

# ANÁLISE COMPARATIVA DA CAPACIDADE RETENTIVA DE GRAMPOS TIPO “T” USADOS EM PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL EM ARMAÇÕES DE TITÂNIO E COBALTO-CROMO\*

## COMPARATIVE ANALYSIS OF CLASPS TYPE “T” RETENTIVE CAPACITY USED IN REMOVABLE PARTIAL DENTURE IN TITANIUM AND COBALT-CROMIUM FRAMEWORKS

### **Sérgio Carvalho COSTA**

Professor Adjunto do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da UFMG, Mestre e Doutor em Odontologia, área de Reabilitação Oral pela FOB - USP.

### **Wellington Cardoso BONACHELA**

Professor Doutor da Disciplina de Prótese, do Departamento de Prótese e Periodontia da FOB - USP.

### **Maria Carmen Fonseca Serpa CARVALHO**

Mestre e Doutoranda em Odontologia, área de Dentística, opção Materiais Dentários, pela FOB - USP.

*\* Resumo da Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de Reabilitação Oral.*

---

**E**studou-se a capacidade retentiva de grampos tipo “T” em prótese parcial removível (PPR) comparando-se armações confeccionadas em liga de Co-Cr e Ti. Foram utilizados dez corpos-de-prova com cada tipo de liga que foram levados a um dispositivo para simular a inserção e remoção de armações de PPR, como acontece clinicamente em pacientes, por períodos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos. Depois de cada período de simulação, estes corpos-de-prova eram levados a uma máquina de tração para se medir a quantidade de retenção ainda presente em cada armação, respectivamente, em ambiente seco e umedecido com saliva artificial; depois disso, eram pesados em uma balança de precisão para se observar prováveis perdas de peso, tanto das armações quanto dos dentes naturais dos corpos-de-prova. A análise estatística dos resultados nos permitiu concluir que não houve diferença estatisticamente significativa de retenção entre as armações confeccionadas em Co-Cr e Ti, nos períodos de tempo simulados, tanto em ambiente seco quanto umedecido com saliva artificial.

**UNITERMOS:** Titânio; Prótese parcial removível.

---

## INTRODUÇÃO

Prótese dental é a ciência associada à arte de proporcionar substitutos adequados a um ou mais dentes naturais ausentes e seus tecidos relacionados, de modo a restaurar as funções alteradas, estética, conforto e saúde dos pacientes. Uma das principais metas da Odontologia é manter na sua essência a integridade do elemento dental, preservando a saúde do indivíduo como um todo. Quando trabalhamos com prótese parcial removível (PPR), o principal objetivo desta é, inicialmente, a substituição dos dentes ausentes, tendo-se como prioridade a manutenção e preservação dos dentes e estruturas remanescentes.

A partir dos anos oitenta, aumentou-se muito o interesse pelo titânio e suas ligas na confecção de próteses dentárias. Algumas das vantagens deste material seriam a sua resistência, baixo peso específico, alta resistência à corrosão, boas propriedades físicas e mecânicas, baixo custo e, principalmente, excelente biocompatibilidade. O maior obstáculo na confecção de próteses parciais removíveis com este metal e suas ligas seria a dificuldade técnica na confecção das armações metálicas, mas a cada dia que passa, aumenta a preocupação em se estudar mais este assunto.

Seguindo esta linha de raciocínio, BLACKMAN; BARGHI; TRAN<sup>5</sup>, em 1991, concluíram que mudanças dimensionais em trabalhos de PPR em titânio são similares àquelas encontradas em trabalhos com ligas usualmente empregadas e que métodos para melhorar os fatores que influenciam estas mudanças precisam ser melhor estudados. Existe atualmente uma inquietação na comunidade científica com a pequena quantidade de trabalhos listados na literatura no que diz respeito ao uso de ligas de titânio na confecção de armações de PPR, sendo este metal um material tão analisado para muitos fins na Odontologia, sugerindo com isso o tema do presente estudo.

## MATERIALE MÉTODOS

Foram escolhidos 20 dentes pré-molares humanos, recém-extraídos, por razões ortodônticas, com coroas íntegras, de tamanho e formas anatômicas aproximadas, sendo que estes dentes foram limpos e mantidos em água destilada e deionizada desde a sua extração. Posteriormente, estes foram fixados em bases metálicas de liga Regalloy (Indústrias Dentárias Dentsply S.A.) à base de Co-Cr de forma trapezoidal, especialmente confeccionadas para se adaptarem à máquina de ensaios, e então divididos em dois grupos de dez; realizou-se em ambos os grupos preparos prévios convencionais para receberem os grampos. No primeiro grupo, foram confeccionadas armações em Co-Cr e no outro, armações em titânio.

Depois dos dentes serem fixados às bases por meio de resina acrílica ativada quimicamente (Clássico

incolor), foram levados ao delineador (Bio-Art 1000 – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda.) para que se determinasse o eixo de inserção e retirada das futuras armações de PPR, realizando-se então os preparos nos dentes para que estes recebessem adequadamente os grampos de retenção e oposição. O grampo selecionado foi o tipo "T" de Roach, confeccionado de acordo com o preconizado por GIAMPAOLO<sup>7</sup>, e com o auxílio de uma ponta calibradora 0,01 de polegada que normalmente acompanha o delineador, buscando-se retenção de 0,25mm na face vestibular do dente.

Para promover a ação de reciprocidade vertical por meio do grampo de oposição, adaptou-se neste mesmo delineador uma peça-de-mão (Dabi-Atlante do Brasil) e com o uso de uma ponta diamantada nº 57 (KG Sorensen) promoveu-se um desgaste do esmalte na face lingual, procurando não atingir a dentina, tornando esta superfície paralela ao eixo de inserção e remoção da futura prótese. Da mesma maneira, realizaram-se desgastes nas faces proximais dos dentes onde foram definidos os planos-guia e área para assentamento do conector menor. Após estes procedimentos, foram preparados nichos para alojar os apoios oclusais nas fossas mesiais dos dentes, utilizando-se para isso de uma ponta diamantada nº 1014 (KG Sorensen), de acordo com o que é preconizado pela disciplina de PPR da FOB-USP.

Os dentes foram moldados na técnica da dupla impressão utilizando-se moldeiras individuais acrílicas. As moldeiras eram primeiramente preenchidas com uma silicona de condensação pesada (Optosil – Bayer) realizando-se a moldagem inicial. Este molde era então aliviado com uma broca nº 8 carbide de tungstênio (SS White) após o que efetuava-se uma segunda impressão com silicona de condensação leve (Xantopren – Bayer).

Imediatamente após a obtenção dos moldes, vazava-se gesso tipo IV (da marca Velmix, fabricado por Kerr) na proporção A/P de 24ml/100g, espatulado manualmente com auxílio de gral e espátula, sendo posteriormente deixados sobre a bancada até que o gesso atingisse sua presa final. Após duas horas, separava-se o conjunto molde/modelo, sendo os excessos de gesso recortados; os modelos eram avaliados e aqueles considerados satisfatórios eram numerados e enviados a um laboratório de prótese comercial para que fossem confeccionadas as armações das PPRs. As armações (dez em Co-Cr e dez em titânio) foram confeccionadas pelo mesmo técnico (Arno Egon Gressler – Caxias do Sul – RS).

A seguir, é apresentado o perfil técnico para as fundições de cada grupo de armações:

### Corpos-de-prova em Co-Cr:

- Fundição efetuada na máquina EASYTI SYSTEM da Flli Manfredi Italiana.

- Temperatura de fusão: 1400° C

- Tempo de fusão: 20s

Material utilizado:

- Metal – Magnum – Rivolli

- Revestimento – Fosfatado Heat Shock – Polidental

- Enceramento – performas BEGO (formas pré-fabricadas de grampos “T”)
- Calibragem de retenção – 0,25mm
- Fundição – feita sob atmosfera normal
- Cadinho – cerâmico – Flli Manfredi – Rivolli
- Composição – Co=64% Cr=28% Mo=6% C+Si+Mm=2%

- Peso específico – 7,9 g/cm<sup>3</sup>

#### Corpos-de-prova em Titânio:

- Fundição efetuada na máquina EASYTI SYSTEM da Flli Manfredi Italiana.

- Temperatura de fusão: 1668<sup>o</sup> C

- Tempo de fusão: 28s

Material utilizado:

- Titânio – tipo I da Manfredi – importador Rivolli – RJ
- Revestimento – fosfatado REMA-TITAN Plus
- Enceramento – performas BEGO (formas pré-fabricadas de grampo “T”)
- Calibragem de retenção – 0,25mm
- Fundição – feita sob atmosfera de argônio tipo 5,0
- Cadinho – especial protegido com óxido de zircônio, da Flli Manfredi – importador Rivolli
- Peso específico – 5,4 g/cm<sup>3</sup>

Foi solicitado ao técnico que não fosse efetuado qualquer acabamento do tipo polimento interno nas armações.

Os testes de remoção e inserção das armações metálicas para PPR, seguindo a metodologia proposta por ALVES<sup>1</sup>, foram realizados utilizando uma máquina de costura Elgin (Elgin Máquinas S.A.) adaptada para esta finalidade com um motor que operava em 110 volts.

Por meio de um sistema de correia e polia, movimentava-se o virabrequim ao qual estava fixado um mordente que prendia os grampos, determinando um percurso de 3cm, suficiente para deslocar a armação metálica de PPR da superfície do dente assentado em sua posição terminal.

Para a fixação dos dentes em suas respectivas bases, foi utilizada uma platina de delineador, presa à base da máquina por meio de garras ajustadas com parafusos, permitindo uma mudança, quando necessária, do eixo de inserção das armações, previamente ao início dos testes.

Adaptou-se um conta-giros (Kori Seiri Ltda.) ativado por um pino em “L”, que possibilitava a leitura de até 9999 ciclos completos, por meio do movimento da haste vertical. Este movimento era regulado por uma porca tipo borboleta presa ao reostato que fazia a máquina funcionar. Para os testes, a máquina de costura foi regulada numa velocidade de aproximadamente 50 ciclos por minuto<sup>1</sup>.

Cada entrada e saída do grampo do corpo de prova correspondia a um ciclo completo. Estimase, de acordo com GIAMPAOLO<sup>7</sup>, HEBEL; GRASER; FEATHERSTONE<sup>8</sup> e PHILLIPS; LEONARD<sup>10</sup> que o portador de uma PPR a remove, em média, três vezes ao dia, ou seja, 540 vezes em 6 meses e 5400 ciclos após 5 anos.

Com a finalidade de manter a umidade e promover a lubrificação, os dentes eram irrigados com saliva artificial, desenvolvida no Departamento de Bioquímica da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, por meio de uma seringa hipodérmica, durante todo o teste nesta máquina, evitando-se um eventual aquecimento das superfícies testadas e dando condição de umidade.

Os testes de resistência ao deslocamento por tração dos grampos de forma axial, foram realizados em uma máquina de ensaio Universal da marca Kratos (Dinamômetros, Kratos Ltda., São Paulo) usando-se uma célula de carga 02, escala 04, com capacidade de até 20 Kgf, regulada para uma velocidade de deslocamento vertical de 5mm/min<sup>1</sup>. Estes testes foram realizados a cada intervalo de tempo (inicial, 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos) e nas condições úmida e seca, ou seja, cada conjunto era levado para a máquina de ensaios para a tração com a colocação de saliva artificial e logo após, os corpos-de-prova eram secos e envoltos em papel absorvente por uma hora para serem novamente tracionados.

Após cada período de teste, os corpos-de-prova (dentes+base) e suas respectivas armações eram lavados em água corrente para remoção de possíveis impurezas como por exemplo, o óleo da máquina de costura e, então, submetidos à secagem em papel absorvente e à pesagem em uma balança de precisão (Sartorius, Germany) com sensibilidade de 0,0001 gramas e capacidade máxima de 200 gramas .

Tomava-se o cuidado de deixar as armações e dentes envoltos separadamente em papel absorvente uma hora antes de cada pesagem, visto que após cada teste, as armações e os dentes voltavam a ser imersos em água deionizada nos seus respectivos recipientes de vidro tampados.

## RESULTADOS

Os resultados médios obtidos a partir dos testes de resistência ao deslocamento expressos em Kgf, nas condições úmida e seca estão representados nas tabelas a seguir:

**TABELA 1** – Resultados da resistência ao deslocamento do grampo “T” nas armações de Titânio a seco e com saliva.

TEMPO	SECO		COM SALIVA	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
INICIAL	2,473	0,588	2,752	0,715
6 meses	1,500	0,403	1,626	0,407
1 ano	0,816	0,510	0,888	0,507
2 anos	0,507	0,406	0,576	0,416
3 anos	0,380	0,346	0,431	0,382
4 anos	0,284	0,339	0,279	0,329
5 anos	0,189	0,231	0,205	0,252

**TABELA 2** – Resultados da resistência ao deslocamento do grampo "T" nas armações de Co-Cr a seco e com saliva.

TEMPO	SECO		COM SALIVA	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
INICIAL	1,927	0,482	2,029	0,379
6 meses	1,054	0,295	1,064	0,238
1 ano	0,771	0,191	0,745	0,174
2 anos	0,562	0,173	0,537	0,167
3 anos	0,411	0,159	0,401	0,160
4 anos	0,329	0,155	0,344	0,160
5 anos	0,291	0,139	0,293	0,144

Na Tabela 3, estão os resultados da análise de variância e das comparações entre os efeitos, sendo o material, a umidade e o tempo representados pelos números 1, 2 e 3.

**TABELA 3** – Análise de variância a 3 critérios com repetição para comparação dos efeitos do material, umidade e tempo – Teste ANOVA

Efeito	GL Efeito	Quadrado médio Efeito	GL Erro	Quadrado médio Erro	F	p
1	1	1,661	36	0,5287	3,142	0,084
2	1	0,158	36	0,5287	0,300	0,586
3	6	21,697*	216*	0,0551*	393,495*	0,000*
12	1	0,100	36	0,5287	0,190	0,665
13	6	0,859*	216*	0,0551*	15,594*	0,000*
23	6	0,043	216	0,0551	0,785	0,582
123	6	0,010	216	0,0551	0,190	0,979

\*Diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,001$ )

## DISCUSSÃO

Um dos grandes problemas vividos atualmente em nosso país, sem dúvida, se manifesta pela carência financeira da população, a qual busca trabalhos de maior alcance social, vindo a PPR contribuir adequadamente para estas soluções.

Embora existam algumas desvantagens em relação às próteses fixas convencionais ou suportadas por implantes, as PPRs retidas a grampos podem preencher os requisitos fisiológicos e estéticos para uma reabilitação oral desde que sejam adequadamente indicadas, planejadas e confeccionadas.

Nos últimos anos, tem-se aumentado muito o interesse dos profissionais da odontologia pelo uso do titânio para a confecção de armações de PPR. Isso se deve em parte, pela grande biocompatibilidade deste metal, seu baixo peso específico, baixo módulo de elasticidade, e grande resistência à corrosão, além, é claro, de ser um metal abundante na natureza e ter relativo baixo custo de acordo com WAKABAYASHI; AI<sup>12</sup> e MORI et al.<sup>9</sup>. Apesar de

todas essas vantagens, o titânio apresenta algumas desvantagens que seriam seu alto ponto de fusão (1668°C) e técnicas de fundição mais elaboradas em relação às empregadas em fundições de ligas de Co-Cr, requerendo aparelhagem altamente sofisticada para esse fim, já que sua baixa densidade (4,5 g/cm<sup>3</sup>) dificulta as fundições das armações.

Devido às poucas informações na literatura à respeito do desenho e forma dos grampos para ligas de titânio, resolveu-se escolher um desenho padrão de grampo utilizado rotineiramente na FOB-USP em liga de Co-Cr, realizando desta forma o mesmo desenho para o titânio, como já havia sido proposto por MORI et al.<sup>9</sup>, fazendo uso da metodologia empregada por ALVES<sup>1</sup> em 1994 e aprovada em seu trabalho de dissertação de mestrado desenvolvido na FOB-USP.

Uma das maiores vantagens do titânio para a confecção de PPRs é justamente o seu baixo peso específico. O peso das armações de titânio, neste trabalho, foi bem menor em relação às de Co-Cr, como já havia sido relatado por MORI et al.<sup>9</sup>. Esse autor salientou que isso pode não ser importante em trabalhos reabilitadores menores mas pode ser de muita significância em trabalhos maiores na maxila.

As perdas de peso tanto dos corpos-de-prova quanto das armações metálicas em Ti e Co-Cr assumiram papéis insignificantes clinicamente, como já relatado em 1968 por BATES<sup>4</sup>, e em 1984 por HEBEL; GRASSER; FEATHERSTONE<sup>8</sup>. Os valores médios de perda de peso, embora não tenha sido feita análise microscópica de perda de substância, são concordes com os encontrados por ALVES<sup>1</sup> e ANTONIO<sup>2</sup>, no que se refere ao Co-Cr, que confirmaram não existir uma correlação entre este fator e a resistência final ao deslocamento, e que corrobora os dados apresentados por BATES<sup>4</sup>. Realizando então uma analogia às armações de Co-Cr, as armações de titânio mostraram comportamento semelhante.

Quanto à retenção, a média inicial, quando do uso de armações de Co-Cr, foi de 1,92 Kgf e a final de 0,29 Kgf, como pode ser observado na Tabela 2, aproximando-se dos resultados obtidos por ALVES<sup>1</sup> e ANTONIO<sup>2</sup>. No caso das armações de titânio, essa média inicial foi de 2,47 Kgf e a final (5 anos) de 0,19 Kgf, como pode-se observar na Tabela 1, sendo essa análise realizada em ambiente seco. Preocupando-se com os aspectos relatados por PHILLIPS; LEONARD<sup>10</sup> e WARR<sup>15</sup>, em relação à utilização de testes que se aproximassem mais das condições clínicas, empregando saliva para lubrificar as superfícies dentárias e grampos,

optou-se também por proceder desta forma. WARR<sup>15</sup> em 1959, relatou o efeito da saliva não como um agente lubrificante sobre o esmalte, mas como um potencializador do coeficiente de fricção estático entre o grampo e a superfície do esmalte; relatou também que a natureza da saliva, do dente e a temperatura não foram considerados importantes em seu estudo. Devido à dificuldade de se padronizar a qualidade, pH e quantidade de saliva humana, optou-se por empregar saliva artificial testada e desenvolvida no Departamento de Bioquímica da FOB-USP, por TARZIA<sup>11</sup> em 1986.

Apesar dos relatos de WARR<sup>15</sup>, pudemos observar que a diferença de retenção dos grampos tipo "T", nas condições úmida e seca, não se mostrou estatisticamente significativa em função do tempo de uso, como pode ser visto na Tabela 3, tanto para armações de Co-Cr como para as de titânio.

Observou-se uma maior retenção inicial das armações de titânio. Isso se deve provavelmente ao fato deste apresentar um baixo módulo de elasticidade ( $15 \times 10^3$  Ksi) em relação às ligas de Co-Cr ( $31,6 \times 10^3$  Ksi) fazendo com que o titânio tenha uma retenção maior quando submetido a uma mesma força que as ligas de Co-Cr, de acordo com WANG; FENTON<sup>14</sup>.

Apesar da retenção inicial maior, as armações de titânio perdem a retenção de maneira mais acentuada nos seis meses iniciais de uso simulado. No caso de classe III de Kennedy, ou seja, PPRs dento-suportadas, onde não há tanta necessidade de retenção como em casos de extremo-livre, o titânio pode vir a ser de grande indicação. Os estudos clínicos do uso de titânio na literatura são somente de um período de 3 anos, com todos os autores sendo unânimes em afirmar que mais trabalhos seriam necessários para a elucidação de vários aspectos concernentes à confecção de armações de PPR em titânio.

Nos testes de resistência ao deslocamento, os conjuntos com valores próximos ou inferiores a 0,3 Kgf, apresentavam pouca resistência para separação do grampo do corpo-de-prova, o que provavelmente, em uma situação clínica, levaria à remoção desta prótese por parte da musculatura oral durante a função, conforme já havia sido relatado por ALVES<sup>1</sup>, em 1994. Analisando o período decorrido de três anos de uso simulado, somente 40% das armações de titânio apresentaram mais de 0,3 Kgf de retenção na condição seca, enquanto, também na condição seca, 80% das armações de Co-Cr ainda apresentavam retenção maior que 0,3 Kgf. Na condição úmida (com saliva), 50% das armações de titânio ainda apresentavam retenção maior que 0,3 Kgf e 70% das de Co-Cr ainda apresentavam retenção acima de 0,3 Kgf após três anos de uso simulado.

Depois de cinco anos de uso simulado, 70% das armações de Co-Cr ainda apresentavam retenção maior que 0,3 Kgf, e somente 40% das armações de titânio apresentaram esta retenção na condição seca. No presente trabalho, os grampos "T" foram confeccionados com uma retenção determinada por pontas calibradoras de 0,25mm (0,01 de polegada) permitindo uma flexão constante; o

comprimento do grampo empregado foi proposto por GIAMPAOLO<sup>7</sup>, em 1988, como idealmente de 15mm, tendo o laboratório comercial escolhido tido a preocupação de utilizar padrões de cera pré-fabricados com o comprimento determinado, permitindo a efetiva padronização dos elementos envolvidos diretamente no experimento. Muito embora tenha-se tido também uma preocupação com a escolha dos dentes em relação à sua forma e tamanho, por serem dentes naturais humanos, recém-extraídos para fins ortodônticos, a padronização foi dificultada, ficando esta por conta do tamanho, grau de retenção e tipo de grampo<sup>3, 6</sup>.

Autores como WANG; BOYLE<sup>13</sup> e MORI et al.<sup>4</sup> já haviam manifestado uma preocupação em relação à capacidade de retenção das armações de titânio em relação ao tempo de uso e também pela condição diferente do arranjo molecular de sua malha mecanográfica, salientando que possíveis porosidades poderiam influir diretamente no desempenho destas armações. Cientes desta condição, tomou-se o cuidado de antes do início dos experimentos, fossem tomadas radiografias das armações, onde pôde-se de pronto observar o aspecto interior das fundições em titânio, que puderam ser comparadas com as de Co-Cr através de radiografias obtidas de acordo com a técnica preconizada, em 1993, por WANG; BOYLE<sup>13</sup>. Observou-se claramente a presença de porosidades nas armações de titânio, inclusive algumas em áreas nobres dos grampos, podendo, com isso, determinar aspectos negativos na retenção dessas armações, porém, durante os testes não houve fratura de nenhuma delas.

Um fator que não poderia deixar também de ser analisado seria a relação custo-benefício destas armações. Infelizmente, ainda não existem muitos laboratórios no Brasil em condições de confeccionar armações em titânio. Cada armação confeccionada com este metal apresentou um custo médio de 2:1 em relação às de Co-Cr, ou seja, 50% do custo de uma em relação à outra. Embora esta condição não seja determinante para a escolha do material, ela tem que ser cuidadosamente avaliada em função da relação custo-benefício da prótese, buscando um consenso entre um valor significativo com um tempo de uso e vantagens técnicas de emprego. Acredita-se que com o desenvolvimento tecnológico dos laboratórios comerciais, associado à melhoria das condições do corpo técnico laboratorial, a confecção rotineira das armações em titânio possa se tornar uma realidade no Brasil, como já vem ocorrendo nos laboratórios comerciais dos Estados Unidos e Europa, beneficiando todos os profissionais e consequentemente seus pacientes.

## CONCLUSÕES

Os resultados do trabalho juntamente com a análise estatística permitiram concluir que:

- Não foi estatisticamente significativa a diferença de retenção entre as armações confeccionadas em Ti e Co-

Cr, em ambiente seco, em uso simulado, em períodos cíclicos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos.

- Quando analisada em ambiente umedecido com saliva artificial, também não foi estatisticamente significante a diferença de retenção entre as armações confeccionadas em Ti e Co-Cr, em uso simulado, em períodos cíclicos de 6 meses, 1, 2, 3, 4 e 5 anos.

## ABSTRACT

The retentive capacity of clasps type "T" was studied in removable partial dentures (RPD) frames made in Co-Cr and Ti metallic alloy. Ten specimens were used with each type of alloy. After being casted, the frameworks were taken to a device developed to simulate the clinical insertion and removal of RPD for periods of 6 months, 1, 2, 3, 4 and 5 years. After each simulation period, these specimens were taken to a tensile machine to quantify the amount of retention, respectively in dry atmosphere and humidified with artificial saliva. After that, they were weighted in a precision scale to observe frames and natural teeth specimens weight losses. Results allowed to conclude that there was no statistical difference between groups, regarding the simulate periods of time for both, dry and humidified atmosphere (with artificial saliva).

**UNITERMS:** Titanium; Removable partial denture.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALVES, J. **Avaliação da capacidade retentiva do grampo "I" usado em prótese parcial removível sobre o esmalte e faceta laminada de porcelana.** Bauru, 1994. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- ANTONIO, A. J. **Estudo comparativo entre retentores diretos em prótese parcial removível de classe I.** Bauru, 1991. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- APPLEGATE, O. C. Alloys for removable partial dentures – factors to be considered in choosing an alloy. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.4, p.583-90, 1959.
- BATES, J. F. Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. **Brit. dent. J.**, v.125, p.97-102, 1968.
- BLACKMAN, R.; BARGHI, N.; TRAN, C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. **J. prosth. Dent.**, v.65, n.2, p.309-15, 1991.
- FIRTELL, D. N. Effect of clasp design upon retention of removable partial dentures. **J. prosth. Dent.**, v.20, n.1, p.43-52, 1968.
- GIAMPAOLO, E. T. **Grampos de retenção para prótese parcial removível. Análise da resistência à flexão em função de grampos, ligas e técnicas de fusão.** Araraquara, 1988. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.
- HEBEL, K. S.; GRASER, G. N.; FEATHERSTONE, J. D. B. Abrasion of enamel and composite resin by removable partial denture clasps. **J. prosth. Dent.**, v.52, n.3, p.387-97, 1984.
- MORI et al. Titanium for removable partial dentures. Part I. Laboratory procedures. **J. oral Rehab.**, v.24, n.6, p.338-41, 1997.
- PHILLIPS, R. W.; LEONARD, L. J. A study of enamel abrasion as related to partial denture clasps. **J. prosth. Dent.**, v.6, n.5, p.657-71, 1956.
- TARZIA, O. **Bioquímica da saliva.** Bauru, FOB-USP, 1986. P.35-9.
- WAKABAYASHI, N.; AI, M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. **J. prosth. Dent.**, v.77, n.6, p.583-7, 1997.
- WANG, R. R.; BOYLE, A.M. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. **J. prosth. Dent.**, v.70, n.3, p.275-6, 1993.
- WANG, R. R.; FENTON, A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. **Quint. Int.**, v.27, n.6, p.401-8, 1996.
- WARR, J.A. Friction and partial denture retention. **J. prosth. Dent.**, v.38, n.6, p.1066-74, 1959.

## Endereço para correspondência:

**Disciplina de Prótese**  
**Departamento de Prótese e Periodontia**  
**Al. Dr. Octávio Pinheiro Brizolla, 9-75**  
**Vila Universitária – CEP 17 012-901**  
**Bauru - SP**

# INFLUÊNCIA DE DIFERENTES DOS AGENS DE PÓ, PARA TRÊS ALGINATOS, NA ALTERAÇÃO LINEAR DE MODELOS DE GESSO PEDRA\*

INFLUENCE OF DIFFERENT WATER/POWDER RATIO, FOR THREE  
ALGINATES, IN STONE MODELS LINEAR CHANGES

**Maria Carmen Fonseca Serpa CARVALHO**

Mestre e Doutoranda em Odontologia, área de Dentística, opção Materiais Dentários, pela FOB - USP, como bolsista da CAPES.

**César Antunes de FREITAS**

Professor Doutor da disciplina de Materiais Dentários, do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários da FOB - USP e da disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Lins – UNIMEP.

**Sérgio Carvalho COSTA**

Professor Assistente do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da UFMG, Mestre e Doutorando em Odontologia, área de Reabilitação Oral pela FOB - USP.

\* *Resumo da Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de Dentística, opção Materiais Dentários.*

---

**E**studaram-se as alterações lineares de modelos de gesso pedra obtidos de moldes de três alginatos: Avagel (A), Hydrogum (H) e Jeltrate (J), em três diferentes modos de compactação do pó: não compactado (NC), suavemente compactado (SC) e fortemente compactado (FC). Foram feitas comparações analisando-se a distância entre duas marcas de uma placa metálica; o gesso também foi usado como material de moldagem para ser avaliado quanto à sua influência no processo, dada sua expansão normal de presa. Aceitando-se que a distância estudada expressa o tamanho dos modelos e moldes de gesso, a análise estatística dos resultados permitiu concluir que: 1- os moldes de gesso sempre foram maiores que o original (expansão média de 0,4%); 2- os modelos provenientes dos três alginatos também apresentaram-se maiores; 3- dentre estes modelos, comparando-os aos moldes de gesso, a maioria apresentou semelhança, com a condição JNC promovendo modelos maiores e ANC e HSC menores; 4- para um mesmo alginato, nas diferentes condições, a maioria dos modelos apresentou diferenças entre si e 5- para a mesma condição de compactação, os modelos, em sua maioria, apresentaram diferenças entre si; o Hydrogum, na condição de suave compactação originou modelos de dimensões mais próximas do original.

**UNITERMOS:** Alginato; Gesso pedra; Alteração dimensional.

---