

**Juliana Maria Costa Nuñez Pantoja**

Cirurgiã-Dentista

**Análises radiográficas de defeitos internos de  
infraestruturas protéticas implantossuportadas  
fundidas em Titânio comercialmente puro**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Piracicaba – SP

2013

**Juliana Maria Costa Nuñez Pantoja**

Cirurgiã-Dentista

**Análises radiográficas de defeitos internos de  
infraestruturas protéticas implantossuportadas  
fundidas em Titânio comercialmente puro**

Monografia apresentada à Faculdade  
de Odontologia de Piracicaba, da  
Universidade Estadual de Campinas,  
para obtenção do título de  
Especialista em Implantodontia.

**Orientador: Prof. Dr. Lucas Cavalieri Pereira**

Piracicaba – SP

2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

N922a Nuñez Pantoja, Juliana Maria Costa, 1984-  
Análises radiográficas de defeitos internos de  
infraestruturas protéticas implantossuportadas fundidas em  
Titânio comercialmente puro / Juliana Maria Costa Nuñez  
Pantoja. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Lucas Cavaliere Pereira.  
Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) –  
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba.

1. Dentes - Radiografia. 2. Próteses e implantes. 3.  
Titânio. I. Cavaliere-Pereira, Lucas, 1982- II. Universidade  
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de  
Piracicaba. III. Título.

## **DEDICO ESTE TRABALHO**

A minha família. A minha filha **Maria Luísa**, pelo amor incondicional, paciência e companheirismo, inclusive durante os procedimentos cirúrgicos. Ao meu marido e companheiro, **Carlos Augusto**, pela força de todos os dias, pela confiança, pelo amor manifestado, pela amizade e pela enorme paciência;

Aos meus pai, **Julio e Rosana**, e ao meu irmão **Amoraçyr**, pelo apoio constante e amor incondicional;

Amo muito vocês.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

A Deus, pela minha vida.

À amiga Isabella Vieira Marques, pela grande ajuda durante a execução dos procedimentos laboratoriais desse trabalho. Muito obrigada, amiga.

Ao amigo e supervisor Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, Professor Responsável da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela auxílio nas correções da escrita desta monografia. Sou eternamente grata pelas muitas oportunidades, ensinamentos e amizade.

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba, nas pessoas do seu diretor Prof. Dr. **Jacks Jorge Júnior**, e do seu vice-diretor Prof. Dr. **Alexandre Augusto Zaia**, pelo acolhimento durante o período de graduação, mestrado, doutorado, pós-doutorado e especialização.

À Profa. Dra. **Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora geral do programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao Prof. Dr. **Marcio de Moraes**, coordenador do programa de pós-graduação em Clínica Odontológica e do curso de Especialização em Implantodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, e a todos os professores e pós-graduandos que muito nos ensinaram.

Aos amigos do Centro Cirúrgico e do laboratório de Prótese Total, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

Às minhas avós, **Alina** e **Elvira**, pelas orações, colaborações e risadas. Amo muito vocês.

À minha sogra **Terezinha**, ao meu sogro **José Carlos**, aos meus cunhados **Carlos Henrique** e **Carlos Eduardo**, às minhas cunhadas **Ludmila** e **Dayane**, aos meus sobrinhos **João Pedro** e **Bernardo**, e a vovó Dna. **Nenê**, pelo carinho e incentivo sempre.

À amiga e futura cunhada **Vivian**, pela amizade, carinho e atenção nesse período.

Aos técnicos do laboratório de radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Fernando**, **Giselda** e **Wal**, pela paciência e pela ajuda na utilização dos equipamentos do laboratório.

Aos funcionários **Fábio** e **Ester** do laboratório de Próteses Odontológicas Vaiano, pela atenção e excelente convivência durante a fundição das estruturas metálicas deste trabalho.

Às funcionárias da Área de Cirurgia, **Didi**, **Débora** e à ex-funcionária **Letícia** pela ajuda e boa convivência durante o curso de especialização.

A todos os meus amigos que sempre estiveram torcendo por mim.

A todos que indiretamente auxiliaram na elaboração desse trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

## **EPÍGRAFE**

“A coisa mais indispensável a um homem é reconhecer o uso que deve fazer do seu próprio conhecimento”

Platão

## Resumo

---

O objetivo neste estudo foi analisar e comparar a qualidade radiográfica de estruturas metálicas implantossuportadas, fundidas em titânio comercialmente puro, por meio de duas diferentes técnicas radiográficas: convencional (técnica 1 / T1) e convencional de alta potência (técnica 2 / T2). Para isso foram enceradas 10 estruturas metálicas de próteses parciais fixas de 3 elementos (PPF) e outras 10, de próteses tipo protocolo (PTP), ou seja próteses totais fixas (n=10). Estas estruturas metálicas foram fundidas em titânio comercialmente puro, por meio da técnica da cera perdida. As estruturas metálicas receberam acabamento e polimento, e foram submetidas à análise radiográfica para inspeção de defeitos internos. O cruzamento das variáveis (técnica radiográfica e tipo de infraestrutura) deu origem a 4 grupos: G1. T1 aplicadas em PPF; G2. T1 / PTP; G3. T2 / PPF; G4. T2 / PTP. As radiografias obtidas foram processadas em processadora automática e analisadas visualmente quanto à presença de poros. Calculou-se a porcentagem de presença por grupo e os resultados obtidos foram analisados estatisticamente (Qui-quadrado /  $\alpha = 0,05$ ). Notou-se que para as PPF, a técnica que melhor evidenciou a presença de poros foi T2. Já para as PTP, ambas as técnicas permitiram a visualização dos defeitos. Concluiu-se que a melhor técnica para esse fim ainda é a técnica de alta potência; contudo, na realidade clínica diária pode se empregar a técnica convencional para verificação de grandes defeitos, os quais geralmente são os mais críticos.

**Palavras chave:** Radiografia Odontológica; Prótese e Implante; Titânio.

## Abstract

---

The aim of this study was to analyze and to compare radiographic quality of implantsupported metallic frameworks, casted in commercially pure titanium, by two different radiographic techniques: conventional (technique 1/T1) and conventional with high power (technique 2/T2). It were waxed 10 frameworks of partial fixed prostheses (PPF), and another 10 of Branemark protocol prostheses (PTP), in another words, total fixed prostheses (n=10). These metallic structures were casted in commercially pure titanium, by lost wax technique. After casting process, they were finished, polished, and submitted to radiographic analyzes to internal defects inspection. The combination of variables created 4 groups: G1. T1 applied in PPF; G2. T1 / PTP; G3. T2 / PPF; G4. T2 / PTP. The radiographies obtained were processed in automatic machine and visually analyzed for the presence of porosity. It was calculated the percentage of presence per group and the results were statistically analyzed (Chi-Square test /  $\alpha = 0.05$ ). It was noted that the better technique for this purpose was T2, when PPF were analyzed. However, for PTP, both techniques permitted the porous analysis. It can be concluded that the better technique is still T2; nevertheless, in daily rate clinical reality it can be used the conventional technique to visualized large defects, which are considered the most critical ones.

**Key words:** Dental Radiography; Prostheses and Implants; Titanium.

## Sumário

---

	Página
Introdução.....	12
Metodologia.....	16
Resultados.....	28
Discussão.....	31
Conclusão.....	36
Referências.....	37

## Introdução

---

O titânio e suas ligas são muito utilizados para confecção dos componentes do sistema implantossuportado. É com esse material que são usinados os implantes osseointegráveis, assim como muitos de seus componentes protéticos, tais como parafusos e pilares. O vasto uso desse metal ocorre devido a sua biocompatibilidade, a sua elevada resistência a corrosão e a fadiga, além do seu baixo custo relativo, quando comparado aos metais nobres (Taira *et al.*, 1989; Lautenschlager & Monogham, 1993; Chai & Stein, 1995; Wang & Fenton, 1996).

Contudo, a soldabilidade e a fundição desse material são de difícil execução. Isso, devido a sua baixa densidade, que dificulta seu escoamento; ao seu alto ponto de fusão (+1700°C), e a sua alta reatividade com elementos do ar (O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub> e N<sub>2</sub>) quando aquecido, o que exige atmosfera inerte de argônio durante esses procedimentos (Taira *et al.*, 1989; Wang & Boyle, 1993; Okabe & Hero, 1995; Wang & Fenton, 1996; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Com tudo isso, pode-se afirmar que a presença de poros no interior do titânio fundido é inerente aos processos de fundição e soldagem, mesmo que estes sejam de pequenos diâmetros (Zavanelli *et al.*, 2004; Eliopoulos *et al.*, 2004; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Porosidades internas no titânio podem ser advindas do aprisionamento de gás argônio, presente na atmosfera inerte, de inclusões de resina acrílica durante os procedimentos de soldagem, que evaporam quando aquecidas, da dificuldade de penetração da energia utilizada nos

procedimentos de soldagem, além da dificuldade de escoamento do metal aquecido para preenchimento do molde de revestimento, durante a fundição (Wang & Boyle, 1993; Wang & Fenton, 1996; Zavanelli *et al.*, 2004; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012).

Porosidades e irregularidades atuam como concentradores de tensões em situações de fadiga (Watanabe *et al.*, 1997; Zavanelli *et al.*, 2000; Zavanelli *et al.*, 2004; Guilherme *et al.*, 2005; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Concentradores de tensões são na maioria das vezes, responsáveis pela iniciação e propagação de trincas, que reduzem a vida útil da peça solicitada (Zavanelli *et al.*, 2000; Zavanelli *et al.*, 2004; Guilherme *et al.*, 2005; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Durante os ciclos mastigatórios, na cavidade bucal, próteses em função sofrem os fenômenos de fadiga-corrosão. Dessa maneira, o cirurgião dentista deve evitar a instalação de próteses cujas estruturas apresentem porosidades no seu interior, e irregularidades no seu exterior, tais como entalhes (Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Nuñez-Pantoja e colaboradores em 2011 assim como Pantoja *et al.* (2012) verificaram que a sobrevivência de estruturas soldas que apresentavam muitos e grandes vazios internos era menor quando comparadas às com menor quantidade de vazios.

Externamente pode se realizar a inspeção visual de irregularidades e falhas que irão agir como concentradores de tensão. Já internamente, essa inspeção não é possível. Sabe-se, contudo, que devido a baixa densidade do titânio, pode-se analisar a qualidade interna de peças fundidas nesse metal,

por meio de técnicas radiográficas odontológicas (Wang & Boyle, 1993; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011). A baixa densidade do metal facilita a penetração da radiação. Há mais de 30 anos, a indústria utiliza análises radiográficas para esse controle de qualidade (Eisenburger & Addy, 2002).

A análise radiográfica da qualidade da estrutura interna de metais fundidos é considerada um método não destrutivo de checar esses defeitos de fundição (Wang & Boyle, 1993; Eisenburger & Addy, 2002). Metais preciosos absorvem um alto nível de radiação, e por isso necessitam de elevada voltagem (120kV) do aparelho para que a análise radiográfica seja possível. Voltagens de 70 a 80 kV não são suficientes para permitir a análise radiográfica desses metais. Já o titânio comercialmente puro e suas ligas, assim como o Cobalto e Cromo absorvem menos radiação, e por esse motivo podem ser analisados com voltagens menores de aparelhos odontológicos (90 a 100 kV) (Bryant & McIntire, 1985; Eisenburger & Addy, 2002). Todavia, segundo Bryant & McIntire (1985), com voltagens abaixo de 80 kV, a qualidade das radiografias adquiridas não é tão boa, tanto para o Titânio, quanto para o Cobalto, para o Cromo e para o Molibdênio.

Wang & Boyle, em 1993, descreveram uma técnica radiográfica que possibilitava a realização dessa análise. Essa técnica consiste em expor a peça metálica a 90 kV, 15 mA e 0,6 segundos de tempo de exposição, a uma distância de aproximadamente 12 mm do cone do aparelho de radiografia odontológica. A qualidade e eficiência dessa análise foi comprovada por Nuñez *et al.* (2010), Nuñez-Pantoja *et al.* (2011) e Pantoja *et al.*, 2012, tanto em peças fundidas, quanto em peças soldadas. Todavia, sabe-se que

rotineiramente não se utiliza toda essa potência em aparelhos odontológicos na clínica diária. A potência empregada normalmente, é de 70 kV, 10 mA, com o tempo de exposição ajustável. Voltagens acima de 150 kV são utilizadas em aparelhos de radiologia médica (Eisenburger & Addy, 2002).

Atualmente, a maior parte dos aparelhos odontológicos não permitem que sejam reguladas a potência e nem a amperagem. Essa regulação geralmente é travada, justamente para que cirurgiões dentistas, auxiliares de consultório odontológicos ou técnicos menos conscientes passem a expor o paciente e toda a sua equipe à potências elevadas e desnecessárias de radiação. Assim, torna-se difícil na clínica diária, se realizar a exposição do titânio à doses elevadas como as que foram sugeridas por Wang & Boyle (1993).

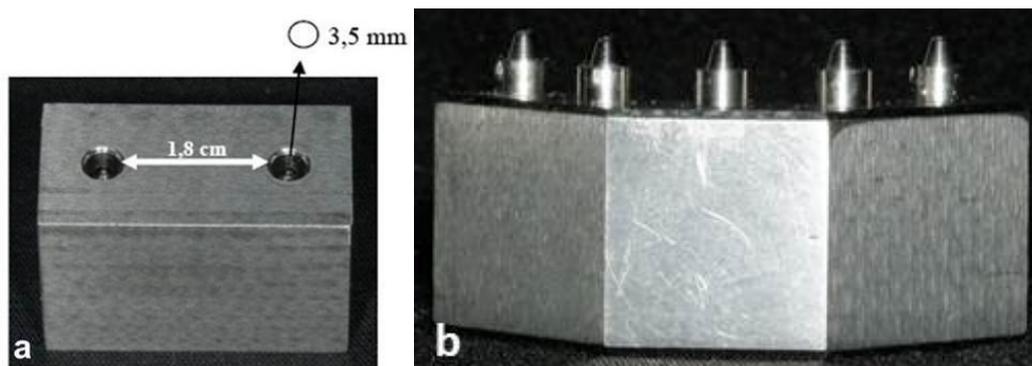
Dessa forma, com o intuito de se revisar o método citado, e se verificar a possibilidade da realização de análise radiográfica de defeitos internos de estruturas fundidas em Ti cp, como rotina na prática odontológica diária, o objetivo do presente estudo foi analisar e comparar a qualidade radiográfica de diferentes estruturas metálicas implantossuportadas, fundidas em titânio comercialmente puro, por meio de duas diferentes técnicas radiográficas: convencional e convencional de alta potência.

## Metodologia

---

Inicialmente foram enceradas duas infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas, uma de 10 elementos (tipo protocolo), e outra de 3 elementos. Para isso, foram utilizados cilindros calcináveis (SIN – Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil), barras cilíndricas de cera para sprues (Dentaurum, Alemanha), cera cinza para escultura (Cera Yeti Thowax, Dental Produkte GmbH, Engen, Alemanha), e resina acrílica de baixa contração Duralay II (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, IL, EUA).

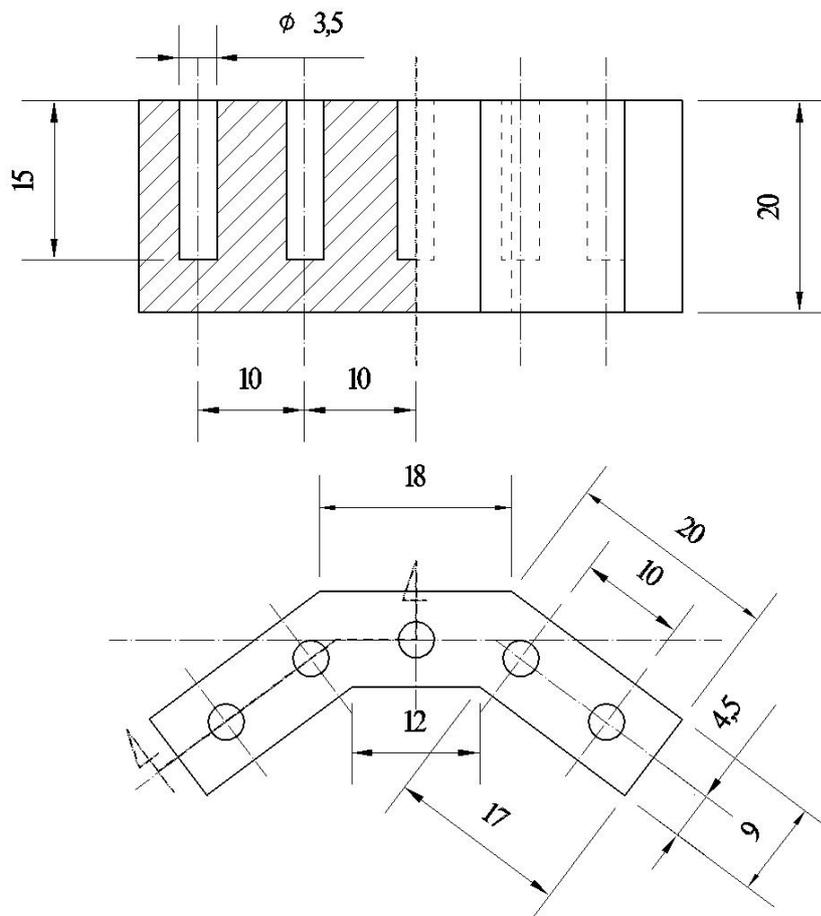
O enceramento das peças foi executado a partir de duas matrizes em aço inoxidável (Figura 1), que simularam, respectivamente, cinco implantes mandibulares situados entre os forames mentuais (prótese tipo protocolo / PTP), e dois implantes instalados na região de primeiro pré-molar e primeiro molar inferiores (prótese parcial fixa / PPF).



**Figura 1.** Matrizes metálicas. a) Prótese Parcial Fixa (PPF); b) Prótese Tipo Protocolo (PTP).

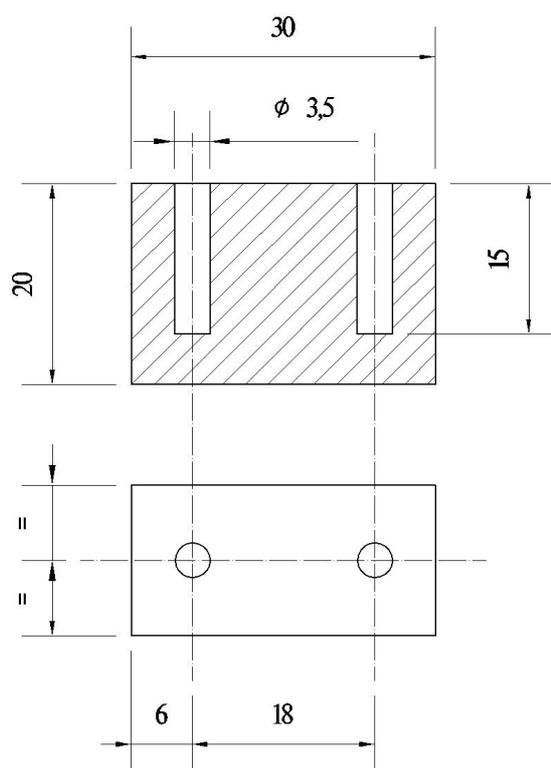
## Características das matrizes metálicas

A matriz metálica para instalação de 5 implantes (PTP) foi confeccionada segundo o desenho esquemático representado pela figura 2, com altura de 20 mm. Foram realizados cinco furos paralelos entre si de 3,5 mm de diâmetro, dispostos simetricamente a partir da linha mediana do arco. Cinco replicas de pilares tipo *mini abutment* (SIN – Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) foram instaladas nos furos e imobilizadas por parafusos transversais. As replicas distaram entre si 10 mm de centro a centro.



**Figura 2.** Desenho esquemático da matriz metálica para encerramento das PTPs.

A matriz metálica para instalação de 2 implantes (PPF) foi confeccionada, segundo o desenho esquemático representado pela figura 3. Essa matriz também apresentou-se com altura de 20 mm, e nela foram confeccionadas duas perfurações, da mesma maneira que para a matriz metálica já descrita. A distância dessas perfurações do centro das mesmas até a borda lateral foi de 6,0 mm. Duas replicas de pilares tipo *mini abutment* (SIN – Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) foram instaladas nas perfurações e imobilizadas também da mesma forma. As replicas distaram entre si 18 mm de centro a centro, ou seja, 14,5 mm de borda a borda.



**Figura 3.** Desenho esquemático da matriz metálica para enceramento das PPFs.

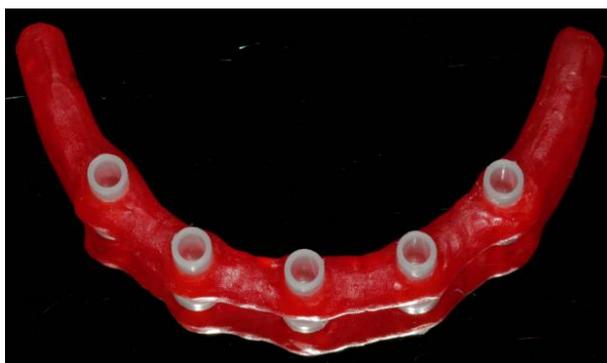
## Enceramento das estruturas

O enceramento da estrutura de 3 elementos (PPF) (Figura 4) foi feito por meio da técnica de enceramento progressivo. Para isso utilizou-se cera cinza para escultura (Cera Yeti Thowax, Dental Produkte GmbH, Engen, Alemanha).



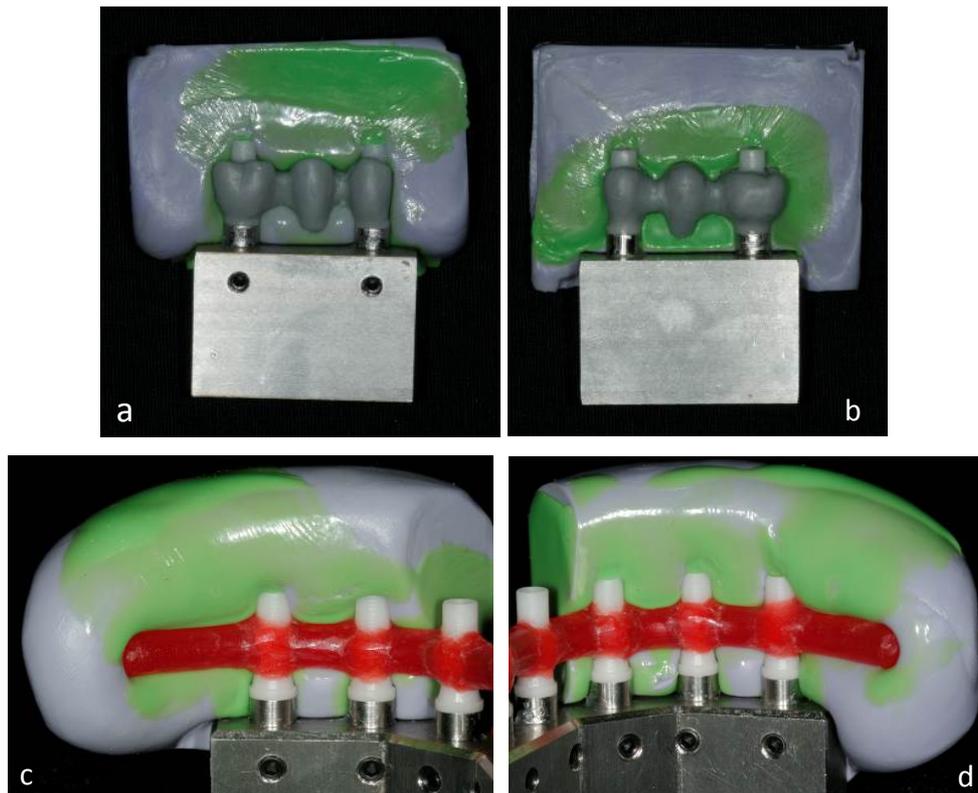
**Figura 4.** Padrão de enceramento em cera cinza (PPF)

Já para a estrutura de 10 elementos (PTP), foram confeccionados bastões de resina acrílica de baixa contração Duralay II (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, II, EUA), com secção transversal de 5 mm, adquiridos por meio da moldagem de sprues pré-fabricados (Dentaurum, Alemanha). Essa moldagem foi feita utilizando-se silicone laboratorial de condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália). Os bastões obtidos em resina foram unidos aos cilindros calcináveis adaptados aos análogos, por meio da técnica de Nealon, conferindo a estrutura um formato de arco (Figura 5). Para a confecção do *cantilever*, usou-se um bastão de 15 mm de comprimento (Rubo & Souza, 2008).



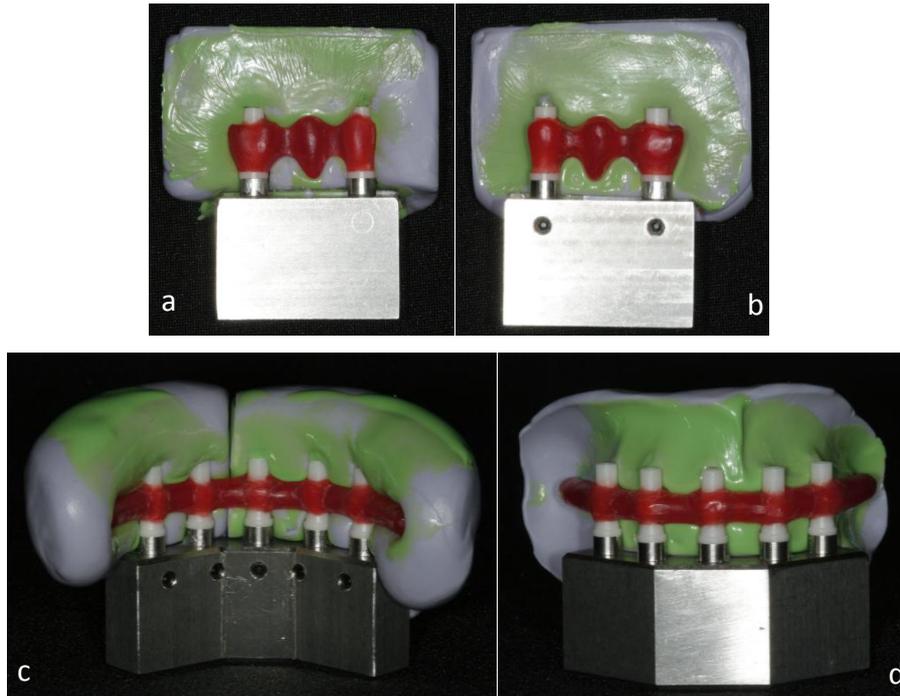
**Figura 5.** Padrão de enceramento em resina acrílica (PTP).

Após o enceramento foi realizada a duplicação do enceramento padrão utilizando silicone de adição (Flexitime Easy Putty, Correct Flow, Heraeus-Kulzer, Hanau, Alemanha). Esse procedimento foi feito para permitir a padronização e duplicação de outras 9 infraestruturas para cada grupo (n=10), que foram encerasadas em resina acrílica de baixa contração Duralay II (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, II, EUA). A configuração externa desse padrão foi moldada em etapas, de forma a permitir a confecção de um molde bi-partido para a confecção das infraestruturas. Primeiramente, moldou-se um dos lados do conjunto, e após a polimerização do silicone, isolou-se com vaselina sólida as extremidades desse molde. Em seguida, moldou-se o outro lado, atentando-se ao fato de que o mesmo estivesse bem justaposto à extremidade isolada do molde (Figura 6).



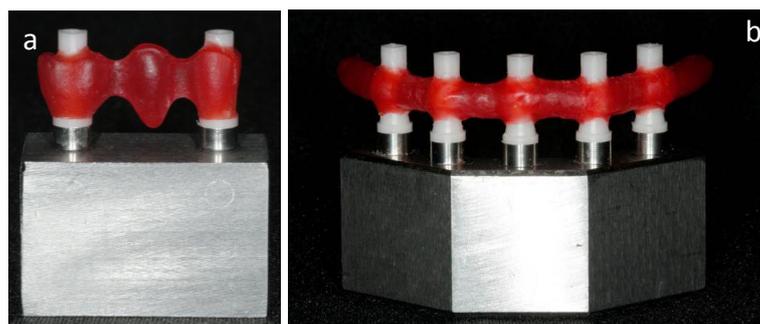
**Figura 6.** Molde em silicone de adição. a,b) PPF; c,d) PTP.

Por meio desse molde de silicone as infraestruturas foram enceradas em resina Duralay II (Reliance Dental Mfg. Co, Worth, IL, Estados Unidos). Durante a duplicação das peças, a adequada adaptação dos cilindros no modelo mestre, e do molde de silicone no modelo foram verificadas, para certificar a fidelidade na duplicação. O modelo mestre, com os cilindros calcináveis previamente parafusados aos análogos, foi posicionado no molde de silicone e ambas as partes preenchidas com resina acrílica por meio da técnica de Nealon, com auxílio de um pincel. As partes do molde de silicone foram posteriormente unidas, esperando-se 5 minutos para adequada polimerização da resina acrílica, antes da abertura do mesmo (Figura 7).



**Figura 7.** Obtenção das infraestruturas em resina acrílica. a, b) PPF; c, d) PTF.

Após o processo de enceramento das estruturas metálicas, as peças foram seccionadas com o uso de um disco de aço monoface para evitar tensões ocorridas devido a contração de polimerização da resina acrílica. As peças de PPF foram seccionadas na região entre pré-molares; às de PTF foram seccionadas em quatro regiões distintas, entre os análogos. As regiões seccionadas foram novamente posicionadas no molde de silicone, parafusadas aos análogos e unidas com resina acrílica. Com o uso de pontas de tungstênio realizou-se o acabamento das infraestruturas em resina (Figura 8).



**Figura 8.** Enceramento concluído sobre a matriz metálica. a) PPF; b) PTF.

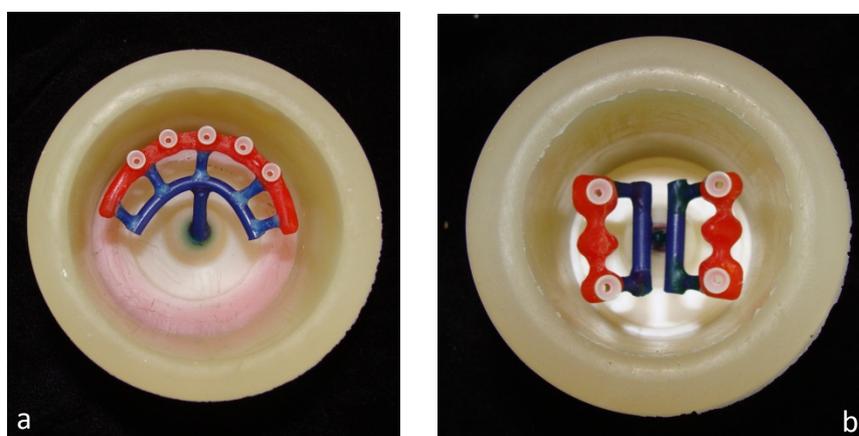
Depois de obtidas, as estruturas enceradas foram enviadas ao laboratório de prótese odontológica VAIANO Ltda (São Paulo, SP, Brasil) para iniciar o processo de inclusão e fundição em titânio comercialmente puro grau I (Tritan, Dentaurem, Pforzeim, Alemanha). Todos os procedimentos foram executados por um profissional experiente e capacitado, a fim de simular a prática clínica.

### **Fundição das estruturas metálicas**

As estruturas enceradas foram adaptadas a condutos de alimentação laterais de 4 mm de diâmetro, e estes foram unidos a condutos de alimentação de 5 mm, evitando-se a formação de ângulos vivos nas intersecções que poderiam dificultar a injeção da liga fundida no molde de revestimento.

Em seguida, os condutos de alimentação foram unidos à base cônica do anel inclusor de silicone (Anel de Silicone, Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha) (Figura 9). O revestimento (Rematitan Plus, Dentaurem, Pforzheim, Alemanha) foi proporcionado de acordo com as instruções do fabricante (40 mL de líquido específico e 250 g de pó) e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em um espatulador elétrico (Multivac 4, Degussa-Hüls, Hanau, Alemanha). Após a manipulação, a massa foi vertida sob vibração e deixada em temperatura ambiente até o início da reação de cristalização, momento em que o anel foi removido. Após

40 minutos do início da manipulação do revestimento e previamente ao processo de fundição, o bloco cristalizado foi colocado em forno elétrico de aquecimento (EDGCON 5P, Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, Brasil), previamente programado, segundo recomendações do fabricante. Transcorrido o período de aquecimento, os corpos de prova foram fundidos em titânio comercialmente puro (Tritan, Dentaurem J.P. Winkelstroeter KG, Inspringen, Alemanha) em máquina de fundição a vácuo, equipada com arco voltaico (Rematitan, Dentaurem, Pforzheim, Alemanha).



**Figura 9.** Estruturas enceradas, adaptadas à base formadora de cadinho e anel de silicone.  
a.) PTP / b.) PPF.

Após a fundição, o revestimento foi imediatamente esfriado em água, por recomendação do fabricante, para evitar contaminação. Em seguida, foi fraturado manualmente e o conjunto metálico removido. Os corpos de prova foram desincluídos do revestimento com auxílio de um marteleto pneumático (M320, Flli Manfredi, Sofia, Itália) e jateados com micro esferas de vidro em jateador elétrico (Oxyker Dry, Flli Manfredi, Sofia, Itália). Em seguida, os mesmos receberam acabamento e polimento manual com brocas apropriadas para titânio (Rematitan, Dentaurem, Pforzheim, Alemanha),

borrachas para polimento nº 5001 (Dedeco dental, New York, USA) e pedra para polimento em titânio (Tiger Brillant Polier Paste, Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha).

### **Análise radiográfica das estruturas metálicas**

As estruturas fundidas foram radiografadas utilizando-se as seguintes técnicas radiográficas (Figura 10):

**Técnica 1** (radiografia analógica convencional): Exposição da estrutura fundida à radiação de 70 kV e 10 mA utilizando-se 0,6 s de tempo de exposição, a uma distância de  $\pm 12$  mm do cone do aparelho radiográfico convencional (analógico). O aparelho utilizado foi o aparelho Spectro 70X (Dabi Atlante, Campinas, Brasil).

**Técnica 2** (radiografia analógica de alta potência): Exposição da estrutura fundida à radiação de 90 kV e 15 mA utilizando-se 0,6 s de tempo de exposição, a uma distância de  $\pm 12$  mm do cone do aparelho radiográfico convencional (analógico). O aparelho utilizado foi o aparelho GE 1000, modelo 46-158800G2 (General Electric CO., Milwaukee, EUA).



**Figura 10.** Tomada radiográfica.

O cruzamento das variáveis técnica radiográfica e tipo de infraestrutura protética, deram origem a 4 diferentes grupos:

- G<sub>1</sub>.** Técnica 1, aplicadas em PPF;
- G<sub>2</sub>.** Técnica 1, aplicadas em PTP;
- G<sub>3</sub>.** Técnica 2, aplicadas em PPF;
- G<sub>4</sub>.** Técnica 2, aplicadas em PTP.

As radiografias obtidas foram processadas em processadora automática GXP, modelo 110-0096G (Gendex Dental Systems, EUA) (figura 11). Em seguida foram analisadas visualmente quanto à presença de porosidades. A porcentagem de presença por grupo foi calculada, e os dados obtidos foram submetidos ao teste Qui-Quadrado ( $\alpha=0,05$ ).



**Figura 11.** Processadora automática GXP, modelo 110-0096G.

## Resultados

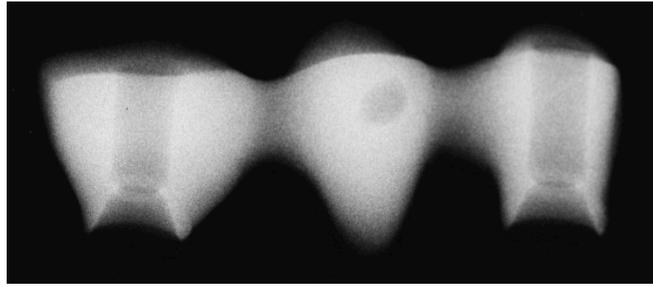
---

A tabela 1 mostra a incidência de presença de porosidades internas (%) em função do tipo de infraestrutura radiografada, e da técnica radiográfica empregada. Quando foram analisadas as próteses parciais fixas, a maior incidência de presença foi obtida pelas técnica radiográfica de alta potência ( $p < 0,0001$ ), como mostra a figura 12. Para esses casos, percebeu-se a presença de porosidades em 100% dos casos, confrontando 20% dos casos quando se utiliza a técnica radiográfica convencional (Figura 13). Além disso, durante a análise visual, esses 20% de resultados positivos (presença) foram verificados com dificuldade. Ou seja, em nenhum dos casos analisados, para técnica 1, verificou-se a presença de poros por meio de resultados bem evidentes.

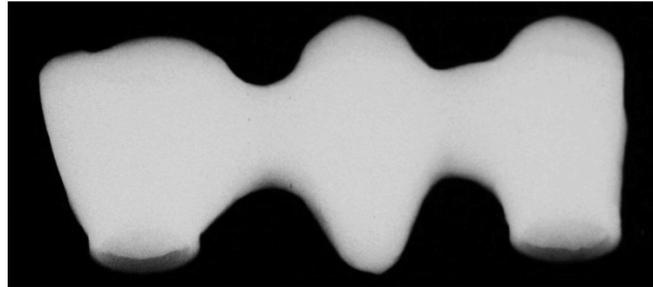
**Tabela 1.** Presença de porosidades internas (%) em função da infraestrutura protética e da técnica radiográfica.

Técnica Radiográfica	Infraestrutura Protética	
	PPF	PTP
1	20	90
2	100	100
(p=)	<0,0001	0,5138

Teste Qui-quadrado ( $\alpha = 0,05$ ).



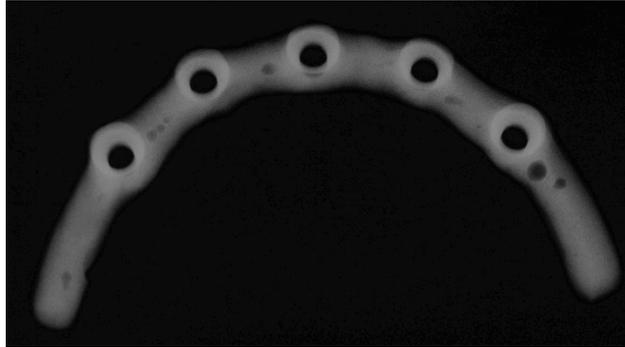
**Figura 12.** Radiografia obtida de PPF por meio da técnica 2.



**Figura 13.** Radiografia obtida de PPF por meio da técnica 1.

Em contrapartida, quando foram analisados os resultados para as próteses tipo protocolo, não houve diferença estatística em função das técnicas estudadas ( $p=0,5138$ ). A técnica 2 (alta potência) evidenciou 100% de presença (Figura 15), e a técnica 1, 90%. Desses 90%, 30% foram verificados com grande dificuldade.

As figuras 12, 13, 14 e 15 mostram com propriedade a diferença na qualidade da radiografia obtida por meio das duas análises radiográficas estudadas. Nota-se que as radiografias obtidas pelas técnicas de alta potência evidenciam uma maior quantidade de poros, e são radiografias que apresentam mais diferenças entre os tons de cinza, ou seja, mais nitidez na análise de porosidades internas. Já as radiografias obtidas pelas técnicas convencionais, parecem mostrar a estrutura protética em um tom mais claro, com menor diferença entre os tons de cinza, o que dificulta a observação dos poros presentes.



**Figura 14.** Radiografia obtida de PTP por meio da técnica 2.



**Figura 15.** Radiografia obtida de PTP por meio da técnica 1.

## Discussão

---

Como já foi discorrido, o titânio e suas ligas são difíceis de serem fundidos e soldados. Isto devido a suas propriedades físicas (Taira *et al.*, 1989; Wang & Boyle, 1993; Wang & Fenton, 1996; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Desta forma, sabe-se que esses procedimentos geralmente apresentam como resultado, estruturas com presença de poros em seu interior (Wang & Fenton, 1996; Eliopouloset *et al.*, 2004; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012).

O gás argônio, necessário para proteção da contaminação desse metal durante sua fusão, pode ser considerado umas das causas da presença dessas porosidades (Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012; Takayama *et al.*, 2012). Isso, devido ao aprisionamento desse gás durante a solidificação do metal (Zavanelli *et al.*, 2004; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Pantoja *et al.*, 2012). Além disso, a baixa densidade do titânio torna difícil o escoamento do metal fundido no interior do molde de revestimento, durante o procedimento de fundição (Berg *et al.*, 1995; Guilherme *et al.*, 2005; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B). A falta de metal em algumas regiões do molde pode promover a presença de vazios internos na estrutura finalizada; ou seja, a presença de porosidades internas, imperceptíveis à análise visual, ou falhas de grande porte que inviabilizam a instalação da prótese na cavidade bucal (Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B).

Neste trabalho em questão, verificou-se haver realmente a presença de poros no interior do titânio fundido (Figuras 12, 14 e 15), o que corrobora diversos trabalhos na literatura (Eisenburger & Addy, 2002; Zavanelli *et al.*, 2002; Eliopoulos *et al.*, 2004; Guilherme *et al.*, 2005; Nuñez *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011B). Além disso, pode-se comprovar essa presença por meio de radiografias odontológicas das infraestruturas metálicas fundidas, da mesma maneira que outros autores (Wang & Boyle, 1993; Nuñez *et al.*, 2010; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011). Sabe-se que isso é possível devido ao baixo peso atômico do metal em questão, e conseqüentemente, baixo peso específico, o que o torna um metal de baixa radiopacidade, quando comparado a outras ligas odontológicas, permitindo assim essa análise (Wang & Boyle, 1993; Eisenburger & Addy, 2002; Guilherme *et al.*, 2005; Nuñez *et al.*, 2011).

Nesse estudo foram testadas duas diferentes técnicas radiográficas para análise interna das estruturas, uma de alta potência (Wang & Boyle, 1993) e outra de potência mais baixa; ou seja, de potência semelhante à utilizada rotineiramente na clínica diária. Pode-se perceber, que a técnica que apresentou maior porcentagem de presença de porosidades radiográficas foi a técnica de alta potência, que foi preconizada por Wang & Boyle em 1993, independente do tipo de prótese testado. Para ambas as próteses, em 100% dos casos, foram obtidos resultados positivos quanto à presença de porosidades no interior das peças. Dessa maneira, confirma-se que a presença de porosidades no interior do titânio fundido é inerente ao processo

de fundição (Watanabe *et al.*, 1997; Eliopoulos *et al.*, 2004; Nuñez *et al.*, 2011, Nuñez-Pantoja *et al.* 2011B).

Avaliando-se isoladamente as próteses parciais fixas, percebe-se que a técnica de alta potência foi capaz de verificar com mais frequência essa presença de poros no interior das peças, o que corrobora com Eisenburger e Addy (2002). Contudo, isso não ocorreu quando se analisou isoladamente as próteses tipo protocolo. Possivelmente, esse resultado aconteceu devido ao fato de que as próteses tipo protocolo apresentaram-se com o diâmetro da secção transversal menor e com uma maior extensão da peça, quando comparadas às próteses parciais fixas. Isso, associado ao design curvo da peça, pode ter dificultado ainda mais o escoamento do titânio fundido por todo o molde de revestimento, visto que o interior do molde apresentou-se com mais espaço a ser preenchido, em extensão. Dessa forma, a probabilidade de ausência de preenchimento do molde foi maior para as PTP, e os poros formados no interior dessas estruturas, provavelmente, apresentaram-se com maiores diâmetros e em maior quantidade, sendo assim, mais fácil de serem observados pela técnica radiográfica convencional.

A dificuldade de escoamento no interior do molde, evidenciando maior possibilidade de formação de porosidades internas em estruturas fundidas em Titânio comercialmente puro, foi demonstrada por Nuñez e colaboradores em 2011. Para esses autores, as peças de menores diâmetros mostraram-se com maior incidência de porosidades. A explicação dada a esse fato embasou-se na teoria de que os condutos de alimentação no interior do molde de revestimento devem ser o mais livres possível de

irregularidades, e devem ter diâmetros de secção transversal o maior possível (Berg *et al.*, 1995; Nuñez *et al.*, 2011). Essa situação melhora o escoamento do metal fundido, permitindo o melhor preenchimento do molde (Berg *et al.*, 1995)

A técnica 1 mostrou-se como sendo uma técnica de pior qualidade para a finalidade da análise radiográfica, da presença de defeitos internos, nas estruturas metálicas. Isso fica claro quando se percebe que os 20% de resultados positivos para essa técnica foram verificados com dificuldade, quando foram analisadas as próteses parciais fixas. Além disso, 30% dos 90% de presença para as próteses tipo protocolo também foram vistos com alguma dificuldade. Outro resultado que confirma essa afirmação é a análise das figuras 13 e 15, quando comparadas às 12 e 14. A presença de poros é muito mais evidente nessas últimas, as quais são referentes às radiografias obtidas pela técnica 2.

Ou seja, é possível se analisar radiograficamente o interior de peças fundidas em titânio por meio da técnica empregada rotineiramente nos consultórios odontológicos. Contudo, essa análise não será, de maneira nenhuma tão criteriosa quanto à análise realizada pela técnica de alta potência (Eisenburger & Addy; 2002). Isso confirma o que foi dito por Bryant e McIntire, em 1985, que afirmaram que com voltagens abaixo de 80 kV, a qualidade das radiografias adquiridas não é tão boa, tanto para o Titânio, quanto para o Cobalto, para o Cromo e para o Molibdênio.

Contudo, diante dos resultados apresentados, o atual estudo sugere que poros de diâmetros maiores, que fragilizariam demasiadamente a estrutura metálica, possivelmente, poderão ser vistos radiograficamente pela

técnica convencional utilizada na rotina diária do cirurgião dentista, sendo assim recomendada previamente à aprovação da estrutura após a prova em cavidade bucal.

## Conclusão

---

Diante dos resultados apresentados e das limitações desse estudo, pode-se concluir que:

- a técnica que melhor evidencia a presença de poros nas análises radiográficas é a técnica de alta potência;
- As próteses que evidenciaram com mais frequência a presença de poros foram as próteses tipo protocolo;
- Na clínica odontológica diária pode-se empregar a técnica radiográfica convencional para análise da presença de defeitos maiores, os quais possivelmente fragilizariam demasiadamente a estrutura metálica.

## Referências

---

Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. J Prosthet Dent. 1995; 74:250-257.

Bryant LE, McIntire P. Attenuation coeficiente tables. In: Nondestructive Testing Handbook, (1985) Vol. 3. Radiography and Radiatin Testing, 2nd edn (eds L.E. Bryant & McIntire), p. 836. American Society of Nondestructive Testing, USA.

Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. J Prosthet Dent. 1995; 73(6):534-541.

Eisenburger M, Addy M. Radiological examination of dental castings – a review of the method and comparisons of the equipment. J Oral Rehabil. 2002; 29(7):609-14.

Eliopoulos D, Zinelis S, Papadopoulos T. Porosity of cp Ti casting with four diferente casting machines. J Prosthet Dent. 2004;92(4):377-381.

Guilherme AS, Henriques GE, Zavanelli RA, Mesquita MF. Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols. J Prosthet Dent. 2005; 93:378-385.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-53.

Nuñez JM, Takahashi Jm, Nóbilo MA, Consani RI, Mesquita MF. Radiographic inspection of porosity in Ti-6Al-4V laser-welded joints. *Braz Oral Res.* 2011 Mar-Apr;25(2):103-8. Epub 2011 Feb 25.

Nuñez JM, Takahashi Jm, Nóbilo MA, Consani RI, Mesquita MF. Radiographic inspection of porosity in pure titanium dumbbell castings. *Gerodontology.* 2011 Sep;28(3):233-7.

Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil.* 2011;38(3):196-201.

Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Mesquita MF. Fatigue performance of joints executed in pure titanium structures with several diameters. *Dent Mater J.* 2011 Nov 25. [Epub ahead of print]

Okabe T, Hero H. The use of titanium in dentistry. *Cells and Materials.* 1995;5:211-230.

Pantoja JM, Farina AP, Vaz LG, Consani RL, Nobilo MA, Mesquita MF. Fatigue strength: effect of welding type and joint design executes in Ti-6Al-4V structures. Gerodontology. 2012 Jun;29(2):e1005-10. Epub 2011.

Rubo JH, Souza EA. Finite elemento analysis of stress in boné adjacente to dental implants. J Oral Implantol. 2008; 34(5):248-55.

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. Dent Mater 1989;5(1):45-50.

Takayama Y, Nomoto R, Nakajima H, Ohkubo C. Effects of argon gas flow rate on laser-welding. Dent Mater J. 2012;31(2):316-26.

Wang RR, Boyle AM. A simple method for inspection of porosity in titanium castings. J Prosthet Dent. 1993 Sep;70(3):275-6.

Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int. 1996; 27(6):401-408.

Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. J Dent Res. 1997; 76:773-779.

Zavanelli RA, Guilherme AS, Pessanha-Henriques GE, Nobilo MAA, Mesquita MF. Corrosion fatigue of laser-repaired commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy under diferente test environments. J Oral Rehabil. 2004; 31:1029-1034.

Zavanelli RA, Pessanha-Henriques GE, Ferreira I, Rollo JMA. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in diferente storage environments. J Prosthet Dent. 2000; 84:274-279.