar na região de cantilever, foram testadas 18 estruturas nas espessuras de 8(G8), 10(G10) e 12(G12) mm, confeccionadas com a resina acrílica ativada quimicamente Jet Tooth Shade[®]. As estruturas foram montadas sobre 4 implantes, fixados em uma base metálica, e receberam uma carga vertical na extremidade distal dos cantileveres. Os testes apresentaram como resultados, para a flexão das estruturas sob carga de 200 N, os valores médios de 0,40, 0,34 e 0,30 mm para as espessuras de 8, 10 e 12 mm respectivamente; e para a resistência à fratura das estruturas apresentou os valores de 430, 655 e 778 N para G8, G10 e G12 respectivamente. O teste de comparação múltipla de Scheffé indicou que a flexão sofrida pelas barras do grupo G8 não foi significativamente diferente das barras do grupo G10 ($P=0.196$), mas foi significativamente maior que a flexão das barras do grupo G12 ($P= 0.021$). A flexão sofrida pelas barras do grupo G10 não foi significativamente diferente das do grupo G12 ($r P=0.536$). A resistência à fratura do G8 foi significativamente menor que do G10($P=0.003$) e G12($P<0.001$). A resistência à fratura do G10 não diferiu significativamente do G12 ($P=0.113$). Foi concluído que todas as estruturas testadas mostraram capacidade para emprego em próteses implanto-suportadas.

Palavras-chave: resina acrílica quimicamente ativada; carga imediata; resistência à fratura; flexão; prótese fixa implanto-suportada.

FERREIRA, Davidson Márcio Fernandes. Valuation "in vitro" of the flexural resistance of one acrylic resin in implant-supported structure. 2004. Dissertação (Mestrado em Materiais Odontológicos) – Universidade Federal de Minas Gerais.

SUMMARY

Provisional Prosthesis in acrylic resin have been used in protocols of immediate load, with the objective to immobilize the implants in the first weeks after the surgery, not being told, however, the final dimensions of this structure to resist chewing loads. In a work "in vitro" objectifying to determine which total the load that a structure in autopolymerizing acrylic resin was capable to support in the region of cantilever were tested 18 structure in the thicknesses of 8(G8), 10(G10) and 12(G12) mm. Its were confectioned with autopolymerizing acrylic resin Jet Tooth Shade. The structures were mounted on 4 implantations that settled in a metallic base, and they had received a load vertical line in the cantilevered distal extremity. The tests showed results, for bending of the structures under load of 200 N, the average values of 0,40, 0,34 and 0,30 mm for the thicknesses of 8, 10 and 12 mm respectively; and for the resistance to the breaking of the structures, the values of 430, 655 and 778 N for G8, G10 and G12 respectively. The test of multiple comparison of Scheffé indicated that the bending suffered for the structures of the G8 group was not significantly different of the structures of the G10 group ($P=0.196$), but were significantly bigger that the bending of the structures s of the G12 group ($P = 0.021$). The bending suffered for the structures of the G10 group was not significantly different of the ones of the G12 group ($P=0.536$). The resistance to the breaking of the G8 was significantly lesser that of the G10 ($P=0.003$) and G12 ($P<0.001$). The resistance to breaking of the G10 significantly did not differ from the G12 ($P=0.113$). It concluded that all the tested structures had shown capacity to application in implant-supported fixed prosthesis.

keyword: autopolymerizing acrylic resin; immediate load; flexural resistance; bending; implant-supported fixed prosthesis.

LISTAS DE FIGURAS.

FIGURA 1	Desenho de uma prótese fixa implanto-suportada.	Pag 48
FIGURA 2	Material para fixação dos implantes. -----	Pag 49
FIGURA 3	Implantes posicionados na base de alumínio. -----	Pag 49
FIGURA 4	Esquema de separação dos implantes. -----	Pag 50
FIGURA 5	Intermediários parafusados aos implantes. -----	Pag 50
FIGURA 6	Base da matriz para confecção das barras de resina acrílica. -----	Pag 51
FIGURA 7	Medidas da cavidade na base da matriz. -----	Pag 51
FIGURA 8	Tampas usadas para delimitar a espessura das barras.-----	Pag 52
FIGURA 9	Resina acrílica usada no estudo. -----	Pag 53
FIGURA 10	Cilindros parafusados aos intermediários.	Pag 55
FIGURA 11	Barra de acrílico presa aos cilindros. -----	Pag 55
FIGURA 12	Barra de acrílico com os quatro cilindros. -----	Pag 56
FIGURA 13	Dispositivo apoiado na máquina de teste e local de aplicação da carga no cantilever. -----	Pag 57
FIGURA 14	Flexão da barra de acrílico. -----	Pag 61
FIGURA 15	Localização da fratura de todas as barras. -----	Pag 62
FIGURA 16	Dimensões usadas para os cálculos teóricos. -----	Pag 73
FIGURA 17	Vista da superfície da área de fratura. -----	Pag 77
FIGURA 18	Tensão induzida em uma prótese por carga de flexão. -----	Pag 80

LISTA DE TABELAS E QUADROS.

TABELA 1	Valores de flexão das estruturas. -----	Pag 63
TABELA 2	Valores da resistência à fratura. -----	Pag 63
TABELA 3	Análise estatística dos valores para o teste de flexão com carga de 200N. -----	Pag 64
TABELA 4	Análise de variância para o teste de flexão. -----	Pag 65
TABELA 5	Teste de comparação múltipla de Scheffé – flexão.	Pag 65
TABELA 6	Análise estatística dos valores para o teste de carga máxima. -----	Pag 67
TABELA 7	Análise de variância para o teste resistência. -----	Pag 67
TABELA 8	Teste de comparação múltipla de Scheffé – resistência à fratura. -----	Pag 67
QUADRO 1	Valores teóricos da carga máxima para a flexão de 0,5 mm. -----	Pag 70
QUADRO 2	Valores teóricos para flexão das estruturas de acrílico. -----	Pag 74
QUADRO 3	Trabalhos sobre resistência de resina acrílica quimicamente ativada. -----	Pag 78

LISTA DE GRÁFICOS.

GRÁFICO 1	Registro para o teste de flexão. -----	Pag 60
GRÁFICO 2	Registro para o teste de resistência à fratura. ----	Pag 61
GRÁFICO 3	Distribuição dos valores de flexão das estruturas x espessura. -----	Pag 64
GRÁFICO 4	Distribuição dos valores do teste de resistência.	Pag 66

UNIDADES BÁSICAS DO SISTEMA INTERNACIONAL.

Comprimento	metro	m
Massa	quilograma	kg
Tempo	segundo	s
Área	metro quadado	m ²
Carga	newton	N
Tensão	pascal	Pa (N/m ²)

EQUIVALÊNCIAS.

Quilonewtons	1000N	101,9 kgf
quilopascal	10 ³ Pa	
megapascal	10 ⁶ Pa	
gigapascal	10 ⁹ Pa	
N/mm ²	10 ⁶ N/m ²	1 MPa
Kg/mm ²	10 ⁷ N/m ²	10 MPa
Inch (polegada)	25,4 mm	
psi	0,0069 MPa	0,0703 kg/cm ²
micrometros	10 ⁻⁶ m	
libra	0,453 kg	453,6 g
quilograma-força	10N	

ABREVIATURAS.

PTR	—	Prótese Total Removível
RLT	—	Resistência Limite à Tração
RLC	—	Resistência Limite à Compressão
E	—	Módulo de Elasticidade
RAQA	—	Resina Acrílica Quimicamente Ativada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO. -----	19
2. REVISÃO DA LITERATURA. -----	24
3. PROPOSIÇÃO. -----	44
4. MATERIAL E MÉTODOS. -----	46
4.1 Lista de Materiais. -----	47
4.2 Construção do Dispositivo para Teste. -----	48
4.3 Aplicação da Carga. -----	57
4.4 Análise Estatística. -----	58
5. RESULTADOS. -----	59
6. DISCUSSÃO. -----	69
6.1 Cálculos Teóricos. -----	71
6.2 Limite de Proporcionalidade. -----	74
6.3 Construção do Dispositivo. -----	75
6.4 Resultados “in vitro”. -----	80
7. CONCLUSÕES. -----	84
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS. -----	86

1 - INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Um dos propósitos do sistema estomatognático, dentro do processo de mastigação, é gerar carga para redução do tamanho de substâncias nutrientes que são levadas à cavidade bucal. Pacientes desdentados totais não têm como alcançar completamente este propósito, mesmo com o uso de próteses muco-suportadas, devido às dificuldades de estabilização e retenção destas próteses.

Após as experiências de Per-Ingvar Brånemark (BRÅNEMARK, 1983) iniciadas na década de 60, com o desenvolvimento do conceito de osseointegração e a escolha do titânio como o melhor material de aceitação pelo organismo, os pacientes desdentados totais passaram a ter um protocolo eficaz de reposição dentária. O protocolo de Brånemark é reconhecidamente bem sucedido na reabilitação de áreas edêntulas mandibulares (ADELL et al., 1981) com implantes dentais. Este protocolo da década de 80 indicava um tempo de cicatrização de 3 a 6 meses, após a fixação dos implantes, para que fosse confeccionada uma prótese implanto-suportada. O tempo de espera evitaria um micromovimento na interface implante-osso que prejudicaria a osseointegração.

Nos estudos de Brånemark (1983), 4 implantes fixados na região entre os forames mentonianos pareciam ser adequados para suportar uma prótese fixa completa em pacientes desdentados mandibulares. Esta prótese fixa poderia ter extensões em cantilever que ultrapassassem distalmente a região dos forames, desde que fosse respeitado um correto equilíbrio oclusal, frequentemente controlado e ajustado.

Nos anos 90, procedimentos tais como, o protocolo de um estágio com carga funcional imediata foi desenvolvido evitando o tempo de espera de 3 a 6 meses para carregamento dos implantes sem prejuízo para a osseointegração (ERICSSON et al., 1994; COLLAERT, DE BRUYN, 1998; NIKELLIS, LEVI, NICOLOPOULOS, 2004).

Recentemente, foi reconhecido que o emprego de carga imediata isoladamente não era responsável pela falha na osseointegração, mas era preciso evitar a ocorrência de micromovimentação na interface implante-osso que poderia acarretar na formação de tecido fibroso (SZMUKLER et al., 2000). Embora a

imobilização dos implantes fosse um requisito fundamental, um limiar de tolerância para micromovimento existia, e estava abaixo de 30 μm (KAWAHARA et al., 2003) ou entre 50 μm e 150 μm (SZMUKLER et al., 2000).

A fixação dos implantes, por meio de uma estrutura protética, restrita à região entre os forames mentonianos tem sido empregada nos protocolos de carga imediata para reabilitação de pacientes desdentados totais mandibulares, geralmente, com extensões em cantilever bilaterais, que vão distalmente aos forames mentonianos alcançando a região de primeiro molar.

Pode-se, então, concluir que as estruturas protéticas implanto-suportadas, principalmente aquelas com extensões em cantilever, devem ser capazes de suportar as tensões resultantes da mastigação e manter o limiar de movimentação na interface implante-osso abaixo do limiar deletério de 150 μm , pois, uma micromovimentação dos implantes pode ocorrer pela flexão da prótese na região distal.

Com o propósito de facilitar este procedimento, foram relatados protocolos protéticos que empregaram estruturas metálicas pré-fabricadas. Estas foram fixadas aos implantes no momento da cirurgia e fizeram parte da prótese definitiva, como no Sistema Novum® (BRÅNEMARK et al., 1999; ENGSTRAND et al. 2003).

Próteses implanto-suportadas, confeccionadas totalmente com resina acrílica, foram empregadas em alguns estudos (CHOW et al., 2001; WOLFINGER, BALSCHI, RANGERT, 2003) não realizando a fase laboratorial para confecção de barras metálicas e reduzindo o tempo de incorporação da prótese. Alguns autores recorreram ao aproveitamento da prótese total removível (PTR), já incorporada pelo paciente, para confecção de próteses fixas sobre os implantes fixados na mandíbula (KAMMEYER, PROUSSAEFS, LOZADA, 2002; MISCH, 2004), sendo que, a conversão da PTR em uma estrutura implanto-suportada demandou uma complementação da parte interna desta com uma resina acrílica quimicamente ativada (RAQA).

Alguns tipos de estruturas metálicas são utilizados para as próteses sobre implantes. O Sistema Novum® usa uma estrutura em titânio, nas dimensões de 7 x 5 mm mesmo na área de cantilever, para unir os implantes e evitar que micromovimento ocorra por ação de cargas mastigatórias. Fredrickson e Gress

(*apud* STRUB, WITKOWSKI, EINSELE, 1996) demonstraram que uma estrutura metálica para prótese sobre implantes necessitava ter as dimensões de 4 x 6 mm quando fundidas com ligas de alto conteúdo de ouro ou, poderia ter suas dimensões reduzidas em 30% caso fosse fundida com liga de cobalto-cromo.

Os estudos de Chow et al., 2001; Wolfinger, Balshi, Rangert, 2003; Kammeyer, Proussaefs, Lozada, 2002; Misch, 2004, que relataram o emprego de próteses confeccionadas totalmente em resina acrílica, não indicaram as dimensões finais destas próteses, sobretudo na região do cantilever. Porém, estas próteses tinham sua largura limitada pelo espaço vestibulo-lingual e a sua espessura não poderia ocupar toda a altura entre rebordo e plano oclusal, visto que foi necessário um espaço entre a parte inferior da prótese e o rebordo para higienização pelo paciente.

Os materiais com menor módulo de elasticidade (E) apresentam menor rigidez em relação aos materiais de alto módulo de elasticidade quando submetidos a cargas de mesma intensidade (ANUSAVICE, 1998). Pela comparação dos módulos de elasticidade das ligas metálicas e da RAQA pensamos que esta última só poderia conferir rigidez a uma prótese implanto-suportada se sua dimensão fosse aumentada para compensar seu baixo módulo de elasticidade.

Com o objetivo de manter a imobilização necessária a osseointegração dos implantes, uma prótese de resina acrílica, com dimensão limitada anatomicamente, deve possuir propriedades mecânicas que suportem as cargas da mastigação que foram em média 267 N (GIBBS et al., 1981) em indivíduos com dentição normal e 205 N em indivíduos com prótese fixa implanto-suportada (FALK, LAURELL, LUNDGREN, 1989).

Um fator importante para uma prótese fixa é a sua resistência, pois, se refere à habilidade da prótese de resistir a cargas aplicadas sem que haja fratura ou deformação plástica. O teste para avaliar a resistência à flexão de materiais friáveis foi considerado o mais indicado por simular de modo mais aproximado às distribuições de tensões em próteses fixas, como prótese com cantilever (ANUSAVICE, 1998).

Na área da engenharia que estuda a resistência dos materiais, quando uma amostra de material é flexionada por uma carga, o deslocamento vertical

observado é definido como flecha (SILVA, 1982). Em algumas publicações odontológicas este deslocamento vertical do material foi denominado como flexão do material (IRELAND et al., 1998; HASELTON, DIAZ-ARNOLD, VARGAS, 2002; SCHERRER et al. 2003) ou ainda como deflexão e encurvamento (STEWART et al, 1982; STAAB e STEWART 1994). Neste texto o termo flexão corresponde à definição de flecha na área de resistência dos materiais.

Vários estudos que avaliaram a resistência à flexão de resinas acrílicas quimicamente ativadas indicadas para restaurações e próteses fixas, apesar de não simularem as dimensões reais de uma prótese fixa nem a resistência em uma região sem apoio distal, demonstraram a importância que o estudo desta propriedade representava para predizer a relativa segurança do emprego deste material. (DONOVAN, HURST, CAMPAGNI, 1985; WANG et al., 1989; MOJON et al., 1990; OSMAN, OWEN, 1993; IRELAND et al., 1998; HASELTON, DIAZ-ARNOLD, VARGAS, 2002; SCHERRER et al. 2003).

Assim sendo, parece-nos válido relacionar a resistência à flexão e a resistência à fratura de uma resina acrílica quimicamente ativada com seu emprego na implantologia, submetendo 3 espessuras deste material a uma carga vertical aplicada na região do cantilever.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

Adell et al. (1981) avaliaram, em um período de 15 anos (1965-1980), 2768 implantes em 410 arcos dentais de 371 pacientes. Para todos os pacientes foram confeccionadas próteses com estrutura metálica e dentes de resina acrílica e, caso necessário teria uma extensão em cantilever de dois dentes na prótese confeccionada para a mandíbula e somente um dente para a prótese da maxila. Os controles eram anuais e contínuos. Os resultados destes procedimentos foram unificados em um material clínico com um tempo de observação de 5-9 anos que refletia o potencial do método. Foram instalados 895 implantes, e destes, 81% da maxila e 91% da mandíbula permaneceram estáveis e suportando próteses. Em 89% de casos da maxila e 100% dos casos de mandíbula, as próteses estavam continuamente estáveis. Durante a cicatrização (3 a 6 meses) e no primeiro ano depois de conexão da prótese, o valor médio para perda de osso marginal foi de 1,5 milímetros. Depois disso, só 0,1 mm de osso foi perdido anualmente. Foi relatado que somente 4,9% das próteses falharam neste tempo de observação. A osseointegração implicou em uma firme, direta e duradoura conexão entre osso vital e implante de titânio. Assim, não houve nenhum tecido interposto entre implante e osso. Concluíram que a osseointegração só pôde ser alcançada e mantida por uma técnica de instalação cirúrgica o menos traumática possível, um tempo de cicatrização longo e uma boa distribuição de tensão quando em função.

O'Brien e Ryge (1981) definiram a resistência limite à tração (RLT) como a tensão máxima que um material pode resistir, antes da fratura por tração. O valor de 22,8 MPa foi citado para a RLT de uma resina acrílica usada em restaurações odontológicas. O termo resistência limite à compressão (RLC) foi definido como a tensão máxima que um material pode resistir, antes da fratura por compressão e para esta propriedade foi relatado o valor de 71,7 megapascais. O limite de proporcionalidade para uma resina acrílica foi de 47,6 MPa quando obtido em teste de compressão. Esta propriedade indica a maior tensão que um material resiste, sem que apresente desvio da lei de proporcionalidade entre tensão e deformação.

Gibbs et al. (1981) avaliaram as cargas oclusais durante a mastigação e o ato de deglutir. Usando ondas sonoras para mensuração e um eletromiograma para registrá-las, foram examinados vinte pacientes com idade entre 17 e 55 anos com

boa oclusão. Os critérios para inclusão destes pacientes foram: (1) de 28 a 32 dentes presentes, (2) sem abrasão ou mobilidade, (3) sem mordida cruzada, (4) classe I de Angle, (5) gengiva sadia, (6) ausência de sinais de disfunção muscular, (7) nenhuma interferência em balanceio e (8) correta guia anterior. A carga máxima de mordida, ou seja, no momento da intercuspidação total, foi em média 740 N durante 115 milissegundos. Durante a mastigação a média foi de 267 N e durante a deglutição do alimento a média alcançou 302 N por 683 milissegundos. Concluíram que a carga durante a fase de oclusão e deglutição foi surpreendentemente alta, sendo aproximadamente 40% da carga máxima de mordida.

Brånemark (1983) relatou a história experimental da osseointegração. Os experimentos iniciados em 1952 nas Universidades de Lund e Göteborg revelaram que a osseointegração foi obtida com a firme união do osso e implantes sem tecido fibroso interposto. O autor relatou que uma mandíbula desdentada poderia ser tratada com uma prótese ancorada em implantes de acordo com os princípios de osseointegração com bom prognóstico. A osseointegração seria alcançada se a preparação do osso fosse feita de modo a causar o menor trauma; a forma dos implantes deveria ser de parafuso, e em número mínimo de quatro, sendo fixados na região interforames mentonianos; um período de cicatrização sem carga de 3 a 6 meses tinha de ser respeitado e; uma prótese com estrutura metálica bilateral, confeccionada para unir os implantes, podendo ter extensões em cantilever. Esta prótese receberia dentes artificiais de resina acrílica para tentar compensar a resiliência do periodonto.

Uma fórmula matemática para cálculo da flexão máxima que uma estrutura em balanço (apoiada em uma só extremidade) e com seção quadrangular, poderia sofrer foi relatada por Popov (1984). A fórmula poderia ser usada no cálculo da flexão de estruturas confeccionadas com qualquer material. Para tal, além das dimensões da estrutura deveria ser conhecido, o módulo de elasticidade do material utilizado, a carga máxima que agiria sobre a estrutura e também a distância entre o ponto de apoio e o ponto de aplicação da carga. Caso fosse estipulada uma flexão máxima da estrutura, seria possível o cálculo da carga máxima que levasse a esta flexão a partir de um desenvolvimento desta mesma fórmula.

Com o objetivo de determinar a resistência transversa e a porosidade de uma resina acrílica quimicamente ativada, Donovan, Hurst e Campagni (1985)

desenvolveram um estudo usando 4 técnicas para o processamento do material. Uma das seguintes técnicas foi escolhida para a polimerização do material: 1) ao ar ou, 2) sob água ou, 3) sob pressão de ar ou 4) sob água e pressão de ar. Dez amostras para cada técnica de polimerização foram preparadas com a resina Jet® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA). A temperatura da água para imersão foi de 21°C e a pressão usada foi de 0,14 MPa por 15 minutos. Após 15 min do processamento, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37° C por 7 dias. A resistência transversa foi obtida por meio do teste de flexão, com apoio em três pontos, em uma máquina de ensaio Instron® (Instron Corp. Canton, Mass.) com velocidade da máquina de (0,127 cm/minuto). As amostras polimerizadas sob água e pressão apresentaram os valores médios de 0,121 MPa para resistência. A resistência para as amostras polimerizadas sob pressão foi de 0,120 MPa e para as amostras polimerizadas ao ar foi de 0,099 megapascals. A porosidade foi determinada visualmente por 3 investigadores em procedimento cego simples. As amostras polimerizadas sob pressão e também água e pressão exibiram quase nenhuma porosidade ao exame macroscópico. Foi concluído que as técnicas de processamento sob pressão aumentaram a resistência transversa e diminuíram a porosidade do material em relação às técnicas sem pressão.

O padrão de carga oclusal de pacientes com prótese implanto-suportada ocluindo com prótese total removível foi avaliado por, Falk, Laurell e Lundgren (1989), usando 8 medidores de tensões distribuídos por toda a prótese total. As cargas foram medidas em 4 pontos de contato na região anterior da prótese implanto suportada e mais 2 contatos bilaterais em cantilever de 16 mm de comprimento. A soma da tensão nos 8 pontos resultou nas seguintes médias: 336 N para a carga máxima de mordida em oclusão habitual, e 166 N para a carga máxima durante a mastigação. Considerando apenas os pontos na região de cantilever a média para a carga máxima de mordida em oclusão habitual foi de aproximadamente 135 N o que demonstrou que 70% das cargas funcionais de oclusão estavam na região dos cantileveres. Estes resultados sugeriram que um comprimento maior na região de cantilever não foi recomendado.

As propriedades físicas de seis materiais usados em restaurações provisórias foram avaliadas por Wang et al. (1989). Dentre estas propriedades foram obtidos valores da resistência transversa destes materiais. Dos materiais testados

duas foram resinas acrílicas quimicamente ativadas baseadas em polimetilmetacrilato, Jet® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA) e Alike® (Coe Laboratories, Inc., Chicago, USA) e os demais materiais foram dois compósitos, uma resina acrílica baseada em polietilmetacrilato e uma resina acrílica baseada em poliviniletilmetacrilato. O teste para determinar a resistência transversa foi realizado em 5 amostras de cada material tendo as dimensões de 35 x 6 x 2 milímetros. Todas as amostras foram armazenadas em água a 37° C por 7 dias antes dos ensaios realizados em uma máquina Instron® (Instron Corp. Canton, Mass.) com velocidade de 0,05 cm/minuto. A resina Jet® apresentou uma resistência transversa média de aproximadamente 56,3 MPa, não sendo estatisticamente diferente da resina acrílica Alike® que teve uma média de 58,8 MPa ou dos 2 compósitos testados. As 2 resinas acrílicas baseadas em polietilmetacrilato e poliviniletilmetacrilato apresentaram alta flexibilidade sem fratura e deste modo nenhum valor para resistência transversa foi obtido. Foi concluído que em relação à resistência transversa, nenhum material se apresentou superior aos demais, mas as resinas baseadas em polietilmetacrilato apresentaram alta deformação plástica.

Mojon et al. (1990) avaliaram a alteração dimensional de duas resinas acrílicas quimicamente ativadas, baseadas em polimetilmetacrilato e empregadas na confecção de registros oclusais e padrões para fundição (Duralay®, Reliance dental Mfg. Co., USA e Palavit G®, Kulzer Co., Germany). Foram avaliados o efeito da concentração do líquido e o tempo no qual a alteração dimensional ocorreria. No preparo das amostras, uma relação padrão pó/líquido foi determinada pela consistência da resina que fosse clinicamente trabalhável após 45 segundos da mistura. Para avaliar o efeito da concentração do líquido na alteração dimensional das resinas, o peso do pó foi mantido constante, mas o volume do líquido foi reduzido por duas vezes, e então, para cada material testado, três consistências de trabalho foram obtidas. O experimento, usando um micrômetro, mensurou alterações lineares em 10 amostras (8 mm comprimento e 6 mm de diâmetro) de cada material, iniciando aos 17 min após a mistura e continuando até 24 horas ou mais. Os resultados apresentados indicaram que 80% de todas as contrações ocorreram antes dos 17 min nos dois materiais e 95% antes de 3 horas para o Duralay® e 2 horas para a Palavit G®. Pouca alteração ocorreu antes de 2 min ou após 24 horas. A contração de polimerização após 24 horas foi de 7,9% e 6,5% para o Duralay® e

Palavit G® respectivamente. Com relação à proporção pó/líquido foi indicada uma menor contração de polimerização com a redução da concentração de líquido na mistura. Concluíram que as RAQA usadas em registros oclusais e padrões para fundição apresentaram contração de polimerização entre 6,5% e 7,9%; 80% das contrações ocorreram antes de 17 min; e o aumento da concentração de líquido na mistura resultou em uma maior contração de polimerização dos materiais.

Larson et al. (1991) avaliaram o módulo de elasticidade (E) de três resinas acrílicas indicadas para confecção de coroas e próteses fixas provisórias incluindo uma RAQA baseada em polimetilmetacrilato (Jet Temporary Crown and Bridge Resin®, Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA). As demais resinas acrílicas testadas foram uma baseada em polietilmetacrilato e outra baseada em polivinilmetacrilato. O estudo teve como objetivo analisar o efeito do reforço destas resinas com fibras de carbono e também o efeito do armazenamento em água sobre o módulo de elasticidade destes materiais. Em um molde de aço inoxidável, medindo 65 x 10 x 3 mm, foram confeccionadas 18 com reforço de fibras e 18 sem o reforço. Todas as amostras foram polimerizadas sob pressão de 0,14 MPa por 10 minutos. As amostras foram divididas em 3 grupos de 6 e armazenadas em água deionizada a 37°C para os testes em 6h, 30 e 60 dias de armazenagem. Os testes de flexão com apoio em três pontos foram realizados em uma máquina de ensaio Instron® (Instron Corp. Canton, Mass.) regulada com célula de carga de 500 N, com velocidade de deslocamento da máquina de 0,5 cm/min e velocidade de deslocamento do papel de 3 cm/minuto. Os resultados demonstraram que o E de todas as resinas aumentou significativamente com a incorporação das fibras de carbono. No entanto a armazenagem em água não afetou esta propriedade destes materiais. Com relação à resina Jet, o E do grupo sem reforço de fibras foi em média $1,95 \times 10^3$ MPa após 6h e este valor foi mantido mesmo com um tempo de armazenagem em água de 60 dias. O grupo desta RAQA que recebeu reforço das fibras de carbono apresentou uma média para o E de $3,64 \times 10^3$ MPa durante o tempo de observação. Foi concluído que o módulo de elasticidade dos materiais aumentou significativamente com o reforço das fibras de carbono, entretanto, o armazenamento em água não teve efeito significativo sobre esta propriedade.

Stewart et al. (1992) avaliaram a resistência à fadiga de uma seção metálica similar a uma estrutura de uma prótese implanto-suportada com extensão

em cantilever. Quinze seções de uma estrutura metálica em forma de L foram fundidas com ligas baseadas em paládio (Option®, J. M. Ney Co., USA); estas amostras foram divididas em 3 grupos de 5 seções com a parede vertical variando a espessura em 4, 5, 6 mm e a parede horizontal com 8 mm, sendo, 2 mm correspondente à largura (base) da parede vertical, ou seja, a parte vertical da estrutura apresentava as dimensões de 4, 5 ou 6 x 2 mm com a extensão do cantilever medindo 20 milímetros. A resistência à fadiga foi determinada pelo número de ciclos de carga vertical necessários para fraturar as estruturas metálicas. Os autores apresentaram como requerimento para o teste de fadiga que este acontecesse dentro do limite de proporcionalidade (LP) das amostras. Para o cálculo do LP foram usadas 5 amostras de 4 mm de espessura submetidas a uma carga vertical na porção distal do cantilever. Das informações registradas em um gráfico de carga x deslocamento foi obtida a média de 497 N para o limite de proporcionalidade. As barras metálicas de 4 mm de espessuras apresentaram uma flexão com uma carga de 200 N variando entre 0,375 e 0,5 milímetros. Os testes de fadiga foram realizados em uma máquina de ensaio Instron® (Instron Corp., Canton, Mass.) com uma célula de carga cuja faixa de atuação variou de 4,5 N a 450N (abaixo do LP) e com frequência de 4 ciclos por segundo. As estruturas foram fixadas firmemente a um dispositivo de modo que a carga fosse aplicada no ponto distal da estrutura que conferisse 20 mm de cantilever. Os resultados apontaram uma média de ciclos para a fratura das amostras sendo: 7,5 ciclos, 24,7 ciclos e 159,6 ciclos para as amostras com parede vertical de 4, 5 e 6 mm respectivamente. Todos os grupos apresentaram diferenças estatisticamente significativas na média de ciclos para a fratura das barras metálicas. Concluíram que a resistência à fadiga teve um aumento estatisticamente significante quando a altura da parede vertical de uma estrutura metálica com a forma de L foi maximizada, assim como houve um aumento estatisticamente significativo na deformação por flexão, com a limitação da altura da parede vertical das estruturas metálicas.

Dixon, Breeding e Ekstrand (1992) investigaram a alteração dimensional de 4 resinas acrílicas usadas como base de prótese total removível (Acellar 20® fast heat-cured, Columbus Dental Co., USA; Lucitone 199® short e long-cured, Dentsply Intl., USA e Triad® lighth-activated, Dentsply Intl. Usa), após processamento e armazenagem em água. A partir de um bloco de cera incluído em modelo de gesso

com dimensão de 65 x 10 x 3 mm e com três marcas para se determinar a dimensão linear inicial das amostras, foram confeccionadas 6 espécimes de cada resina que eram manipuladas segundo orientação dos fabricantes. Imediatamente após o processamento, as amostras foram medidas e armazenadas em água destilada a 37°C por um período de 30, 60 ou 90 dias. Os resultados apontaram uma redução linear (contração) de todas as resinas no intervalo entre fase de cera e final de processamento (média de 0,23 mm ou 0,55%). Nenhuma amostra retornou a sua dimensão de antes do processamento (fase de cera) após armazenamento em água, porém três resinas apresentaram pequena expansão no final de 90 dias sendo que o maior valor de expansão foi de 0,25% (o que correspondeu a uma alteração linear de 0,108 mm). Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa em relação à contração de polimerização entre as resinas acrílicas testadas e que a alteração dimensional causada pela armazenagem em água não seria notada clinicamente.

Com a finalidade de avaliar os efeitos da absorção de água nas propriedades físicas de três materiais usados como base de prótese total removível, Heath, Boru e Grant (1993), desenvolveram um estudo laboratorial. As amostras foram preparadas a partir de dois tipos de placas compostas de cera natural (uma cinza e outra rosa) e uma resina acrílica quimicamente ativada baseada em polimetilmetacrilato (De Trey®, Dentsply, USA). A alteração dimensional foi avaliada pela alteração na distância entre dois pontos marcados em cada espécime e a absorção de água foi avaliada pela alteração no peso das amostras. Para cada teste foram preparadas cinco amostras de cada material com as dimensões de 90 x 10 x 2,5 milímetros. As amostras foram pesadas, medidas e imersas em água destilada à temperatura ambiente (aproximadamente 22°C) após o processamento. Semanalmente nas 6 primeiras semanas e quinzenalmente até 10 semanas as amostras foram repesadas e medidas lineares foram tomadas. A resistência transversa (à flexão) foi obtida por meio do teste de apoio em três pontos, com uma máquina de ensaios Instron® (Instron Ltda., High Wycombe. U.K.) registrando a carga requerida para fraturar as amostras antes da imersão e nos intervalos das dez semanas de imersão. A porcentagem da absorção de água para a RAQA foi de 1,2% nas dez semanas e de 1,5 e 2% para as placas de cera cinza e rosa respectivamente. As alterações dimensionais foram de 0,4, 0,7 e 0,9%

respectivamente para a RAQA, placa de cera cinza e rosa, registradas nas três primeiras semanas e não foram alteradas nas demais semanas. A resistência transversa da RAQA antes da imersão em água foi de 30 MPa e após dez semanas de imersão em água foi registrado o valor de 22,9 MPa com redução, então, de 30% nesta resistência. A placa de cera rosa teve uma redução na resistência de 50 para 17,8 MPa, enquanto a resistência da placa de cera cinza reduziu de 22,7 para 9,4 MPa com a imersão em água. Concluíram que após a imersão em água por 10 semanas a RAQA apresentou o menor valor para absorção de água, alteração dimensional e redução da resistência transversa.

Osman e Owen (1993) testaram cinco resinas usadas como material provisório sob condições que relacionavam as tensões em uma prótese parcial fixa. Destas, duas foram RAQA de polimetilmetacrilato (Calk Temporary Bridge Resin®, Dentsply Intl., USA e G-C Unifast Temporary Resin®, G-C Dental Ind. Co., Japan) uma de polietilmetacrilato (Snap®, Parkell Bio-Materials Division, USA), uma de epimina (Scutan®, Espe Fabrik, Germany) e a outra foi um compósito (Protemp®, Espe Fabrik, Germany). Onze amostras foram preparadas com 90 x 5 x 3 mm em um molde de metal e polimerizadas a temperatura ambiente por 20 min e carga de 5 Newtons. Depois foram armazenadas em água à temperatura ambiente por 24h e incubadas em uma solução salina a 37°C por mais 24h horas. Os espécimes foram testados em uma máquina J. J. Tensile® usando teste de apoio em três pontos com carregamento até a fratura. A velocidade de teste da máquina foi de 0,5 cm/min, a velocidade do papel gráfico de 1:1 e uma célula de 5 kN para carregamento. Os resultados apresentaram uma média de resistência de 234,5 N para as resinas baseadas em polimetilmetacrilato sendo menor e estatisticamente significativa que a média de 469 N da resina de polietilmetacrilato. Foi concluído que a ordem decrescente de resistência à fratura dos materiais testados foi: polietilmetacrilato, polimetilmetacrilato, compósito e epimina.

Um estudo clínico e radiográfico foi executado por Ericsson et al. (1994) para avaliar a imersão inicial de implantes de titânio no estabelecimento de uma ancoragem óssea. A amostra foi composta de 11 pacientes com mandíbula desdentada. Um protocolo de dividir a boca em quadrantes foi: no quadrante mandibular direito um procedimento tradicional, de 2 estágios cirúrgicos, para instalação dos implantes e colocação dos intermediários foi utilizado, enquanto no

quadrante esquerdo foram colocadas as fixações e conectados os intermediários em uma mesma sessão. Três a quatro meses depois da fixação dos implantes as próteses fixas foram conectadas aos implantes. Exames clínicos (incluindo profundidade de sondagem, sangramento à sondagem e teste de estabilidade dos implantes) foram executados depois de 12 e 18 meses. Radiografias foram realizadas após a inserção das próteses e aos 12 e 18 meses durante os re-exames. A profundidade de sondagem, o sangramento à sondagem, a estabilidade dos implantes e achados radiográficos foram semelhantes para os 2 grupos de estudo. Através de um exame clínico e radiográfico, 5 anos após a colocação das próteses fixas, foi relatado que estas ainda estavam em função e clinicamente estáveis, independentes dos procedimentos cirúrgicos usados. Além disso, os resultados do estudo demonstraram que o nível ósseo marginal dos implantes ficou estável entre 18 e 60 meses. Isto indicou que implantes podiam ser ancorados corretamente em osso mandibular e usados para retenção de prótese quando um só procedimento cirúrgico fosse usado para instalação destes implantes.

Cálculos teóricos da flexão sofrida por um cantilever de uma prótese implanto-suportada foram realizados por Staab e Stewart (1994). O estudo comparou a flexão teórica de 4 desenhos de seção transversal de cantilever feitos com o mesmo metal. Em todos os cálculos foi considerado um comprimento de 20 mm para o cantilever e os desenhos das seções transversais nas formas de L, U, I e uma forma elíptica tinham a altura e largura com as medidas de 6 ou 7 milímetros. Deste modo foi calculada a flexão para as dimensões de 6x6, 6x7, 7x6 e 7x7 milímetros. Os resultados mostraram que a altura parecia ter mais influencia na flexão que a largura, pois em todos os desenhos de seção transversal os com altura de 7 mm apresentaram menor flexão. O desenho em L apresentou maior flexão em relação às demais formas estudadas. Os autores calcularam teoricamente qual a carga requerida para causar uma flexão máxima de 0,5 mm em um cantilever de 20 mm de comprimento em um paciente com espaço intermaxilares reduzido. Um cantilever com seção transversal, em forma de I, com 34 mm² de área e confeccionado com um material de E de 93,8 x 10³ MPa necessitou de uma carga de 244,90N para causar a flexão máxima estipulada. Foi concluído que uma análise teórica seria importante para entender o comportamento do cantilever antes dos testes mecânicos.

Um estudo realizado por Pokorny e Solar (1996) avaliou a biomecânica de uma prótese implanto-suportada e concluiu que o prolongamento do cantilever por mais de duas vezes a largura de um dente pré-molar resultou em uma condição de carga desfavorável para a interface osso-implante e que o uso de 6 implantes, e não só 4 implantes, não melhoraram esta condição.

Fredrickson e Gress (1988), citados por Strub, Witkowski e Einsele (1996), informavam que uma estrutura metálica em forma de L, para ser dimensionalmente estável, deveria ter 4 x 6 mm se fundida com liga contendo perto de 75% de ouro. Caso a fundição fosse realizada com liga de cobalto-cromo, esta poderia ter sua dimensão reduzida em 30% devido ao fato de que o módulo de elasticidade desta liga ser duas vezes mais alto do que o módulo dessas ligas de ouro.

Em um estudo pelo método dos elementos finitos, Sertgöz e Güvener (1996) investigaram a distribuição de tensões na interface implante/osso. Para esta finalidade, foram simulados implantes com 7, 15 e 20 mm e uma estrutura de prótese parcial fixa com extensões em cantilever com 7, 14 e 28 mm obtendo assim nove situações de observação onde cada comprimento de implante foi testado com as três extensões do cantilever. A representação da estrutura metálica em titânio tinha as dimensões de 4 mm de altura e 6 mm de largura. Foi usada uma carga vertical de 75 N e uma carga horizontal de 25 N aplicadas na extremidade distal do cantilever. A análise dos dados revelou que a tensão máxima ocorreu na interface osso/implante mais próximo do ponto de carregamento e esta tensão teve um aumento estatisticamente significativo com a extensão do cantilever de 14 mm para 28 milímetros. Entretanto, a alteração do comprimento do implante não causou um aumento estatisticamente significativo da tensão na interface osso/implante. Concluíram que em todas as situações de observação, a tensão máxima se concentrou na interface osso/implante mais próximo em relação à aplicação da carga; o aumento do comprimento do cantilever resultou em aumento desta tensão e; o comprimento do implante não afetou de modo apreciável a distribuição de tensão na interface osso/implante.

Em outro estudo, também pelo método dos elementos finitos, Sertgöz (1997) investigou a distribuição de tensões em uma prótese fixa mandibular suportada por seis implantes (12 x 4 mm) e com cantilever de 16 mm de

comprimento e 4 mm de espessura. O propósito foi determinar a melhor combinação de materiais para uma prótese implanto-suportada. Foram escolhidos três diferentes materiais para revestir a estrutura metálica (resina acrílica, resina composta e cerâmica) e quatro ligas metálicas para a estrutura (à base de ouro, prata-paládio, à base de titânio e cobalto-cromo). Doze combinações entre material de cobertura e estrutura foram usadas na avaliação das tensões resultantes nos componentes da prótese e interface osso/implante. Em relação aos parafusos de fixação da prótese as maiores tensões ocorreram com a combinação de liga à base de ouro e resina acrílica e, as menores tensões ocorreram com a combinação da liga de Co-Cr e cerâmica. As mais altas tensões na estrutura ocorreram com resina acrílica e Co-Cr e as mais baixas com cerâmica e liga áurica. A combinação de cerâmica e liga de ouro resultou em altas tensões no material de cobertura assim como resina acrílica e Co-Cr resultou em menores tensões. As tensões nos implantes ou no osso de suporte não apresentaram alterações com qualquer combinação testada. Concluíram que os materiais testados não tiveram efeito na distribuição de tensão no osso em volta dos implantes, mas os materiais menos rígidos resultaram em concentração de tensões nos parafusos de suporte podendo causar falha protética.

Para obter o módulo de elasticidade à flexão e o módulo de ruptura, Ireland et al. (1998) testaram materiais empregados em restaurações provisórias. Foi usada uma RAQA (Jet Temporary Crown and Bridge Resin[®], Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA), um material foto-ativado (Triad[®], Dentsply Intl., USA), um material de ativação dual (Provipont DC[®], Ivoclar North America, Inc., USA) e um material feito da mistura (1:1) de duas RAQA (Jet Temporary Crown and Bridge Resin[®] e Jet Ortodontic Resin[®], Caulk Co., USA). Foram preparadas 39 amostras com 63 x 10 x 3 milímetros de cada material. As amostras das RAQA foram polimerizadas à temperatura ambiente com 24 MPa por 15 minutos e assim como as demais amostras do estudo foram armazenadas em água destilada a 37°C. Vinte e quatro horas, 30 e 60 dias após o preparo das amostras, 13 amostras de cada resina foram submetidas ao teste de flexão com apoio em três pontos em uma máquina de ensaio Instron[®] (Instron Corp. Canton, Mass.) com uma célula de carga de 45 kN, velocidade de deslocamento da máquina de 0,5 cm/min e velocidade de deslocamento do papel de 3 cm/minuto. A resina Jet Temporary Crown and Bridge Resin[®] exibiu um módulo de elasticidade de 2041 MPa em 24h, de 1958 MPa em 30

dias e de 2245 MPa em 60 dias de imersão; os valores de 24 horas e 30 dias foram similares mas, o valor para 60 dias foi estatisticamente superior. Quanto ao módulo de ruptura esta resina apresentou nos testes de 24h e 60 dias uma média de 55,9 MPa e 52,8 MPa, respectivamente, sendo esta diferença não significativa estatisticamente. O valor médio do módulo de ruptura com 30 dias de imersão (49,9 MPa) foi diminuído em relação à média em 24 horas. A mistura das RAQA resultou em redução não estatisticamente significativa do E em relação à resina pura no período de 24h e 30 dias. O módulo de ruptura da mistura teve um aumento não estatisticamente significativo em relação à resina pura. Concluíram que a resina Jet e Jet/Ortodontic apresentaram E e módulo de ruptura similares neste período de tempo, exceto pelo significativo aumento estatístico do módulo de elasticidade da resina Jet aos 60 dias.

Collaert e De Bruyn (1998) avaliaram a sobrevivência de implantes usando 1 ou 2 estágios cirúrgicos em pacientes com mandíbulas completamente ou parcialmente desdentadas. Um total de 85 pacientes foi tratado sendo, 35 pacientes com perda parcial de dentes e 50 pacientes com perda dental completa. Os primeiros 10 pacientes de cada grupo foram selecionados para análise da mudança na crista óssea 1 ano depois de inserção da prótese. Em 33 pacientes com mandíbulas desdentadas foram colocados 170 implantes em uma só etapa. Neste grupo, 4 implantes (2.4%) foram perdidos. Dezesete pacientes desdentados receberam um total de 70 implantes em procedimento de 2 estágios. Destes, 5 implantes (7.1%) foram perdidos para conexão dos intermediários. Em 17 pacientes parcialmente desdentados, 41 implantes foram inseridos em 1 estágio cirúrgico. Dois implantes (5%) foram perdidos neste grupo. Finalmente, 18 pacientes parcialmente desdentados receberam um total de 49 implantes em procedimentos de 2 estágios. Destes, 6 implantes (12%) foram perdidos para fixação dos intermediários. De um total de 330 implantes, 313 instalados na mandíbula foram carregados entre 6 e 12 meses (94.8% de sucesso). Nenhuma perda adicional aconteceu nos implantes que funcionaram por 1 ano pelo menos (267 implantes) ou pelo menos 2 anos (59 implantes). Concluíram que a técnica de 1 estágio cirúrgico, na mandíbula, foi tão previsível quanto o procedimento convencional de 2 estágios.

O termo resistência foi definido por Anusavice (1998) como a tensão necessária para causar fratura ou uma quantidade de deformação plástica em um

material. A resistência poderia ser descrita por uma das seguintes propriedades: 1) limite proporcional, 2) limite elástico, 3) limite de escoamento e 4) resistência máxima. Foi informado que de modo geral a resistência se referia à habilidade da prótese de resistir a cargas aplicadas sem que houvesse fratura. O teste para avaliar a resistência à flexão de materiais friáveis, também chamada de resistência transversa ou módulo de ruptura, foi considerado o mais indicado por simular de modo mais aproximado às distribuições de tensões em próteses dentais, como prótese em cantilever. O limite de proporcionalidade foi definido como a tensão máxima na qual a relação de linha reta entre tensão e deformação foi válida sendo praticamente igual ao limite de elasticidade que representava o maior valor de tensão que um material suportaria sem que se deformasse plasticamente.

Brånemark et al. (1999) informaram os resultados clínicos preliminares de um novo método para tratamento, com implante, de mandíbula desdentada. O novo protocolo envolveu componentes pré-fabricados e guias cirúrgicos, eliminação do procedimento de moldagem protética e a colocação de uma ponte fixa permanente no dia da fixação dos implantes. Cinquenta pacientes receberam 150 implantes Brånemark Novum® e foram acompanhados por 6 meses a 3 anos depois de colocação dos implantes. A mandíbula foi reduzida em altura para acomodar três implantes largos (5 mm) na região anterior. Foram colocados guias para orientar as brocas o local das perfurações. Depois que a mucosa foi suturada em posição, uma barra de titânio pré-fabricada foi conectada com parafusos de titânio aos implantes. Outra barra de titânio foi então fixada na primeira e uma prótese com os dentes foi presa à barra superior no mesmo dia. Três implantes foram perdidos e resultaram em uma taxa de sobrevivência global de 98%. Uma prótese falhou e deixou uma taxa de sobrevivência protética de 98%. O tempo de tratamento comum foi aproximadamente de 7 horas. Pelos resultados deste estudo um preciso protocolo cirúrgico e protético proveu uma reabilitação mandibular no dia da instalação dos implantes.

Em um estudo sobre as considerações para aplicação de carga imediata em protocolos de implantologia, Szmukler et al. (2000), relataram as razões que conduziram Brånemark e colaboradores a indicarem um tempo de 3 a 6 meses para carregamento dos implantes. Para isto foi mostrado que esta exigência foi devido às informações obtidas no período de investigação científica inicial. As condições da

época foram: 1) pacientes com qualidade e quantidade de osso baixas, 2) desenho dos implantes não aperfeiçoados, 3) implantes pequenos, 4) colocação cirúrgica deficiente, e 5) próteses biomecanicamente não adequadas. Foi relatado também que embora o carregamento prematuro fosse interpretado como indutor da formação de tecido fibroso na interface osso/implante, o carregamento isoladamente não foi responsável pelo encapsulamento fibroso, e sim o excesso de micromovimento durante a fase curativa. Um limiar de micromovimento entre 50 micrometros e 150 micrometros foi considerado tolerável. Foi sugerido que o tempo para carregamento podia ser encurtado por uma cuidadosa e rígida seleção dos pacientes para alcançar a melhor estabilidade primária.

Um caso clínico de carga imediata apresentado por Rios Calvo, Muller e Garg (2000) mostrou a transformação de uma prótese total removível em uma prótese implanto-suportada. Em uma mulher de 45 anos que perdeu os dentes por doença periodontal foi instalada uma prótese total removível para cada arco. Quatorze semanas após as exodontias, 10 implantes foram fixados na mandíbula e 4 destes foram usados para reter uma prótese provisória confeccionada a partir da própria prótese total removível. O procedimento protético consistiu primeiramente em unir a PTR aos intermediários, na cavidade bucal, com uma resina acrílica quimicamente ativada. Para tal, 4 aberturas foram feitas na PTR na região correspondente aos 4 implantes a serem carregados. Estas aberturas serviram de passagem para os cilindros conectados aos intermediários no momento em que a prótese foi colocada em posição. Após o correto encaixe das próteses, superior e inferior, ser checado, os cilindros foram fixados à PTR inferior com uma resina acrílica quimicamente ativada. Posteriormente, a PTR, com os cilindros, foi removida da cavidade bucal e levada para o laboratório visando proceder a complementação da parte interna desta com uma resina acrílica quimicamente ativada. Finalmente esta prótese foi transformada em uma prótese fixa implanto-suportada. A prótese provisória foi entregue à paciente uma semana após a cirurgia. Durante o período de cicatrização o paciente foi avaliado quinzenalmente e após 6 meses nenhum implante foi perdido. As próteses provisórias foram, então, substituídas por estruturas definitivas. No exame de 1 ano após a cirurgia nenhum implante apresentou problema. Concluíram que a técnica possibilitou ao paciente evitar um segundo tempo cirúrgico.

Um protocolo foi desenvolvido Chow et al. (2001) para carregamento imediato de implantes com uma prótese provisória fixa. A meta deste estudo foi apresentar o Protocolo de Hong Kong de prótese fixa e informar a avaliação em curto prazo deste protocolo em um grupo de pacientes que tinham recebido tratamento com implantes em mandíbulas desdentadas. Quatorze pacientes tratados no Hong Kong Osseointegration Implant Center entre dezembro de 1998 e dezembro de 1999 foram incluídos neste estudo que teve como critérios de exclusão dos pacientes o fato de terem bruxismo ou não permitirem o acompanhamento do tratamento. O protocolo consistiu basicamente de: 1) um estágio cirúrgico; 2) quatro implantes instalados na região anterior da mandíbula para suportar uma prótese fixa provisória no dia da cirurgia; e 3) função imediata dos 4 implantes através da prótese provisória. O procedimento cirúrgico e protético foi descrito da seguinte forma: uma prótese totalmente em acrílico foi confeccionada em laboratório e nesta foram realizadas perfurações na região lingual para conduzir a marcação dos locais para fixação dos implantes na mandíbula. Usando, então, a própria prótese como guia cirúrgico, 4 implantes foram fixados e sobre estes foram conectados intermediários imediatamente; cilindros provisórios foram conectados aos intermediários. A prótese provisória foi transformada em uma prótese fixa retida aos implantes por parafusos através da sua adaptação aos cilindros e união a estes com uma resina acrílica quimicamente ativada. Todos os pacientes iniciaram os procedimentos para confecção de uma prótese final após 3 semanas do ato cirúrgico, mas esta prótese só foi entregue aos pacientes em 8 semanas. Um total de 56 implantes foi instalado e regularmente avaliado durante 12 meses. A estabilidade da prótese e o nível do osso marginal foram avaliados clinicamente e radiograficamente neste período. Dois pacientes com oito instalações foram retirados do estudo por não retornarem para o controle. Nenhum dos implantes que permaneceram falharam e resultaram em uma taxa de sobrevivência de 100% em 1 ano de observação. A perda de osso marginal foi em média de 0.64 mm depois de 1 ano de carga funcional. Concluíram que o protocolo de carga imediata usando uma prótese provisória teve resultado altamente previsível.

Com o propósito de estudar a resistência à flexão de materiais empregados em próteses provisórias, Haselton, Diaz-Arnold e Vargas (2002) desenvolveram um estudo laboratorial. Dentre os materiais testados, 4 foram RAQA:

Alike® (G C America, USA), Caulk® (Dentispaly Caulk, USA), Jet Temporary Crown and Bridge Resin® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA) e Zeta C&B® Acrylic (Vita, Germany). Os demais materiais foram 8 resinas baseadas em bis-acrilato. Foram fabricados dez espécimes de cada material com as dimensões de 25 x 2 x 2 mm em um molde de alumínio que foi preenchido com o material manipulado segundo orientação do fabricante e colocado entre duas placas de vidro com uma carga de 25 N sendo aplicada. As amostras foram armazenadas em saliva artificial a 37°C por 10 dias. Foram submetidas, em tã, a teste de flexão com apoio em três pontos até a fratura em uma máquina de ensaio universal, com uma velocidade de teste de 0.075 cm/min e célula de carga com capacidade de 10 kN. Os resultados mostraram médias de resistência à flexão variando de 56,2 até 97,9 MPa RAQA e para as resinas de bis-acrilato as médias foram entre 59,7 e 123,6 megapascals. Quatro das resinas de bis-acrílico demonstraram resistência à flexão superior, estatisticamente significante, em relação às resinas acrílicas quimicamente ativadas. A resina Jet Temporary Crown and Bridge Resin® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA.) registrou a média de 89,9 MPa para a resistência à flexão. Concluíram que a resistência à flexão teve alta variação para os materiais testados e que pareceu não haver relação entre resistência à flexão e o tipo de material para próteses provisórias.

Kammeyer, Proussaefs e Lozada (2002) descreveram um caso clínico de carga imediata onde o paciente recebeu uma prótese implanto-suportada que foi confeccionada através da transformação da própria PTR inferior deste paciente. Cinco implantes foram fixados na região anterior da mandíbula e intermediários de 3 mm em altura foram colocados em cada implante. Sobre estes intermediários foram fixados postes de moldagem. A prótese total removível teve sua área lingual removida e, após ser assentada corretamente na boca, foi fixada aos postes de moldagem por meio de resina acrílica quimicamente ativada e usada como moldeira e registro da oclusão. Após a confecção do modelo de gesso, o material de moldagem foi substituído por resina acrílica quimicamente ativada na porção inferior da prótese total removível e esta foi convertida em uma prótese implanto-suportada retida por parafusos. Foi dado acabamento em laboratório e depois de 2 dias da cirurgia a prótese foi incorporada à boca da paciente com os devidos ajustes da oclusão. A paciente permaneceu com o trabalho por 5 meses sem complicações

cirúrgicas ou protéticas. Concluíram que a técnica apresentada possibilitou ao paciente avaliar a estética, a higienização e a função da prótese definitiva.

Através da medida de mandíbulas edêntulas, Rocha (2002), avaliou a possibilidade da utilização do Sistema Brånemark Novum® em brasileiros. Para isto foram medidas 157 mandíbulas do acervo do Museu de Anatomia da Faculdade Paulista de Medicina – Universidade Federal de São Paulo – obtendo os valores da distância interforames mentonianos, altura e largura do rebordo residual. A análise dos resultados mostrou: as dimensões interforames em curva apresentaram em 100% dos casos uma distância maior que 40 mm, predominando a distância de 52-57 mm em 36% das medidas; a largura total representou 53% dos casos com valores entre 8 e 13 milímetros. Quanto à altura do rebordo residual as medidas de 21 e 32 mm prevaleceram em 65% dos casos. Foi concluído que 94% das mandíbulas estudadas podiam ser submetidas ao Sistema Brånemark Novum®.

Wolfinger, Balshi e Rangert (2003) avaliaram os resultados de 5 anos em 10 pacientes que foram tratados com protocolo de carga imediata. O propósito da avaliação foi sugerir um método simples para carregamento imediato de implantes. Dez pacientes saudáveis foram tratados entre dezembro de 1993 e dezembro de 1994 com 130 implantes colocados em locais já cicatrizados ou em regiões de extrações recentes. Quatro implantes por paciente, fixados na região anterior da mandíbula, foram imediatamente carregados com uma prótese fixa confeccionada em resina acrílica. Estas próteses foram substituídas por próteses com estrutura metálica aproximadamente 6 semanas depois da cirurgia, e próteses definitivas foram colocadas em uma etapa posterior. Um adicional de 24 pacientes foi tratado com o protocolo simplificado entre março de 1997 e outubro de 2000. Nestes pacientes as próteses de resina acrílica não foram modificadas durante 3 meses. A taxa de sobrevivência das próteses foi de 100% para o total de pacientes. No primeiro grupo a taxa de sucesso foi de 80% para os implantes imediatamente carregados, após 5 anos, enquanto foi relatada uma taxa de sobrevivência de 97% para o grupo de tratamento simplificado no período de 3 anos. Os resultados do desenvolvimento desta técnica sugeriram ser essencial manter a imobilização inicial dos implantes por um período de cerca de 3 meses e a região entre os forames mentonianos demonstrou ser ótima para fixação dos implantes.

O propósito do estudo de Scherrer et al. (2003) foi avaliar a resistência à flexão de materiais compósitos usados em restaurações provisórias e definitivas. A resina acrílica Jet Temporary Crown and Bridge Resin® (Lang Dental Manufacturing Co., Chicago, USA) foi incluída no estudo com o propósito de comparação. Nos testes de resistência à flexão monotônico, para cada material foram preparados dez espécimes em um molde medindo 25 x 2,5 x 2,5 milímetros. As amostras foram cobertas com folha de plástico, uma carga de 10 N foi aplicada e então as amostras foram armazenadas em água por 7 dias a 37°C antes dos testes. Os ensaios de flexão, com apoio em três pontos e velocidade de deslocamento da máquina de 0,05 cm/min, foram realizados até a fratura do material. A resina Jet apresentou um módulo de elasticidade de $3,8 \times 10^3$ MPa e uma resistência característica (valor de tensão onde 63% das amostras fraturaram) de 150,9 megapascais. Em um teste de fadiga apresentado neste estudo, a resina Jet apresentou uma redução de 85% em sua resistência à fratura, caindo de 150,9 MPa para 22,8 megapascais. Foi concluído que para mensuração da resistência à flexão, o teste monotônico devia ser combinado com um teste de fadiga para obter melhores informações com relação ao material avaliado.

Kawahara et al. (2003) desenvolveram experiências, em cachorros beagle, para avaliar as condições ótimas de carga imediata para acentuar a formação de osso sob tensão biomecânica. A análise dos resultados demonstrou uma alta taxa de sobrevivência dos implantes (92%). As investigações histométricas esclareceram que o micromovimento com menos de 30µm na interface implante-osso não interferia com a osteogênese e crescimento de osso.

Misch (2004) relatou uma técnica para carregamento imediato dos implantes em pacientes com mandíbula desdentadas. O protocolo recomendou a fixação de 4 a 5 implantes na região anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos. Sobre os implantes, que deviam ter uma estabilidade primária favorável, foi incorporada uma PTR do paciente após esta ser convertida em uma prótese fixa provisória. A técnica de conversão mostrou resultados previsíveis para o carregamento imediato dos implantes em mandíbulas edêntulas. Uma prótese fixa definitiva foi integrada aos implantes após três meses. Concluíram que a técnica de conversão da PTR ofereceu como vantagem poder ser usada com os sistemas de implantes disponíveis comercialmente.

Um estudo foi empreendido por Nikellis, Levi e Nicolopoulos (2004) para determinar o sucesso do tratamento com carga imediata. Foram incluídos no estudo 40 pacientes nos quais um total de 190 implantes foram fixados. Todos foram carregados dentro de 72 horas da fixação. O critério para o carregamento foi o julgamento clínico preliminar da estabilidade. Os carregamentos dos implantes foram realizados por meio de uma prótese de resina acrílica confeccionada em laboratório. Depois de um período de 4 meses as próteses fixas definitivas foram fabricadas. Não houve nenhuma complicação cirúrgica. Após 1 a 2 anos, todos os 190 implantes tinham sobrevivido e foram considerados 100% bem sucedidos. Em 4 pacientes, houve fratura da prótese provisória durante o período de cicatrização. Concluíram que pacientes podiam ser tratados com restaurações provisórias fixas, contanto que os implantes estivessem adequadamente estáveis imediatamente depois de sua fixação cirúrgica.

3 - PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho propõe estudar “in vitro” o efeito de uma carga vertical aplicada na extremidade distal de estrutura com diferentes espessuras e confeccionada em resina acrílica quimicamente ativada, buscando avaliar:

- a) a flexão das diferentes estruturas submetidas a uma carga vertical de 200 N;
- b) a resistência à fratura por carga compressiva das diferentes estruturas;
- c) a equivalência entre as diferentes estruturas com relação à flexão;
- d) a equivalência entre as diferentes estruturas com relação a resistência à fratura;

4 – MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS.

4.1 Lista de Materiais.

- Resina acrílica Jet Tooth Shade[®], lote nº 14932056 (Lang Dental Manufacturing Co., Inc. - USA)
- 4 implantes cilíndricos, 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, Titamax Liso[®] (Neodent[®] - Brasil).
- 4 intermediários mini pilar cônico (Neodent[®] - Brasil).
- 72 cilindros de titânio para mini pilar (Neodent[®] - Brasil).
- 72 parafusos de titânio para cilindros (Neodent[®] - Brasil).
- Base, em alumínio, com 100 mm de diâmetro por 20 mm de altura.
- Broca HSS 3,5 mm de diâmetro (Dormer - Sweden).
- Macho de rosca com 3,75 mm de diâmetro (Neodent[®] - Brasil).
- Monta implante (Neodent[®] - Brasil).
- Chave catraca (Neodent[®] - Brasil).
- Super Bonder (Henkel Ltda. - Brasil).
- Matriz de resina epoxi (Araldite F[®], Vantico Ltda.) e pó de alumínio (din 100, Vantico Ltda.) na proporção de 1:1.
- Máquina de ensaio Instron TDML, com capacidade máxima de 100 kN e sensibilidade de 0,02 N .
- Torquímetro (30 N/mm, Lifecore Biomedical Inc. - USA).
- Torquímetro (20 N/mm, Lifecore Biomedical Inc. - USA).
- Paquímetro 1/20 mm (Mitutoyo - Japão).
- Pincel de pêlo de Marta nº. 308-1(Tigre - Brasil).
- Pincel ponta chata nº. 1 (Tigre - Brasil).
- Torno mecânico de bancada 2 ¾" modelo nº 2 (Schulz - Brasil).
- Vaselina sólida (Pure Petroleum Jelly – Family Dollar Service Inc. - USA).
- Caixa plástica (Tupperware[®] - Brasil).

4.2 Construção do Dispositivo para Teste.

Neste estudo “in vitro”, a confecção das barras de RAQA e a montagem destas sobre os implantes foram realizadas de maneira a construir um dispositivo que simulasse uma estrutura de uma prótese fixa implanto-suportada na região anterior da mandíbula (figura 1).

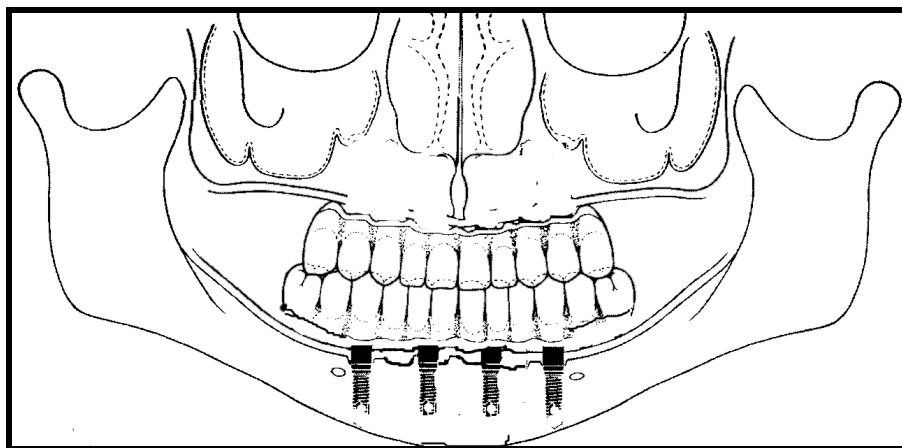


Figura 1 – Desenho de uma prótese fixa implanto-suportada.

Para tal, foram seguidas três etapas: a primeira consistiu da fixação dos implantes em uma base metálica; a segunda foi a confecção das barras de RAQA nas três espessuras a serem testadas; e finalizando com a montagem destas nos componentes protéticos sobre os implantes para obtenção das estruturas finais usadas nos testes mecânicos.

Na superfície plana de uma peça de alumínio de 100 mm de diâmetro e 20 mm de altura, uma barra plástica foi fixada com Super Bonder[®] (Henkel Ltda. – Brasil). Esta barra serviu para orientar a marcação dos locais onde foram feitas 4 perfurações de 13 mm de profundidade. Os furos foram realizados com uma broca HSS 0,35 mm (Dormer - Sweden) fixada a uma máquina que determinou a profundidade máxima das perfurações. A seguir, foi usado um macho de rosca com 3,75 mm de diâmetro (Neodent[®] - Brasil) para conformação das roscas internas nas perfurações. Aos implantes foram adaptados os monta implante (Neodent[®] - Brasil) o que permitiu o encaixe de uma chave catraca (Neodent[®] - Brasil) (figura 2) e esta

auxiliou na fixação dos 4 implantes - 3,75 x 13 mm - Titamax Liso (Neodent® – Brasil) com um posicionamento em curva (figuras 3). Os dois implantes distais (extremos) mantinham uma separação de 30 mm em linha reta a partir de seus centros e os dois implantes mediais uma separação de 11 mm em linha reta a partir de seus centros. Resultou deste posicionamento uma distância de 11 mm entre todos os implantes (figura 4). Os implantes foram deslocados do centro da base metálica, de modo que ao receber a barra de acrílico, uma de suas extremidades estivesse no centro da base de alumínio.

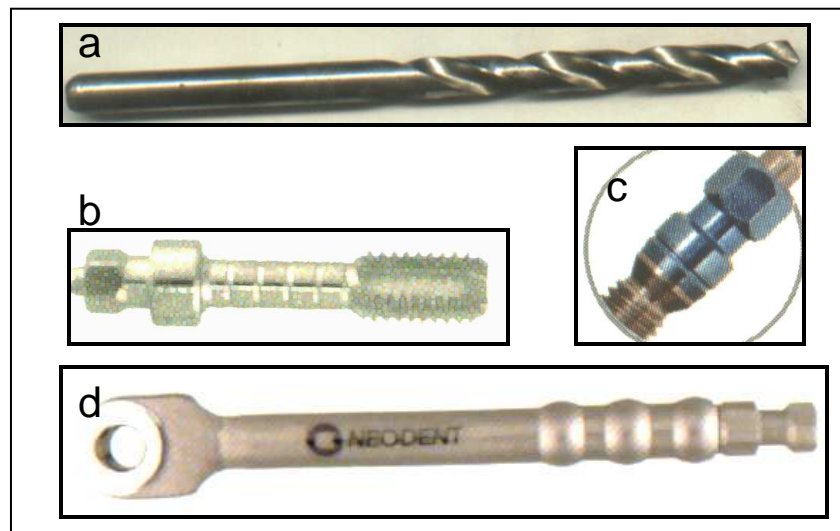


Figura 2 – Material para fixação dos implantes: a) broca HSS, b) macho de rosca, c) monta implante e d) chave catraca.

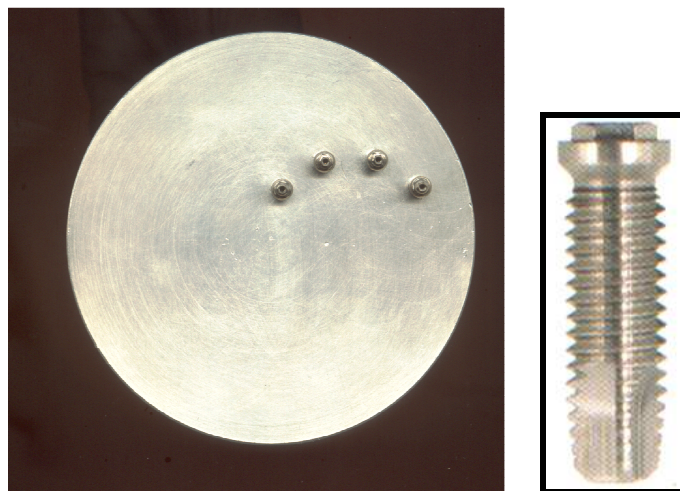


Figura 3 – Implantes posicionados na base de alumínio. Implante em destaque.

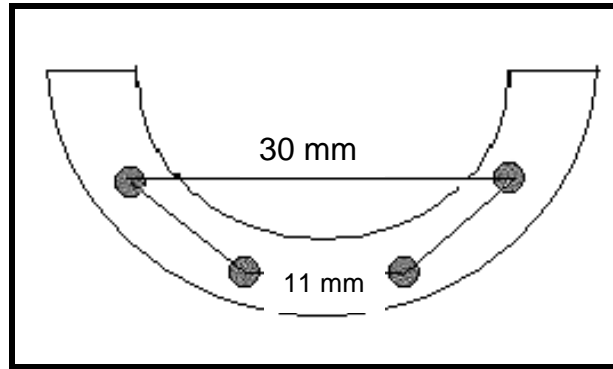


Figura 4 – Esquema de separação dos implantes.

Após a fixação dos implantes à base metálica, um intermediário, do tipo mini-pilar cônico (Neodent[®] – Brasil), foi adaptado sobre cada um destes (figura 5) e apertado com um torque de 30N/mm com o auxílio de um torquímetro calibrado para este valor (Lifecore Biomedical Inc. - USA).

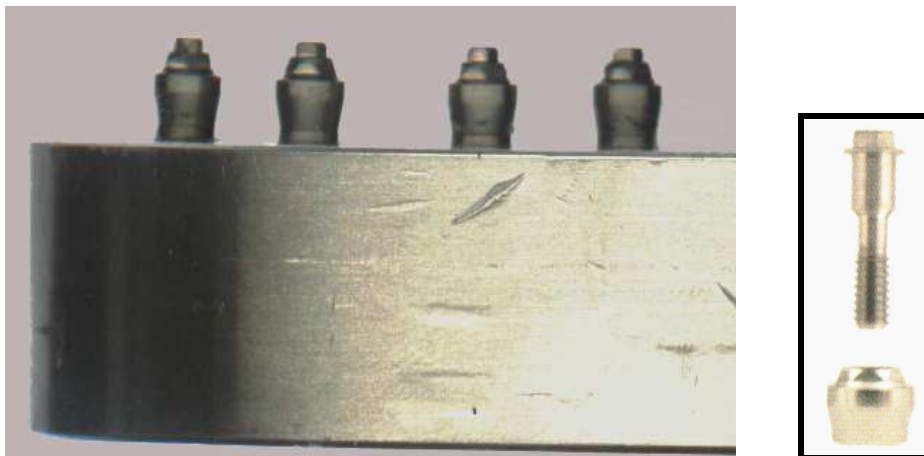


Figura 5 – Intermediários parafusados aos implantes.
Intermediário em destaque.

Para padronização das barras de acrílico foi confeccionada uma matriz composta por uma base e tampa. A matriz foi fabricada com resina epoxi (Araldite F[®], Vantico Ltda.) misturada com pó de alumínio (Vantico Ltda.) na proporção de 1:1.

A base desta matriz (figura 6) apresentava na região central uma cavidade, de seção quadrangular, com profundidade de 12 mm, uma largura de 10 mm, um comprimento de 82 mm em curva, medido em sua superfície externa e 52 mm em linha reta medidos de seus pontos externos mais distais (figura 7). No fundo

desta cavidade foram presos 4 cilindros de latão, removíveis, com 5 mm de diâmetro e com separação de 11 mm em linha reta a partir de seus centros. Estes cilindros de latão foram necessários para ajudar na remoção das barras já polimerizadas de dentro da base e deixar 4 condutos transfixando estas barras de resina acrílica. Para escoamento do excesso de resina acrílica foram feitas 3 perfurações, de aproximadamente 1,5 mm, no fundo da cavidade sendo uma central e duas nas extremidades.



Figura 6 – Base da matriz para confecção das barras.
Cilindros de latão fixados no fundo da cavidade.

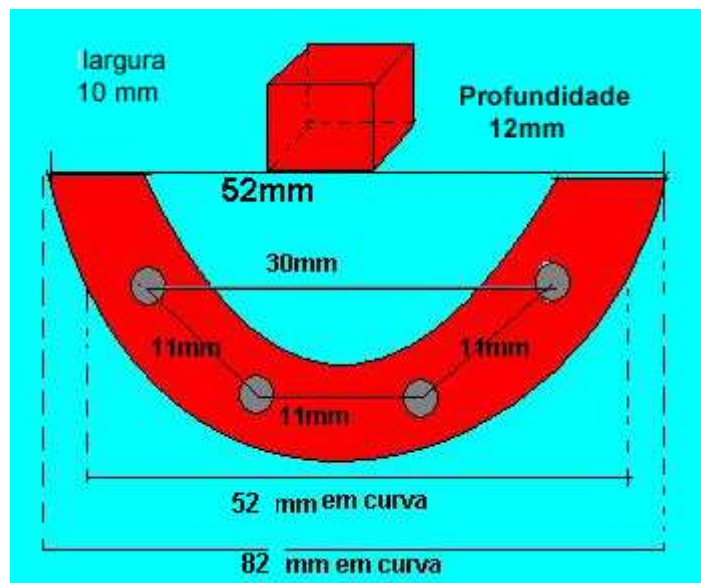


Figura 7 – Medidas da cavidade na base da matriz.

Para limitar a espessura das barras de acrílico confeccionou-se 3 tampas (figura 8). A primeira possuía uma saliência na parte central com uma altura de 4 mm que reduziu a profundidade da cavidade para 8 mm ao ser prensada contra a base. Na segunda, a saliência na parte central tinha uma altura de 2 mm e reduziu a profundidade da cavidade para 10 mm ao ser prensada contra a base. Em uma terceira tampa não havia a saliência da parte central, pois, sendo a profundidade da cavidade de 12 mm não foi necessária sua redução e assim o encaixe desta tampa resultou nesta altura. Para orientação do posicionamento das tampas sobre a base no momento do fechamento da matriz, a base possuía marginalmente uma depressão com seção quadrangular, 4 mm de largura e 3 mm de altura que serviu de encaixe justo para uma saliência presente nas tampas.

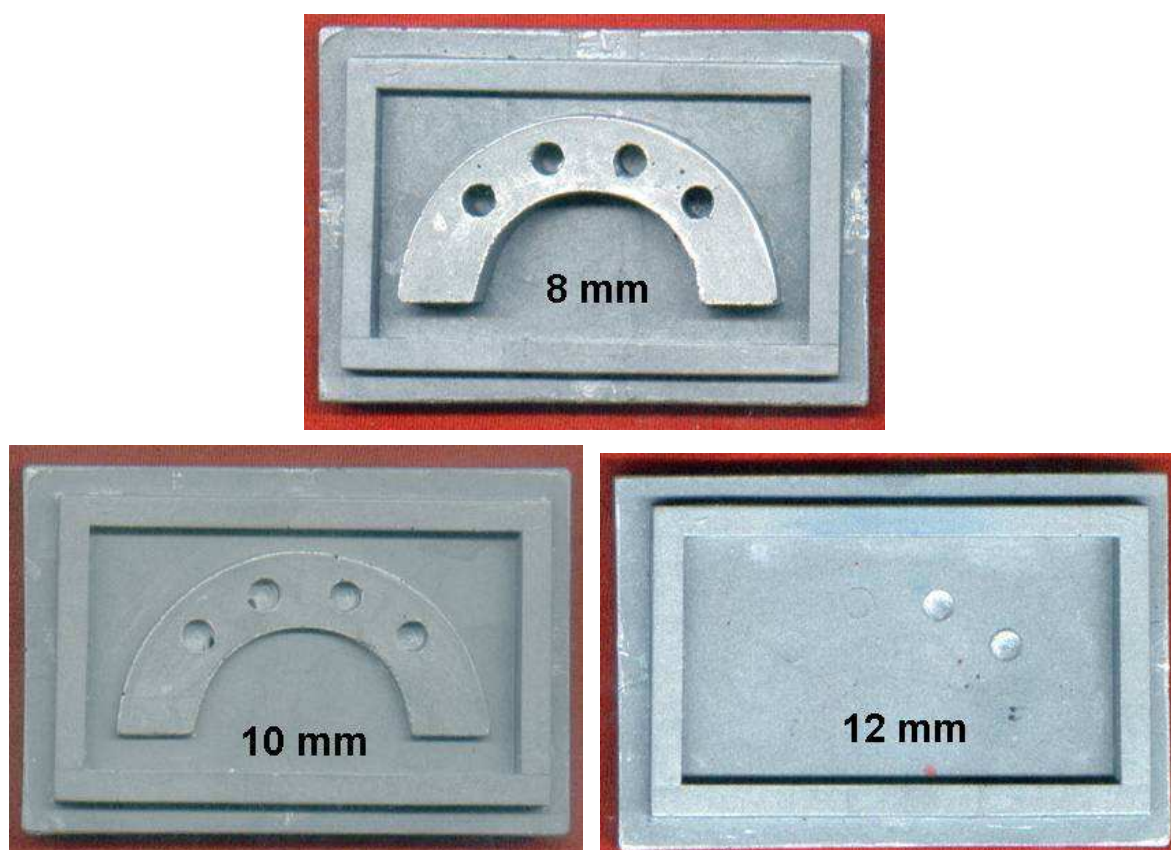


Figura 8 – Tampas usadas para delimitar a espessura das barras.

Todas as amostras deste estudo foram confeccionadas com a RAQA Jet Tooth Shade® (Lang Dental Manufacturing Co., Inc. - USA) (figura 9) seguindo orientação do fabricante para sua manipulação pela técnica de saturação. A lubrificação de toda a matriz foi feita com uma fina camada de vaselina sólida (Pure Petroleum Jelly – Family Dollar Service Inc. – USA) espalhadas nas paredes internas da matriz com um pincel de ponta chata nº. 1 (Tigre, Brasil) de modo que nenhum resíduo de vaselina fosse visível, exceto nos furos do fundo da cavidade onde a vaselina exerceu um tamponamento.

A cavidade na base da matriz foi preenchida com a RAQA da seguinte maneira. Primeiramente, o líquido (monômero) foi gotejado no fundo da cavidade de modo a formar uma camada rasa (± 1 mm), depois o pó (polímero) foi aspergido sobre o todo o líquido até que este estivesse saturado pelo pó, ou seja, na superfície do material permanecesse algum pó não umedecido pelo líquido; mais líquido foi gotejado e o pó aspergido sucessivamente até que na última camada, após o pó ser aspergido, não foi notado nenhum excesso de líquido nem tampouco do pó sem que estivesse molhado pelo líquido. A cavidade foi preenchida de modo a ter um ligeiro excesso de material com relação à espessura desejada para a barra.



Figura 9 – Resina acrílica usada no estudo.

Após a perda do brilho superficial do material, a base da matriz recebeu a tampa correspondente à altura desejada; o conjunto foi levado a um torno mecânico (Schulz – Brasil) que ajudou no fechamento para o melhor assentamento possível entre tampa e base; o excesso de resina escoou por 3 pequenos furos localizados na parte inferior da matriz e deste modo as dimensões da barra foram definidas pelo material que ficou confinado no interior da cavidade.

A matriz foi mantida fechada por 20 minutos, e então, com a RAQA já rígida no interior do molde, a matriz foi aberta e o material (barra) removido do molde com o auxílio dos cilindros de latão que foram empurrados pelo fundo da matriz e ao soltarem traziam junto a barra. Os excessos extravasados pelos furos do fundo da cavidade, por serem muito finos fraturaram durante esta remoção não causando defeitos na superfície da barra de resina acrílica quimicamente ativada. A mesma matriz e técnica foi usada para confecção de todas as barras, sendo necessário a troca das tampas para a delimitação das diferentes espessuras. As barras que apresentaram qualquer defeito externo, por falta de material ou outro fator, foram descartadas e deste modo, as barras aproveitadas não necessitaram de qualquer tipo de acabamento ou complementação em sua superfície.

As barras foram armazenadas em uma caixa plástica (Tupperware® - Brasil) à temperatura ambiente por 24 horas e então, com o auxílio de um paquímetro com precisão de 0,05mm (Mitutoyo – Japão) a região de cantilever de todas as barras de resina acrílica foram medidas em 3 pontos que estavam a 2, 8 e 14 mm distalmente ao último cilindro de titânio. Com relação à espessura foi aceita uma variação de até $\pm 0,05$ mm e em relação à largura uma redução de até $\pm 0,05$ milímetros.

A partir dos procedimentos descritos anteriormente, 18 barras foram obtidas para montagem das estruturas a serem testadas sendo, 6 com espessura de 8 mm (G8), 6 com espessura de 10 mm (G10) e 6 com espessura de 12 mm (G12).

Na última etapa, cada um dos quatro intermediários, presos aos implantes da base metálica, recebeu um cilindro de titânio (Neodent® – Brasil) (figura 10) que foi preso por um parafuso de titânio (Neodent® – Brasil) apertado com um torque de 20N/mm com auxílio de um torquímetro calibrado para este valor (Lifecore Biomedical Inc. - USA).

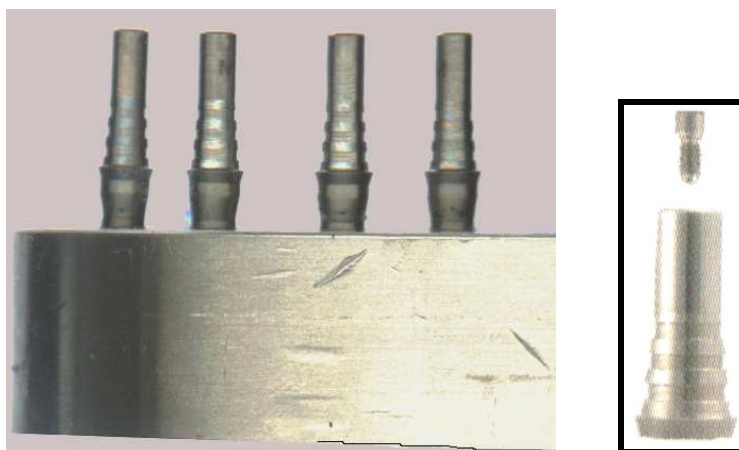


Figura 10 – Cilindros parafusados aos intermediários.
Cilindro em destaque.

Cada barra foi posicionada sobre os cilindros de titânio de maneira que estes passaram através dos condutos existentes nas barras. A união das barras aos cilindros foi realizada com a mesma RAQA usada na confecção das barras.

Para este propósito foi usado um pincel fino (tigre nº. 308-1, Marta, Brasil) para transportar a resina que completou o espaço entre a barra e o cilindro. O pincel umedecido com o líquido da resina coletou uma quantidade de pó que ficou totalmente umedecido e esta mistura foi levada entre o cilindro e a barra de acrílico sendo este procedimento repetido até o preenchimento total daquele espaço.

Assim, cada barra ficou presa aos quatro cilindros parafusados aos intermediários/implantes da base de metal (figura 11).

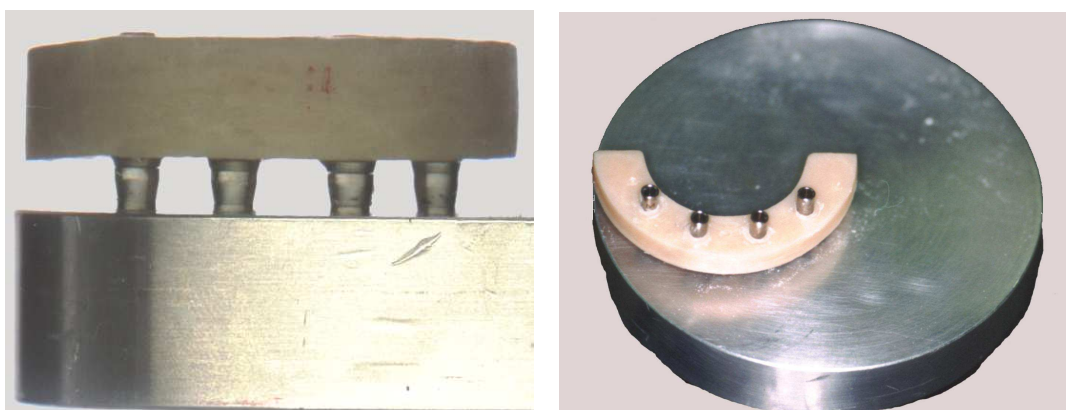


Figura 11 – Barra de acrílico presa aos cilindros; vista frontal e vista superior.

Depois disto, este dispositivo ficou com a forma aproximada de uma prótese implanto-suportada tendo bilateralmente área de cantilever com 15 mm medidos do ponto distal do cilindro à extremidade da barra de acrílico.

Após 20 min, a estrutura (barra/cilindros) foi desparafusada dos intermediários com um torquímetro de 20 N/mm (Lifecore Biomedical Inc. - USA) e removida.

Novos cilindros foram parafusados aos intermediários e o procedimento de posicionamento de outra barra com sua união a estes cilindros foi repetido na confecção de todas as 18 estruturas, compostas de uma barra de RAQA e 4 cilindros (figura 12) que podiam ser parafusados aos 4 intermediários da base metálica para realização dos ensaios.



Figura 12 – Barra de acrílico com os quatro cilindros.

O excesso da RAQA usada na complementação foi removido com uma lâmina de bisturi nº. 15 (Lure Care – Brasil) e as estruturas foram armazenadas, por aproximadamente 7 dias, em uma caixa plástica (Tupperware® - Brasil) à temperatura ambiente até a realização dos testes mecânicos.

4.3 Aplicação da Carga.

Para que fosse realizado o teste mecânico uma estrutura (barra/cilindros), escolhida aleatoriamente, foi parafusada aos intermediários com um torque de 20 N/mm com auxílio de um torquímetro calibrado para este valor (Lifecore Biomedical Inc. - USA).

O dispositivo foi apoiado no suporte inferior da máquina de ensaio Instron TDML (cedida por CDTN-CNEN) de modo que uma carga vertical fosse aplicada na porção distal do cantilever, estando esta extremidade centrada em relação à base metálica e ao eixo de aplicação da carga. A haste para aplicação da carga foi apoiada na extremidade distal do cantilever de modo que ficasse o mais adaptada possível sobre os 7 mm distais desta porção (figura 13).

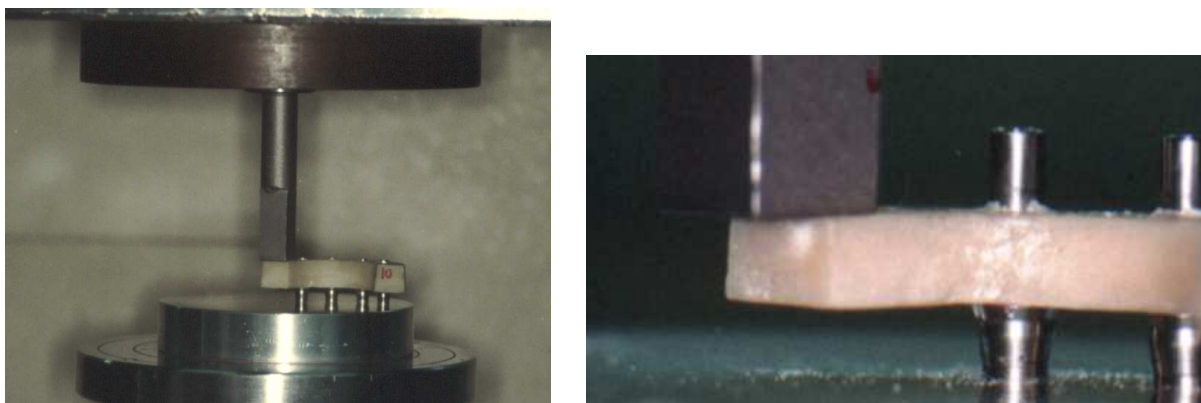


Figura 13 – Dispositivo apoiado na máquina de teste (esquerda) e local de aplicação da carga no cantilever.

Usando uma célula de carga de 200N, uma velocidade de deslocamento da máquina de 0,05 cm/minuto e com a velocidade de deslocamento do papel de 3 cm/minuto foi possível o registro da flexão da estrutura através do deslocamento registrado no papel gráfico. Todos os testes foram realizados à temperatura ambiente e um gráfico de carga x deslocamento foi obtido para cada estrutura.

Depois de cada teste, a estrutura foi desparafusada dos intermediários e substituída por outra até completar todos os testes.

Com o objetivo de avaliar a resistência à fratura desta estrutura em RAQA, testes foram realizados na outra extremidade de cada estrutura (cantilever do lado oposto). A haste para aplicação da carga foi encostada na extremidade do cantilever de modo que ficasse o mais adaptado possível sobre os 7 mm distais desta porção. Usando uma célula de carga de 1 kN, uma velocidade de deslocamento da máquina de 0,05 cm/minuto e com a velocidade de deslocamento do papel de 3 cm/minuto foi possível o registro da carga aplicada à barra no momento da fratura. Todos os testes foram realizados à temperatura ambiente e um gráfico foi obtido para cada estrutura.

Depois de cada teste, a estrutura foi desparafusada dos intermediários e substituída por outra barra com seus cilindros de titânio até completar todos os testes.

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.

Foi utilizada uma análise de variância com um fator para comparação das três espessuras com relação à flexão e à resistência à fratura, seguida do método de comparação múltipla de Scheffé. O nível de significância foi de 5%.

5 - RESULTADOS

5 RESULTADOS.

Antes da apresentação dos dados, se fazem necessários alguns esclarecimentos a respeito da forma de obtenção destes dados a partir dos gráficos gerados pela máquina de ensaios.

A regulagem da máquina de teste com uma célula de carga 200 N, para o teste de flexão das estruturas, resultou em um registro no papel gráfico de uma linha ascendente que terminou na margem direita do papel quando foi alcançado este valor (gráfico1) sendo que 20 N foi a carga correspondente a cada intervalo numérico (0 a 1, 1 a 2, 2 a 3, etc.). O ponto indicado pela letra “a” correspondeu ao ponto inicial com carga zero. Uma linha reta, ligando o último registro na margem direita à margem esquerda, definiu o ponto “b” nesta margem.

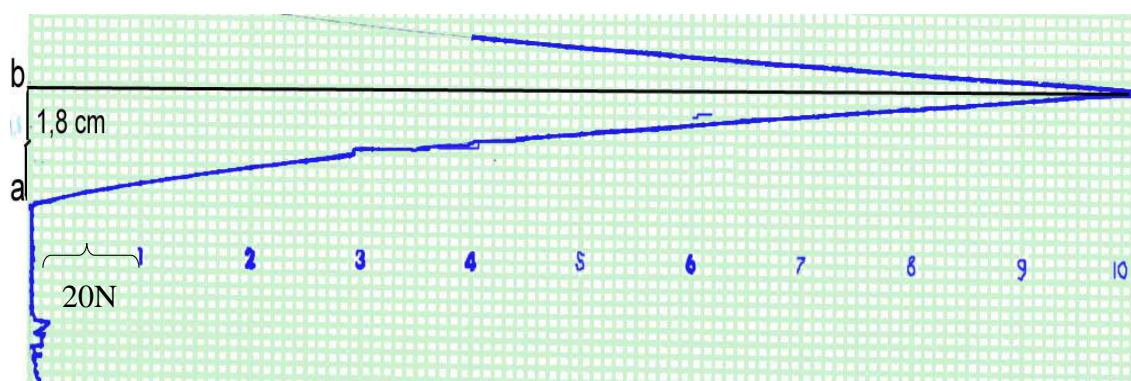


Gráfico 1 – Registro para o teste de flexão.

A medida entre os pontos a e b do gráfico 1 correspondeu ao deslocamento no papel de registro e não à flexão da estrutura. Esta flexão foi calculada pela fórmula (1):

$$(1) \quad \text{Flexão} = \frac{dm \times ab}{dp}$$

dm – deslocamento da máquina (0,05cm/min).
dp – deslocamento do papel (3 cm/min).
ab – medida entre os pontos a e b.
obs. Medidas em cm convertidas posteriormente para milímetros.

Quando da aplicação da carga de 200 N na região posterior do cantilever, todas as estruturas de RAQA não apresentaram fratura, mas, sofreram uma flexão. Esta deformação podia ser visualizada pela aproximação da parte inferior da estrutura em relação a um cilindro de papel posicionado sob a estrutura (figura 14).

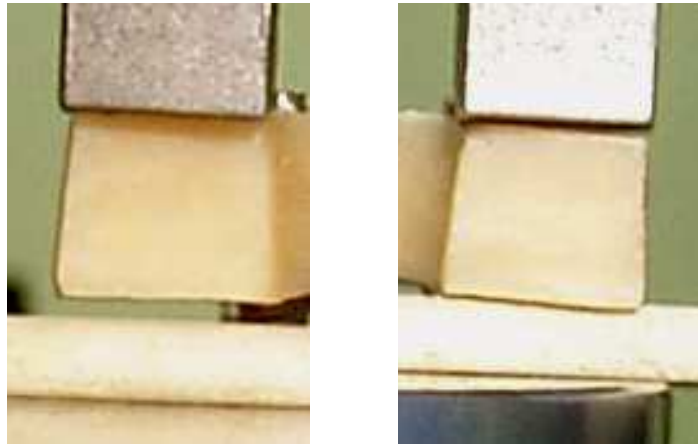


Figura 14 – Flexão da barra de acrílico.

A regulagem da máquina de teste com uma célula de carga 1 kN, para o teste de resistência à fratura, resultou em um registro, no papel gráfico, de uma linha ascendente que foi interrompida quando a estrutura fraturou (gráfico 2) sendo que 100N foram a carga correspondente a cada intervalo numérico (0 a 1, 1 a 2, 2 a 3, etc.). O valor para a carga máxima suportada pela estrutura foi dado pela leitura direta no ponto final da linha de registro.

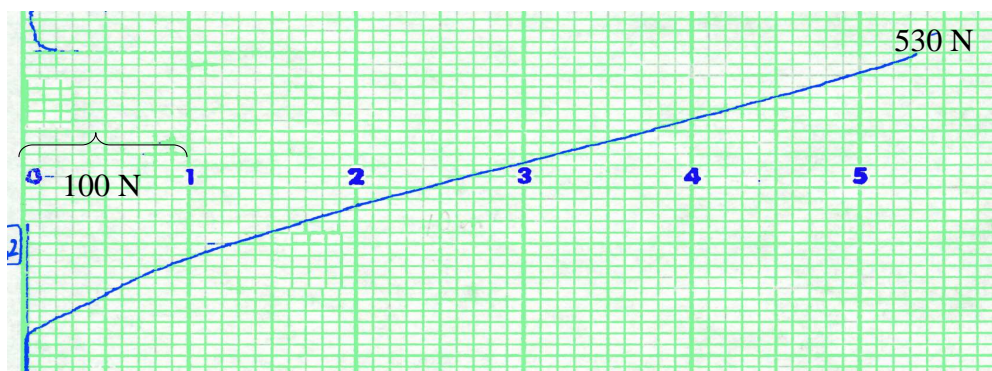


Gráfico 2 – Registro para o teste de resistência à fratura.
Valor encontrado no exemplo acima foi de 530 N.

Todas as estruturas testadas, independente da espessura, apresentaram uma fratura na região lateral do cilindro mais próximo ao ponto de aplicação da carga (figura 15).

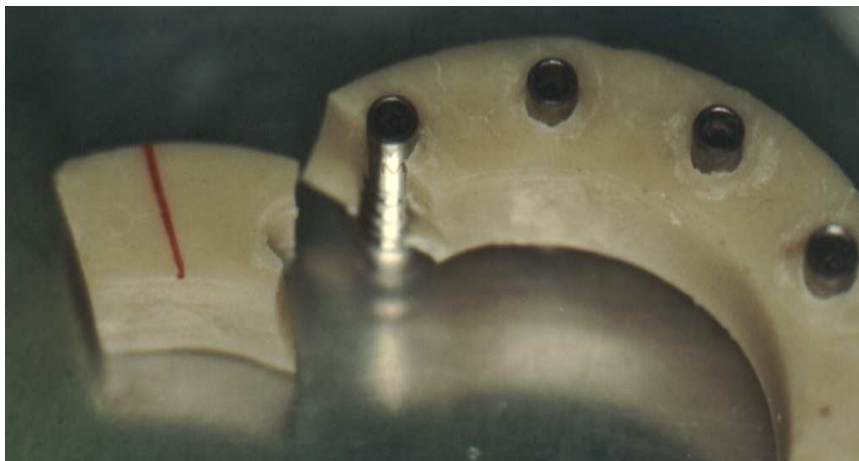


Figura 15 – Localização da fratura de todas as barras.

Após a realização dos testes mecânicos, os valores encontrados foram relacionados e analisados. Deve ser esclarecido que os valores apresentados pela estrutura de número 9 com altura de 10 mm foram retirados do estudo pelo fato do ensaio mecânico desta barra ter sido realizado, por erro na regulagem da máquina, com uma célula de carga de 5 kN no teste de resistência. Esta diferença de cinco vezes em relação à célula de carga dos testes das outras amostras poderia gerar uma possível diferença na obtenção dos valores a partir do registro gráfico.

A tabela 1 relaciona os valores para o teste de flexão das estruturas de resina acrílica quimicamente ativada. São apresentados nesta tabela os valores dos intervalos ab que corresponderam às medidas entre os pontos a e b do gráfico 1. Estas medidas foram empregadas na fórmula (1) para cálculo da flexão das estruturas. As medidas em milímetros foram utilizadas na análise estatística deste estudo. A tabela 2 apresenta os valores para o teste de resistência à fratura das estruturas de resina acrílica.

Tabela 1 - Valores de flexão das estruturas.

Número da estrutura	Espessura (mm)	Intervalo ab (cm)	Flexão (mm)
1	8	2,85	0,47
2	8	2,50	0,42
3	8	2,35	0,39
4	8	2,00	0,33
5	8	2,40	0,40
6	8	2,60	0,43
7	10	1,80	0,30
8	10	2,80	0,46
10	10	1,50	0,25
11	10	2,30	0,35
12	10	2,10	0,36
13	12	1,80	0,30
14	12	1,95	0,32
15	12	1,80	0,30
16	12	1,60	0,26
17	12	2,20	0,36
18	12	1,80	0,30

Obs. – A estrutura de número 9 foi excluída do estudo.

Tabela 2 - Valores da resistência à fratura.

Número da estrutura	Espessura (mm)	Carga para fratura (N)
1	8	340
2	8	460
3	8	560
4	8	365
5	8	425
6	8	430
7	10	730
8	10	675
10	10	710
11	10	640
12	10	530
13	12	590
14	12	825
15	12	790
16	12	870
17	12	860
18	12	735

Obs. – A estrutura de número 9 foi excluída do estudo.

O gráfico 3 ilustra a distribuição dos valores para flexão das estruturas onde pode ser visualizada a maior variação apresentada pelo grupo de espessura de 10 mm (G10). O G10 apresentou um valor abaixo dos obtidos nos testes do G12 e um valor próximo ao maior valor do G8. O G12 apresentou apenas 4 marcas, pois, o valor de 0,30 mm para flexão foi repetido em 3 estruturas testadas; o que demonstrou a maior uniformidade entre os valores de flexão neste grupo.

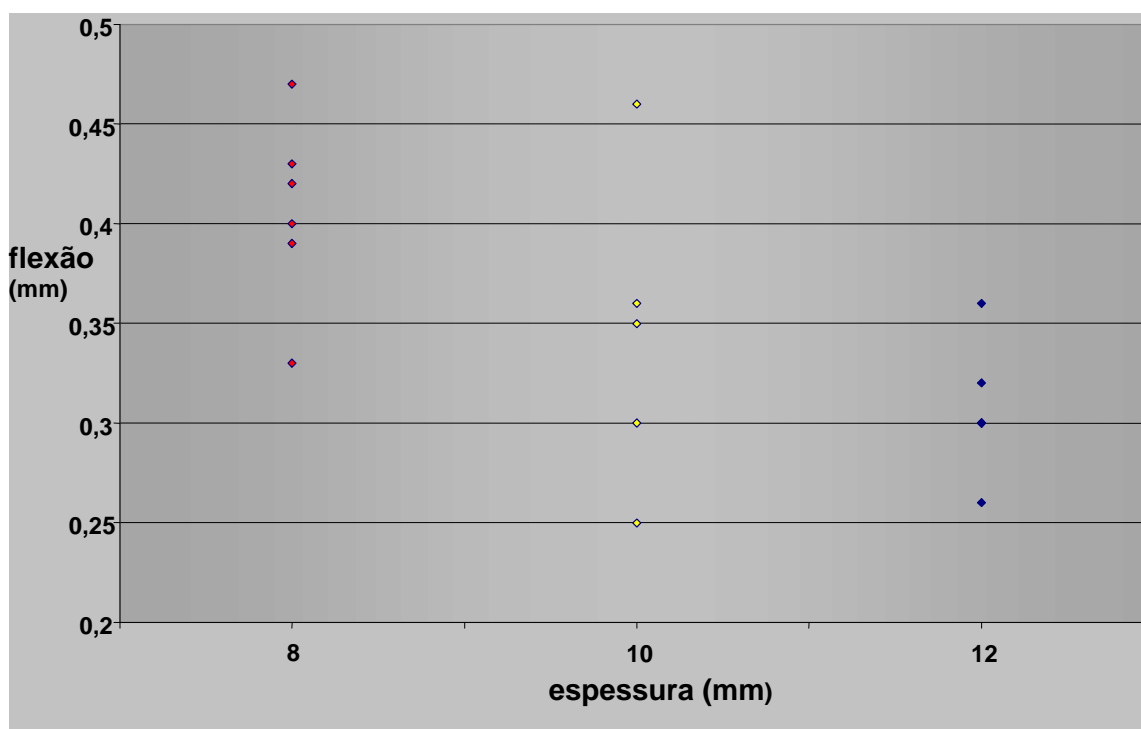


Gráfico 3 - Distribuição dos valores de flexão das estruturas x espessura.

A análise estatística (tabela 3) demonstrou uma progressão em relação aos valores encontrados para a média de flexão das estruturas de RAQA, onde as estruturas de menor espessura apresentaram maiores valores para flexão.

Tabela 3 – Análise estatística dos valores para o teste de flexão com carga de 200N.

grupo	nº. de amostra	Média (mm)	Desvio-padrão	Mediana (mm)	Mínimo (mm)	Máximo (mm)
G8	6	0,40	0,046	0,41	0,33	0,47
G10	5	0,34	0,078	0,35	0,25	0,46
G12	6	0,30	0,030	0,30	0,26	0,36

Todos os grupos apresentaram uma alta variação nos valores encontrados para a flexão, mas, no G10 esta variação foi mais acentuada, resultando em um valor para o desvio padrão de 0,078 que foi praticamente o dobro do desvio padrão dos outros dois grupos. Os valores para a mediana das amostras foram próximos aos das médias e, apesar das variações nas medidas de flexão registrada pelos testes, deve ser notado que pelo menos metade das estruturas testadas em cada grupo apresentou valores iguais ou inferiores da mediana.

A análise de variância dos valores encontrados para o teste de flexão é apresentada na tabela 4. Como se pode ver, a análise de variância rejeitou a hipótese de que a flexão média das estruturas foi a mesma, ou seja, pelo menos uma espessura sofreu uma flexão média que foi diferente das outras ($P=0.0199$).

Tabela 4 - Análise de variância para os testes de flexão.

Fonte de variância	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Média dos quadrados	F	Valor de P
Entre os grupos	0,0305	2	0,015	5,25	0,0199
Dentro dos grupos	0,0407	14	0,002		
total	0,0713	16	0,0044		

Para avaliação das diferenças existentes entre as médias de flexão das estruturas foi aplicado o teste de comparação múltipla de Scheffé cujos resultados são apresentados na tabela 5.

Tabela 5 - Teste de comparação múltipla de Scheffé - flexão.

Diferença entre médias Valor de P	G8	G10
G10	-0,062 0,196	
G12	-0,1 0,021*	-0,037 0,536

*indica valor estatisticamente significativo.

O teste de comparação múltipla de Scheffé indicou que a flexão das estruturas do G8 não foi significativamente diferente do G10 ($P=0.196$). A flexão das estruturas do G10 não foi significativamente diferente do G12 ($P=0.536$). A flexão das estruturas do G8 foi significativamente maior que a flexão das estruturas do G12 ($P= 0.021$). Estes números reforçaram o resultado da análise de variância para rejeição da hipótese de que as estruturas testadas não foram semelhantes com relação à flexão quando submetidas a uma carga de 200 N, pois as estruturas de espessura de 8 mm tiveram uma flexão média significativamente maior que a apresentada pelo G12.

O gráfico 4 ilustra a distribuição dos valores obtidos para a carga necessária para a fratura das estruturas. Pode ser visualizado que, apesar da variação apresentada, houve certa concentração dos valores dentro de cada grupo.

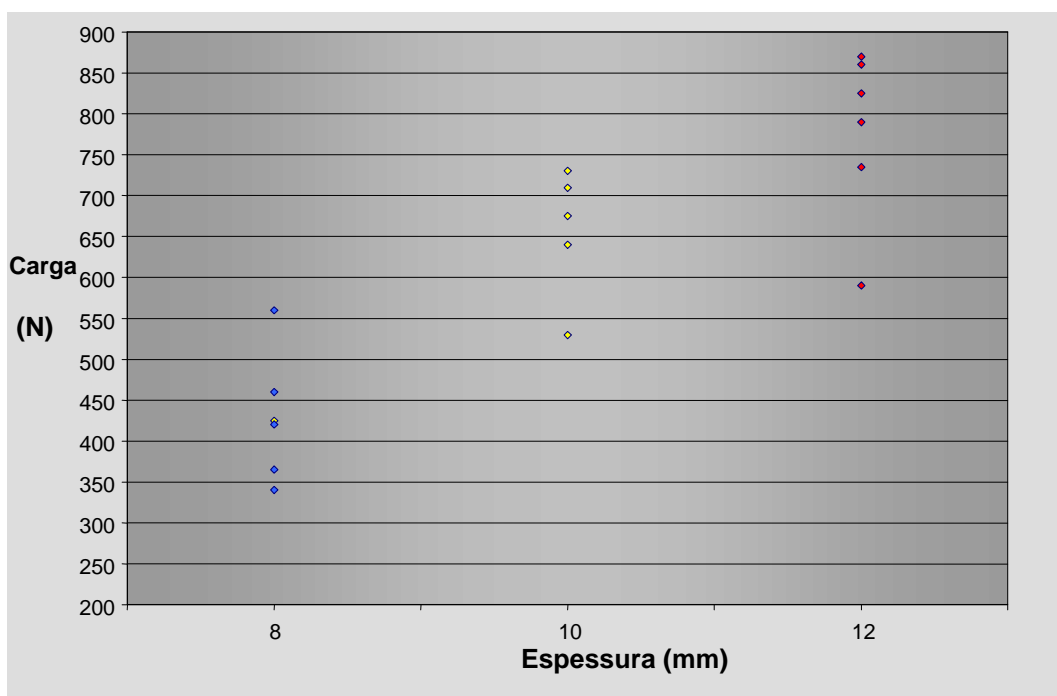


Gráfico 4 – Distribuição dos valores do teste de resistência.

A análise estatística para o teste de resistência à fratura das estruturas de RAQA é apresentada na tabela 6. Comparando-se os dados da tabela 2 com os valores da tabela 6 foi possível notar que apenas 2 estruturas de cada grupo apresentaram medidas de carga para fratura abaixo do valor da média (G8 com 340 e 365N; G10 com 530 e 640N e G12 com 590 e 735N).

Tabela 6 – Análise estatística dos valores para o teste de carga máxima.

Grupo	nº. da amostra	Média (N)	Desvio-padrão	Mediana (N)	Mínimo (N)	Máximo (N)
8	6	430	77,6	427,5	340	560
10	5	655	78,8	675	530	730
12	6	778,3	104,6	807,5	590	870

A análise de variância dos valores encontrados para o teste de resistência à fratura é apresentada na tabela 7. Esta análise rejeitou a hipótese de que a carga média suportada pelas estruturas foi a mesma, ou seja, existiu pelo menos uma espessura que foi diferente das outras quanto à média de carga necessária para a fratura das estruturas ($P < 0.001$).

Tabela 7 - Análise de variância para o teste de resistência.

Fonte de variância	Soma dos quadrados	Graus de liberdade	Média dos quadrados	F	Valor de P
Entre os grupos	3738,60	2	1869,30	23,84	0,0000
Dentro dos grupos	1097,63	14	78,40		
total	4836,23	16	302,26		

Para avaliação das diferenças existentes entre as médias de carga necessária para fratura das estruturas de RAQA foi aplicado o teste de comparação múltipla de Scheffé e cujos resultados são apresentados na tabela 8.

Tabela 8 - Teste de comparação múltipla de Scheffé – resistência à fratura.

Diferença entre médias Valor de P	Espessura de 8 mm	Espessura de 10 mm
Espessura de 10 mm	22,7 0,003*	
Espessura de 12 mm	34,83 0,000*	12,13 0,113

*indica valor estatisticamente significativo.

O teste indicou que a carga média suportada pelo G8 foi significativamente menor que a suportada pelo G10 ($P=0.003$) e G12 ($P<0.001$). A carga média suportada pelo G10 não foi diferente significativamente do G12 ($P=0.113$). Estes números reforçaram o resultado da análise de variância para rejeição da hipótese de que as estruturas testadas não foram semelhantes com relação à resistência à fratura, pois as estruturas com espessura de 8 mm fraturaram com uma carga média significativamente menor do que as demais estruturas.

6- DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Em todas as construções de engenharia, as partes de uma estrutura devem ter dimensões físicas definidas para resistir às cargas que possam agir sobre a mesma. O estudo da resistência dos materiais teve início nos primórdios do século XVII com os trabalhos de Galileu, que tentavam explicar o comportamento de elementos estruturais sob tração ou compressão. Antes de suas observações sobre o comportamento dos corpos sólidos sob ação de cargas, os construtores seguiam exemplos precedentes ou regras empíricas.

O comportamento dos elementos estruturais sujeitos a uma carga depende não só das leis da mecânica newtoniana que regem o equilíbrio das tensões, mas também das características físicas dos materiais de que a estrutura é constituída. Algumas informações destas características físicas provêm do laboratório onde os materiais são submetidos à ação de cargas cuidadosamente determinadas e o comportamento dos corpos é observado com relação a fenômenos tais como tensão/deformação e fratura (POPOV, 1984). Os estudos clínicos comprovam as adequadas propriedades físicas dos materiais quando estes estão em função na cavidade bucal.

O emprego de estruturas metálicas para as próteses sobre implantes está bem documentado na literatura. Os estudos teóricos (STAAB, STEWART, 1994) e laboratoriais (STEWART et al., 1992; STRUB, WITKOWSKI, EINSELE, 1996; POKORNY, SOLAR, 1996; SERTGÖZ, GUVENER, 1996; SERTGÖZ 1997) relacionaram os tipos de ligas metálicas, formas de seções transversais, comprimento do cantilever e vários materiais de cobertura, todos empregados na confecção de próteses implanto-suportadas. Os estudos clínicos, com taxa de sucesso acima de 90%, confirmaram a adequada utilização das estruturas metálicas em próteses implanto-suportadas (ADELL et al., 1981; BRÅNEMARK et al., 1999).

Portanto, não foi nossa intenção defender a substituição de estruturas metálicas por próteses totalmente em RAQA e sim fornecer informações a respeito da resistência das estruturas confeccionadas com este material, baseados nos trabalhos de Rios Calvo, Muller, Garg, (2000); Chow et al. (2001); Kammeyer, Proussaefs, Lozada (2002); Wolfinger, Balshi e Rangert (2003); Nikellis, Levi e

Nicolopoulos (2004); Misch, (2004), para possível aplicação em protocolos de implantologia. Estas estruturas podem vir a beneficiar uma parcela da população com um tratamento seguro, rápido e de baixo custo.

6.1 Cálculos Teóricos.

Um cálculo teórico da resistência de uma estrutura seria de grande ajuda em prever sua aplicabilidade quando sujeito à carga, sem necessidade de testes “in vitro” (STAAB, STEWART, 1994). O cálculo teórico da resistência das estruturas preveria a aplicabilidade clínica de uma prótese implanto-suportada ou revelaria a necessidade de alterações em suas dimensões dentro dos limites impostos pelas estruturas bucais.

Para uma estrutura de RAQA foram calculados os valores máximos de uma carga que ocasionasse uma flexão estipulada em 0,5 milímetros. Foi calculada ainda, a flexão destas estruturas com aplicação de uma carga vertical na região distal do cantilever, sendo assumido uma flexão pura da estrutura.

A carga máxima para causar a flexão estipulada na estrutura, em cantilever e com seção quadrangular, foi calculada a partir da fórmula (2) (POPOV, 1984):

$$(2) \quad P = \frac{V E b h^3}{4 L^3}$$

P - carga máxima.
V – flexão máxima estipulada: 0,5 mm.
E - módulo de elasticidade do material.
L - distância entre o apoio e aplicação da carga.
b - largura da barra.
h - espessura da barra.

A flexão máxima estipulada em 0,5 mm foi similar ao valor usado por Staab e Stewart (1994) para cálculo teórico de uma carga máxima em um material com seção transversal de 34 mm² e módulo de elasticidade de 93800 megapascals. O módulo de elasticidade de 1950 MPa para a RAQA foi obtido do estudo de Larson et al. (1991). A distância de 8 mm entre o apoio e a aplicação da carga, a largura de

10 mm e os valores para espessura da estrutura com 8, 10 e 12 milímetros seguiram as dimensões utilizadas nos nossos testes em laboratório.

Os valores resultantes destes cálculos teóricos são mostrados no quadro 1.

Espessura da estrutura	Área da seção transversal	Carga máxima
8 mm	80 mm ²	243,7 N
10 mm	100 mm ²	480,9 N
12 mm	120 mm ²	822,6 N

Quadro 1 – Valores teóricos de carga máxima para flexão de 0,5 milímetros.

Staab e Stewart (1994) relataram que seria necessária uma carga de aproximadamente 2450N para causar uma flexão de 0,5 mm em uma estrutura metálica, em cantilever, com 20 mm de comprimento, uma seção transversal com forma de I e área de 34 mm² e que fosse confeccionada com um material de E de 98000 megapascais. Em nosso cálculo teórico uma carga de 2430N causou uma flexão de 0,5 mm em uma estrutura confeccionada com uma RAQA com E de 1950 MPa e seção transversal quadrangular com 80 mm² de área. Seria possível sugerir que as duas estruturas foram equivalentes em relação à carga necessária para causar uma flexão de 0,5 mm sendo preciso, no entanto, um aumento de 2,5 vezes na área da seção transversal do cantilever para compensar o menor E da estrutura de resina acrílica quimicamente ativada.

Esta alteração dimensional também foi informada por Fredrickson e Gress (*apud* STRUB, WITKOWSKI, EINSELE, 1996) com relação à estrutura metálica de uma prótese sobre implante. Esta estrutura para ser dimensionalmente estável, devia ter 4 x 6 mm se fundida com liga contendo 75% de ouro, mas podia ter sua dimensão reduzida em 30% caso a fundição fosse realizada com uma liga de cobalto-cromo. Esta redução seria possível devido ao fato do E desta liga ser duas vezes mais alto do que o E daquelas ligas de ouro.

A flexão de uma estrutura, em cantilever e com seção quadrangular, pode ter seu valor calculado pela fórmula (3):

$$(3) \quad V = \frac{4 P L^3}{E b h^3}$$

V - flexão.
P - carga.
E - módulo de elasticidade do material.
L - distância entre o apoio e aplicação da carga.
b - largura da barra.
h - espessura da barra

A carga de 200N foi escolhida por ser um valor aproximado da carga média de mastigação obtida por Gibbs et al. (1981) e Falk, Laurell e Lundgren (1989) em seus estudos. O módulo de elasticidade de 1950 MPa para a RAQA foi obtido do estudo de Larson et al. (1991). A distância entre o apoio e a aplicação da carga foi de 8 mm e seguiu o padrão dos nossos testes em laboratório. A largura da estrutura de 10 mm e os valores para espessura de 8, 10 e 12 milímetros seguiram as dimensões utilizadas nos testes em laboratório. A figura 16 ilustra as dimensões usadas para os cálculos teóricos.

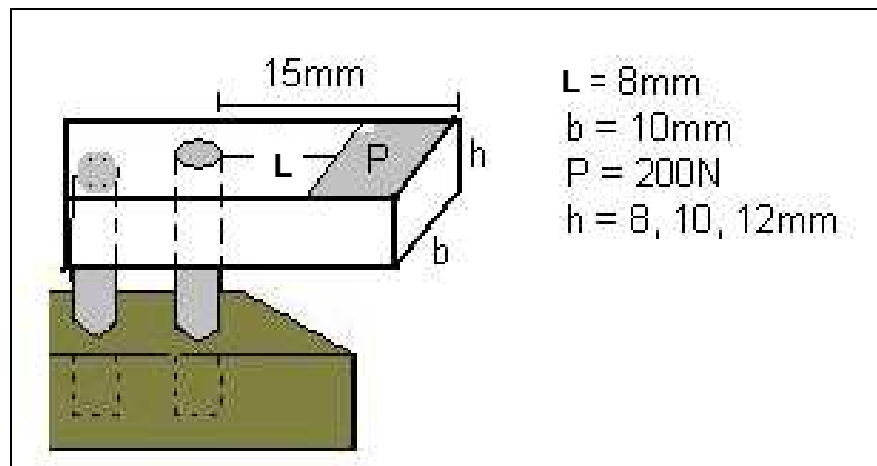


Figura 16 - Dimensões usadas para os cálculos teóricos.

Os valores resultantes destes cálculos teóricos são mostrados no quadro 2.

Espessura da estrutura	Flexão da estrutura
8 mm	0,041 mm
10 mm	0,021 mm
12 mm	0,012 mm

Quadro 2 – Valores teóricos para flexão das estruturas de acrílico.

Estes resultados revelaram uma possibilidade de flexão muito baixa para as espessuras testadas quando comparados aos resultados “in vitro”. Com uma carga de 200 N os testes mecânicos mostraram valores de 0,40; 0,34 e 0,30 mm para G8, G10 e G12 respectivamente. Estes valores eram muito superiores à maior flexão teórica encontrada (0,041 mm para a espessura de 8 mm), mas próximos da flexão teórica de 0,5 mm de uma estrutura de RAQA de 8 mm de espessura se submetida a uma carga de 2437 Newtons (quadro 1). Como explicar estas diferenças?

Para isto, concordamos com Anusavice (1998) que relatou a ocorrência de falhas devido à concentração de tensões localizadas em áreas específicas da estrutura tais como: defeitos de superfície ou internos, bruscas alterações de forma, região de interface entre materiais diferentes e tipo de carga aplicada em material frável.

Embora os cálculos teóricos possam indicar uma alta capacidade da estrutura de resistir às cargas aplicadas, falhas podem ocorrer durante os testes em laboratório com aplicação de uma carga mais baixa.

6.2 Limite de Proporcionalidade.

Segundo Anusavice (1998), limite de proporcionalidade é a tensão máxima na qual a relação de linha reta entre tensão e deformação é válida e é praticamente igual ao limite de elasticidade que representa o maior valor de tensão que um material suporta sem que se deforme plasticamente (irreversivelmente). O limite de proporcionalidade de uma RAQA foi de 47,6 MPa (O'BRIEN e RYGE, 1981),

sendo que, ao alcançar este valor o material deforma plasticamente ou, no caso de um material frágil, sofre uma fratura.

Um dos requisitos para o teste de resistência de uma prótese é que a fratura ocorra dentro do limite de proporcionalidade do material testado (STEWART et al., 1992). Nós achamos que isto se deve ao fato da fratura da prótese abaixo deste limite agir como fator protetor aos elementos de fixação e de suporte.

Quando uma carga é aplicada na região de cantilever, as tensões geradas na estrutura se concentram na região imediatamente posterior ao último cilindro de titânio. As tensões (T) nesta região podem ser calculadas pela fórmula (4) $T = My / I$ (POPOV, 1984) onde M é o momento de flexão, y corresponde à metade da espessura das estruturas e I é o momento de inércia do material. O momento de flexão (M) foi calculado multiplicando a carga média necessária para a fratura das estruturas de RAQA pelo comprimento entre o ponto de apoio das estruturas e o local de aplicação da carga (8 mm). O momento de inércia (I) foi calculado usando a fórmula (5) $I = bh^3 / 12$ onde b foi a largura da estrutura e h a espessura.

Os valores calculados para a tensão na estrutura, na região do cilindro de titânio mais próximo do cantilever, foram: 32,25 MPa; 31,44 MPa e 25,94 MPa para as espessuras de 8, 10 e 12 mm respectivamente. Estes valores, que estão abaixo de 47,6 MPa no qual uma RAQA apresenta uma deformação permanente (O'BRIEN e RYGE, 1981), sugerem que as estruturas confeccionadas com este material comportaram-se como um material frágil e fraturaram antes de uma possível deformação plástica. Estes resultados estão de acordo com a recomendação para que a fratura ocorra abaixo do limite de proporcionalidade do material testado (STEWART et al., 1992).

6.3 Construção do Dispositivo.

Pokorny e Solar (1996), Sertgöz e Gunever (1996) e Sertgöz (1997) mostraram que quando uma carga foi aplicada sobre uma estrutura de uma prótese fixa implanto-suportada uma tensão foi transmitida para os elementos de suporte.

O objetivo do trabalho foi avaliar somente o comportamento da estrutura de RAQA sem qualquer interferência do material de suporte. Para tal, uma

base metálica foi usada para fixação dos implantes e com isto evitar uma possível deformação desta base quando da aplicação da carga sobre as estruturas, fato que poderia levar a uma leitura incorreta, tanto dos valores de flexão quanto dos de resistência à fratura.

O posicionamento destes implantes fora do centro da base metálica foi devido ao fato de que, com esta posição dos implantes a extremidade do cantilever ficou centralizada em relação à aplicação da carga, pois, inicialmente existiu a possibilidade da não estabilização da base metálica caso fosse aplicada uma carga fora de seu centro. Nos estudos prévios realizados ficou comprovado que poderia ser usado tanto o cantilever centralizado quanto o que estava deslocado para a extremidade da base metálica. Diante da possibilidade do uso de cantileveres bilateralmente, ficou determinado que: 1) no cantilever que estava centralizado seriam realizados os ensaios para flexão com carga de 200 N e 2) no cantilever externo seriam realizados os testes para fratura das barras de resina acrílica quimicamente ativada.

Chow et al. (2001), Wolfinger, Balshi e Rangert (2003) e Nikellis, Levi e Nicolopoulos (2004) não relataram o tipo de resina acrílica empregada na confecção da prótese provisória, mas, a união desta aos componentes protéticos, durante o ato cirúrgico, foi feita com uma resina acrílica quimicamente ativada. Na transformação de uma PTR em uma prótese fixa implanto-suportada, também foi empregado este tipo de material para preenchimento da parte inferior desta prótese (RIOS CALVO, MULLER, GARG, 2000; KAMMEYER, PROUSSAEFS, LOZADA 2002; MISCH, 2004).

Uma RAQA foi escolhida para este estudo por ser um material que apresenta grande facilidade de processamento e com propriedades físicas adequadas para emprego na cavidade bucal (WANG et al., 1989; OSMAN, OWEN, 1993; IRELAND et al., 1998; HASELTON, DIAZ-ARNOLD, VARGAS, 2002; SCHERRER et al. 2003).

Estes estudos, acima citados, demonstraram a importância da avaliação desta propriedade representa para predizer a relativa segurança do emprego deste material. Foi utilizado o teste de flexão de três pontos para avaliar a resistência à flexão de resinas acrílicas quimicamente ativadas indicadas para restaurações e próteses fixas. Portanto, estes estudos não simularam as dimensões

reais de uma prótese fixa nem a resistência em uma região sem apoio distal como foi o objetivo do nosso trabalho.

As estruturas de RAQA testadas tinham uma forma curva, de seção quadrangular, com a espessura variando de 8, 10 e 12 milímetros. A espessura de 8 mm foi determinada por aproximar da estrutura metálica pré-fabricada do Sistema Novum® (BRANEMARK, 1999) e as demais espessuras pela necessidade de compensar o baixo módulo de elasticidade das resinas acrílicas. A largura de 10 mm foi necessária para que, sem exceder muito o espaço buço-lingual, pudesse comportar um cilindro com diâmetro de 3 mm na sua parte central, e esta medida também correspondeu à largura média dos rebordos mandibulares analisados por Rocha (2002) (53% dos rebordos com largura entre 8 e 13 mm). O comprimento da estrutura foi de 82 mm em curva, medido em sua superfície externa. Deste comprimento total, 15 mm bilateralmente correspondeu ao comprimento do cantilever que não devia exceder a largura de 2 dentes pré-molares (POKORNY, SOLAR, 1996) e 52 mm foi o equivalente à distância, interforames mentonianos, mais prevalente na população brasileira (ROCHA, 2002).

A confecção de uma matriz composta de 2 partes teve a finalidade de padronizar as dimensões das barras e exercer uma pressão sobre o material durante sua polimerização inicial e, com isto, obter uma melhora das propriedades físicas da RAQA, como concluído por Donovan, Hurst e Campagni (1985). Diminuir a porosidade para nós foi muito importante, pois, podia comprometer a estrutura do material. Como pode ser visto na figura 17, as estruturas não apresentaram porosidade interna, ao exame macroscópico, na área da fratura.

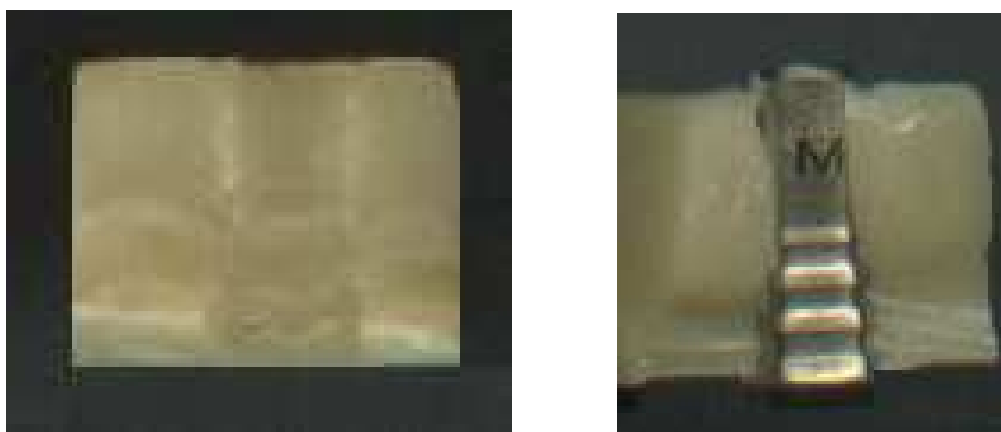


Figura 17 – Vista da superfície da área de fratura.
Notar ausência de porosidade interna.

A técnica de saturação do monômero (líquido) pelo polímero (pó) usado neste trabalho mostrou-se útil no momento do preenchimento da cavidade na base da matriz. Um proporcionamento por peso (2:1) ou por volume (3:1) mostrou-se ineficaz nos estudos prévios, pois, a espera por uma fase plástica, que correspondia à fase de trabalho para que a RAQA fosse entulhada na matriz, resultou em um grande número de barras com defeitos externos que impediram seu emprego nos testes.

O estudo de Mojon et al. (1990) concluiu que 80% das contrações de polimerização de uma RAQA ocorreram nos primeiros 17 min após a manipulação do material e que pouca alteração dimensional ocorreu após 24 horas. Deste modo, um tempo de 20 min foi aguardado para que o material fosse retirado da matriz. As barras de resina acrílica quimicamente ativada só foram fixadas aos cilindros depois do período mínimo de 24 horas e removidas da base metálica depois de 20 minutos.

Os trabalhos pesquisados, apesar de empregarem a imersão das amostras em água, não foram uniformes com relação ao tempo de imersão, que variou de 7 dias à 10 semanas, ou a influencia desta imersão na resistência das resinas acrílicas (quadro 3). Enquanto Heath, Boru e Grant (1993) relataram uma redução de 30% após 10 semanas de imersão, Larson et al. (1991) e Ireland et al. (1998) concluíram que não houve alteração significativa na resistência das resinas acrílicas após 8 semanas.

Autor/ano	Tipo de imersão	Dimensão da amostra	Resistência ou M. Elasticidade.
Wang et al., 1989	H ₂ O / 37°C, 7 dias	35 x 6 x 2 mm	R=0,575 MPa
Larson et al., 1991	H ₂ O / 37°C, 8 semanas	65 x 10 x 3 mm	E=1950 MPa
Heath, Boru, Grant, 1993	H ₂ O / 22°C, 10 semanas	90 x 10 x 2,5 mm	R=22,9 MPa
Ireland et al. 1998	H ₂ O / 37°C, 8 semanas	63 x 10 x 3 mm	R=55,9 MPa
Haselton, Diaz, Vargas, 2002	Saliva artificial, 10 dias	25 x 2 x 2 mm	R=89,9 MPa

Quadro 3-Trabalhos sobre resistência de resina acrílica quimicamente ativada.

A imersão das estruturas de RAQA em água ou solução aquosa em nosso trabalho acarretaria algumas dificuldades na montagem do dispositivo para os testes mecânicos. Se imersas em água antes da fixação aos cilindros de titânio,

haveria uma secagem das barras de RAQA durante o tempo requerido para este procedimento e novo tempo de imersão seria necessário. Deve também ser levada em consideração a influência da água, presente na barra após imersão, sobre a resina acrílica usada no preenchimento do espaço entre os cilindros e a barra. Uma difusão de água para esta resina acrílica de preenchimento poderia ocasionar um enfraquecimento localizado nesta região e alteração no resultado do teste.

Outra dificuldade seria acarretada pela possível alteração dimensional da estrutura causada pela difusão de água. Uma alteração linear de 0,25% (DIXON, BREEDING, EKSTRAND, 1992) que ocorresse na porção da estrutura localizada entre os cilindros, poderia causar um ligeiro afastamento dos cilindros em relação aos implantes/intermediários fixados na base metálica e conseqüente impossibilidade de um correto assentamento das barras para realização dos testes.

A decisão da não imersão em água das nossas amostras foi baseada nos estudos de Larson et al. (1991) e Ireland et al. (1998) que não relataram alteração significativa na resistência à fratura da RAQA Jet após um período de imersão em água de 8 semanas. Podemos aceitar que provavelmente haveria uma alteração dos resultados caso as barras fossem imersas em água, mas, diante dos resultados do nosso estudo, mesmo uma redução de 30% (HEATH, BORU e GRANT, 1993) dos valores obtidos nos nossos testes não teria um significado clínico importante, pois, todas as espessuras testadas seriam capazes de suportar uma carga mastigatória como relatada por Gibbs et al. (1981).

O interesse pela área de cantilever foi devido ao fato de ser a região da prótese fixa onde se concentraram 70% da carga mastigatória máxima em pacientes com prótese implanto-suportada (FALK, LAURELL, LUNDGREN, 1989). Esta região sem apoios posteriores comportaria, fisicamente, de modo diferente pela ação de cargas compressivas (tração na superfície oclusal) em relação à área onde existissem apoios nas duas extremidades (compressão na superfície oclusal, figura 18).

A flexão, no sentido gengival, do cantilever resultaria em uma área com tensão de tração concentrada na união do apoio com o cantilever em sua parte mais oclusal (ANUSAVICE1998). Devemos lembrar que a resistência à tração de uma resina acrílica foi aproximadamente 3 vezes menor do que sua resistência à compressão (O'BRIEN, 1981).

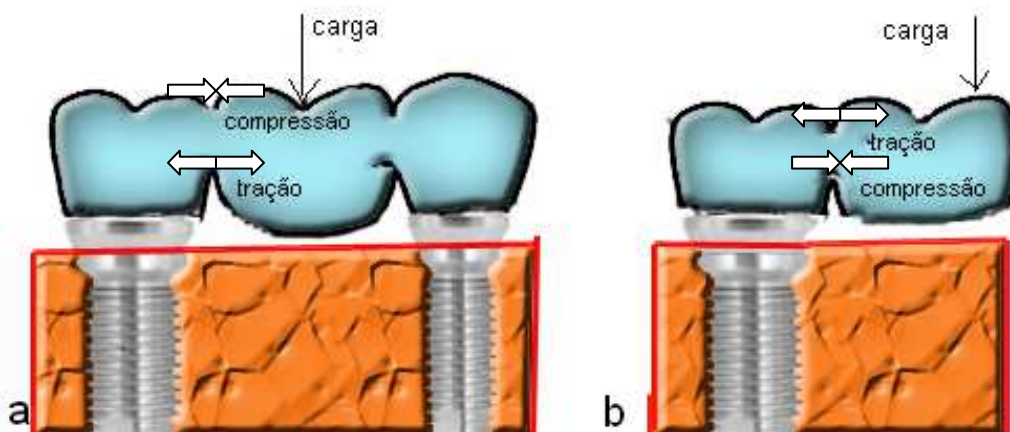


Figura 18 – Tensão induzida em uma prótese por carga de flexão:
a) apoio bilateral e b) cantilever.

Durante uso clínico, uma prótese está sujeita a carga repetida (mastigação) que poderia ocasionar outro comportamento em relação às propriedades aqui apresentadas, como por exemplo, redução da carga máxima necessária para fratura das estruturas de resina acrílica quimicamente ativada. No entanto, não foi realizado um teste de fadiga que, segundo Scherrer et al. (2003), devia ser combinado com um teste monotônico para obtenção de melhores informações com relação ao material avaliado. Scherrer et al. (2003) apresentaram uma redução de 85% para a resistência à fratura da resina Jet quando submetida ao teste de fadiga, entretanto, as condições de teste são completamente diferentes e, principalmente, as dimensões das amostras foram muito diferentes para ser aceita tal redução neste estudo.

6.4 Resultados “in vitro”.

Os dados obtidos “in vitro” demonstraram a importância da espessura das estruturas de RAQA na resistência do segmento em cantilever, pois, os melhores resultados foram apresentados pelas estruturas mais espessas assim como concluíram Stewart et al (1992) em um estudo de estruturas confeccionadas com uma liga metálica. Os resultados do nosso trabalho foram substancialmente menores em relação aos obtidos nos cálculos teóricos, mas, houve uma confirmação de que o aumento da espessura da estrutura acarretou em uma melhoria das propriedades físicas. Esta diferença de valores foi esperada nos testes de laboratório já que, nos

cálculos teóricos não foram levados em consideração os defeitos internos e/ou externos do material (ANUSAVICE, 1998), a redução de área na região lateral aos cilindros de titânio e a interface de união com o cilindro, que foi feita com material não prensado. Deve ser registrado que foi nesta região lateral aos cilindros de titânio que ocorreram todas as fraturas durante os testes deste trabalho assim como ocorreram também as fraturas das estruturas metálicas testadas por Stewart et al. (1992).

Os testes apresentaram uma alta variação intragrupo tanto para os testes de flexão como para resistência à fratura. Esta inconsistência poderia ser devido aos seguintes fatores: 1) variação nas dimensões das amostras, 2) técnica de manipulação do material.

A variação, nos cálculos teóricos, de aproximadamente 0,05 mm na espessura das estruturas (ex. barra de 10 medindo 9,95 ou 10,05 mm) resultaria em uma alteração de $\pm 0,001$ mm nas estruturas mais estreitas e de $\pm 0,003$ mm nas de maior espessura para o cálculo de flexão. Em relação a carga necessária para flexionar a barra, poderia haver uma variação entre 40 e 100 N desta carga. No teste “in vitro”, então, seria de se esperar que qualquer alteração na espessura resultasse em valores diferentes para cada estrutura testada.

O método de manipulação da resina acrílica usado neste trabalho, além de seguir as orientações do fabricante, visou reduzir a concentração de monômero na mistura. Isto melhoraria as propriedades físicas das barras e reduziria a contração de polimerização como concluído por Mojon et al. (1990). Contudo, esta técnica pode ter ocasionado alguma concentração de monômero em algumas áreas das estruturas de RAQA levando a formação de porosidade interna que não foi detectada ao exame macroscópico, contribuindo com a variação entre os resultados “in vitro” apresentados por estruturas de um mesmo grupo.

Os valores calculados para a tensão nas estruturas de RAQA, na região do cilindro de titânio mais próximo do cantilever, variando entre 32,25 e 25,94 MPa estão abaixo do limite de proporcionalidade (47,6 MPa) relatado para as RAQA (O'BRIEN e RYGE, 1981). Estes valores sugerem que estas estruturas, apesar da flexão, sofreram fratura antes de apresentarem uma deformação permanente. Esta fratura poderia agir como fator de proteção aos elementos de fixação e suporte da prótese implanto-suportada.

Os valores para flexão das estruturas pesquisados neste trabalho visavam obter informação a respeito do comportamento destas quando submetidas a uma carga média (205 a 267 N) similar à mastigação (GIBBS et al., 1981; FALK, LAURELL, LUNDGREN, 1989).

A literatura pesquisada não determinou uma flexão máxima permitida para a região de cantilever em uma prótese implanto-suportada, entretanto, Stewart et al. (1992) relataram valores de flexão variando de 0,35 a 0,5 mm quando uma estrutura de 4 mm de espessura e 20 mm de comprimento, confeccionada com uma liga metálica baseada em paládio, foi submetida a uma carga de 200 Newtons. Estes valores corresponderam aproximadamente à média de flexão apresentada pelas estruturas de nosso estudo que foi de 0,40, 0,34 e 0,30 mm para os grupos G8, G10 e G12 respectivamente. Parece-nos permitido sugerir que as nossas estruturas de RAQA tiveram comportamento equivalente às estruturas metálicas testadas por Stewart et al. (1992) com relação à flexão.

O estudo de Sertgöz (1997) concluiu que quanto menor a rigidez da estrutura de uma prótese sobre implantes maior as tensões resultantes nos parafusos de fixação desta aos intermediários. Os resultados dos testes de flexão de nosso trabalho podem sugerir que as barras do grupo G8 provocariam uma tensão significativamente maior nos parafusos de fixação das barras aos intermediários quando comparadas ao G12. Esta hipótese levaria a necessidade de uma atenção aos parafusos de fixação quando, em uma situação clínica, o paciente apresentasse um espaço intermaxilares que resultasse em uma prótese com espessura de aproximadamente 8 milímetros.

Sertgöz (1997) também relatou que a confecção de prótese implanto-suportada, com materiais metálicos de módulo de elasticidade mais baixos, não causou alteração do prognóstico biológico do tratamento com implantes. Portanto, podemos sugerir que o emprego de uma estrutura de RAQA, que suportasse uma carga mastigatória e que tivesse uma resistência similar às estruturas metálicas, não alteraria este prognóstico biológico, podendo ser empregada em implantologia.

A fratura de uma prótese provisória de RAQA usada em protocolos de carga imediata acarretaria uma movimentação dos implantes durante a troca ou reparo desta estrutura e conseqüente prejuízo à osseointegração. Com relação a esta questão, Wolfinger, Balshi e Rangert em 2003 relataram uma redução de 97%

para 80% no sucesso do tratamento com carga imediata, quando a imobilização inicial dos implantes foi menor que 3 meses.

Os resultados dos testes laboratoriais indicaram que a fratura das barras de resina acrílica, dentro das espessuras propostas, seria um evento raro quando submetidas a cargas mastigatórias. A menor média de 430N para o G8 no teste de resistência à fratura das estruturas foi aproximadamente o dobro da média da carga mastigatória que Gibbs et al. (1981) relataram em seu trabalho em pacientes com boa oclusão. A diferença estatisticamente significativa do grupo G8 em relação aos demais grupos sugere que, apesar de ser pouco provável, uma fratura da estrutura com 8 mm de espessura seria mais provável do que nas estruturas de 10 (655 N) e 12 mm (778 N).

Na literatura, as próteses em resina acrílica são consideradas temporárias. Porém, nossos cálculos teóricos e resultados “in vitro” apresentaram valores de flexão das estruturas de RAQA similares aos de uma estrutura metálica e os valores de resistência à fratura estavam acima da carga média mastigatória. Podemos sugerir então, que as estruturas confeccionadas com a resina acrílica quimicamente ativada Jet Tooth Shade[®] podem ser empregadas em implantologia como um procedimento de longa duração com as seguintes vantagens: facilidade de processamento, redução do tempo laboratorial, estética satisfatória e custo reduzido. Estas estruturas podem vir a beneficiar uma parcela da população, principalmente aquela dependente de ajuda das instituições públicas, com um tratamento seguro, rápido e de baixo custo.

Assim sendo, parece-nos válido sugerir que há uma correta indicação do emprego de estruturas de RAQA nos protocolos de implantologia, ressaltando os devidos cuidados quando do emprego de estruturas protéticas com dimensões próximas da menor espessura por nós testadas.

7 - CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES.

Nas condições deste estudo foi possível concluir que:

1 - Os valores de flexão encontrados entre 0,3 e 0,4 mm sugerem que as diferentes estruturas de RAQA testadas podem ser empregadas para confecção de próteses implanto-suportadas com cantilever.

2 - Os valores de resistência à fratura entre 430 e 778 N sugerem que as diferentes estruturas de RAQA testadas podem ser empregadas para confecção de próteses implanto-suportadas com cantilever.

3 - Com uma espessura de 8 e 10 mm a flexão das estruturas se equivale sendo maior que a de 12 mm.

4- Com uma espessura de 10 e 12 mm a resistência das estruturas se equivale sendo maior que a de 8 mm.

5 – os valores de flexão e resistência à fratura apresentados pelas diferentes estruturas de RAQA sugerem uma equivalência em relação estruturas metálicas estudadas por Stewart et al. (1992) e Staab e Stewart (1994).

8 – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

ADELL R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. International Journal of Oral Surgery, Copenhagen, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec. 1981.

ANUSAVICE K.J. Phillips Materiais Dentários. Décima edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1998. 412 p.

BRANEMARK P.I. Osseointegration and its experimental background. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sep. 1983.

BRANEMARK P.I. et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. Clinical Implant Dentistry and Related Research, Hamilton, v. 1, n. 1, p. 2-16, 1999.

CHOW J. et al. Immediate loading of Brånemark System fixtures in the mandible with a fixed provisional prosthesis. Applied Osseointegration Research, v. 2, n. 1, p. 30-35, 2001.

COLLAERT B., DE BRUYN H. Comparison of Brånemark fixture integration and short-term survival using one-stage or two-stage surgery in completely and partially edentulous mandibles. Clinical Oral Implants Research, Copenhagen, v.9, n. 2, p. 131-5, Apr. 1998.

DIXON D.L., BREEDING L.C., EKSTRAND K.G. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 68, n. 1, p. 196-200, Jul. 1992.

DONOVAN T.E., HURST R.G., CAMPAGNI W.V. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 54, n. 4, p. 522-4, Oct. 1985.

ERICSSON I. et al. Clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants. Clinical Oral Implants Research, Copenhagen, v. 5, n. 3, p. 185-9, Sep. 1994.

FALK H., LAURELL L., LUNDGREN D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, Lombard, v. 4, n. 1, p. 55-62, Spring. 1989.

FREDRICKSON E.J., GRESS M.L. apud STRUB J.R., WITKOWSKI S., EINSELE F. Prosthodontic Aspects of Implantology. In: Georg Watzek. Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects. Quintessence Books. 1996. cap. 11.

GIBBS C.H., et al. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 46, n. 4, p. 443-9,

Oct. 1981.

HASELTON D.R., DIAZ-ARNOLD A.M., VARGAS M.A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 87, n. 2, p. 225-8, Feb. 2002.

HEATH J.R., BORU T.K., GRANT A. The stability of temporary prosthetic base materials. II: Water sorption and its effects. Journal of Oral Rehabilitation, Oxford, v. 20, n. 5, p.517-24, Sep. 1993.

IRELAND M.F. et al. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 80, n. 2, p. 158-62, Aug. 1998.

KAMMEYER G., PROUSSAEFS P., LOZADA J. Conversion of a complete denture to a provisional implant-supported, screw-retained fixed prosthesis for immediate loading of a completely edentulous arch. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 87, n. 5, p. 473-6, May. 2002.

KAWAHARA H. et al. Osseointegration under immediate loading: biomechanical stress-strain and bone formation-resorption. Implant Dentistry, Baltimore, v. 12, n. 1, p. 61-4, 2003.

LARSON W.R. et al. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 66, n. 6, p. 816-20, Dec. 1991.

MISCH C.M. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis; The denture conversion technique. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Philadelphia, v. 62, n.9 (Suppl 2), p. 106-15, Sep. 2004.

MOJON P. et al. Polymerization shrinkage of index and pattern acrylic resins. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 64, n. 6, p. 684-88, Dec. 1990.

NIKELLIS I., LEVI A., NICOLOPOULOS C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, Lombard, v. 19, n. 1, p. 116-23, Jan./Feb. 2004.

O'BRIEN W. J., RYGE G. Materiais dentários. Rio de Janeiro. Editora Interamericana. 1981. 382 p.

OSMAN Y.I., OWEN C.P. Flexural strength of provisional restorative materials. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 70. n. 1, p. 94-6, Jul. 1993.

POKORNY M.G., SOLAR P. Biomechanics of Endosseous Implants. In: Georg Watzek. Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects. Quintessence Books. 1996. cap. 10.

POPOV E.P. Resistência dos Materiais. 2ª edição. Rio de Janeiro: Editora Prentice-

Hall do Brasil, 1984.

RIOS CALVO M.P., MULLER E., GARG A.K. Immediate loading of titanium hexed screw-type implants in the edentulous patient: case report. Implant Dentistry, Baltimore, v. 9, n. 4, p. 351-7. 2000.

ROCHA W.S. Avaliação da disponibilidade óssea de mandíbula humana em crânios secos para utilização do Sistema Brånemark Novum: Uma amostra brasileira. 2002. Dissertação (Mestrado em Implantologia). Universidade Sagrado Coração - Bauru – SP.

SCHERRER S.S. et al. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 89, n. 6, p. 579-88, Jun. 2003.

SERTGOZ A., GUVENER S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 76, n. 2, p. 165-9, Aug. 1996.

SERTGOZ A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 10, n. 1, p.19-27, Jan./Feb. 1997.

SILVA, J. F. *Resistência dos Materiais*. Belo Horizonte. Ed. Edições Engenharia e Arquitetura, 5ª Edição, 1982. 456p.

STAAB G.H., STEWART R.B. Theoretical assessment of cross sections for cantilevered implant-supported prostheses. Journal of Prosthodontics, Orlando, v. 3, n. 1, p. 23-30, Mar. 1994.

STEWART R.B. et al. Fatigue strength of cantilevered metal frameworks for tissue-integrated prostheses. Journal of Prosthetic Dentistry, Saint Louis, v. 68, n. 1, p. 83-92, Jul. 1992.

SZMUKLER M.S. et al. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clinical Oral Implants Research, Copenhagen, v. 11, n. 1, p. 12-25, Feb. 2000.

WANG R.L. et al. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. International Journal of Prosthodontics, Lombard, v. 2, n. 2, p. 173-84, Mar./Apr. 1989.

WOLFINGER G.J., BALSHE T.J., RANGERT B. Immediate functional loading of Brånemark system implants in edentulous mandibles: clinical report of the results of developmental and simplified protocols. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, Lombard, v. 18, n. 2, p. 250-57, 2003.