



Avaliação da rugosidade superficial de ligas Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo utilizadas como infra-estruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes e submetidas a polimento convencional e eletrolítico.

Marizane de Souza Botelho¹; Adérico Santana Guilherme²
marizanebo@hotmail.com; adericguilherme@superig.com.br

Palavras chaves: rugosidade superficial; prótese fixa sobre implantes; ligas metálicas.

Revisado e corrigido pelo orientador.

¹ Orientanda: Acadêmica da Faculdade de Odontologia da UFG (autora)

² Orientador: Prof. Dr. Adjunto Nível IV do Departamento de Prevenção e Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás.

Introdução

A utilização de ligas metálicas na odontologia é um advento bastante comum, que teve início nas primeiras décadas do século XX. Esses materiais metálicos tornaram-se disponíveis para utilização em procedimentos odontológicos graças ao desenvolvimento de um método que forçava porções de metal liquefeito para o interior de moldes refratários obtidos a partir de esculturas em cera, caracterizando a técnica da cera perdida (TAGGART, 1907). Essa técnica tornou possível a utilização de metais para confecção de coroas protéticas, estruturas de prótese parcial removível e trabalhos como infra-estruturas de próteses sobre implantes.

Dos metais utilizados atualmente, as ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo se tornaram populares devido a características como peso, resistência e custo. Essas ligas têm substituído cada vez mais o uso de ligas a base de ouro devido a melhores propriedades mecânicas. As propriedades físico-químicas primárias de ligas de metais comuns incluem uma densidade menor do que ligas de ouro, uma característica particularmente útil na fabricação de próteses extensas, e um módulo de elasticidade que é quase o dobro de ligas de ouro com a vantagem de manter a rigidez. Assim, a composição das ligas utilizadas na confecção de uma prótese torna-se um aspecto relevante, especialmente no que diz respeito às propriedades físicas, químicas e mecânicas, já que pequenas alterações na concentração relativa dos elementos componentes podem produzir um desequilíbrio nessas propriedades, tornando estas ligas impróprias para a sua finalidade.

As ligas de metais básicos podem sofrer alterações superficiais quando expostas ao meio intrabucal, já que este meio predispõe condições ambientais, como potencial hidrogeniônico, a umidade incessante e exposição a produtos químicos provenientes da dieta. Segundo Shell (1937) e Youssef (1989), fatores ambientais da cavidade bucal, agindo sobre a superfície dos metais, contribuem para o aparecimento da corrosão. Esses fatores ambientais, agindo em conjunto, podem desencadear alterações na superfície dessa ligas, como surgimento de corrosão, e levar ao insucesso da prótese.

A rugosidade superficial parece ser a propriedade dos materiais restauradores que desempenha maior influência no processo de formação do biofilme dentário. Quirynen *et al* (1995), afirmam que nas superfícies rugosas e irregulares o biofilme forma-se em maior quantidade e apresenta maturação mais rápida quando comparado as superfícies lisas.

Numa revisão da literatura, Quirynen (1994), concluiu que a redução da rugosidade da superfície resulta num drástico retardamento da formação e maturação da placa. Embora a rugosidade e energia de superfície atuem conjuntamente, a influência da rugosidade é

dominante. A importância de ambos os parâmetros justificam a necessidade de superfícies lisas, prevenindo a formação de placa e ocorrência de inflamação gengival.

Em princípio a rugosidade é uma alteração que se instalam na superfície do material sendo responsáveis por falhas mecânicas da estrutura metálica e conseqüentemente da prótese. Dentre essas falhas, a fadiga, segundo Souza (1974), Dieter, (1981) e Guilherme *et al* (2005), é um fenômeno se que inicia na superfície do material, sendo responsável por 90% dos defeitos mecânicas de estruturas metálicas em serviço, estando intimamente relacionada à presença de heterogeneidades superficiais, que tendem a agir como nucleadores de iniciação de trincas.

Segundo Ferreira *et al* (1998) e Guilherme *et al* (2005), o fenômeno da corrosão e o nível de rugosidade dos metais podem ser minimizados com o devido e correto polimento da sua superfície, e de modo geral, quanto pior o acabamento superficial, maior possibilidade de precipitar o fenômeno da corrosão, já que estão diretamente relacionados.

Assim a corrosão, como conseqüência do ataque da superfície metálica, se torna um aspecto importante a ser analisado, já que pode afetar diretamente o sucesso ou insucesso de uma prótese.

Considerando a rugosidade superficial um fator iminente em estruturas de próteses sobre implantes o qual é motivado pela ação dos fatores ambientais da cavidade bucal, pela qualidade da sua superfície, e ainda, agravada pelas falhas dos procedimentos técnicos laboratoriais, desta forma, é importante a compreensão de informações a respeito da variável rugosidade de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes.

Além disso, compreender as etapas de acabamento e o polimento é de fundamental importância neste estudo, principalmente no que se refere à relação dessas etapas na rugosidade, pois uma superfície irregular, além de desconfortável para o paciente, pode contribuir para irregularidades que podem funcionar como iniciadoras de trincas desencadeando ao insucesso de uma prótese.

Objetivos

O objetivo desse estudo foi avaliar a rugosidade superficial e os locais afetados por essas alterações, de estruturas metálicas de níquel-cromo e cobalto-cromo de próteses fixa sobre implantes e conhecer a rugosidade superficial sobre a influência dos processos de acabamento e polimento.

Metodologia

Para avaliar os níveis de rugosidades das infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes, foi necessário, inicialmente, o emprego de 24 (vinte quatro) pilares intermediários pré-fabricados tipo Micro-Unit (Titaniumfix – Sistema de Implante[®] São Paulo - SP). Em seguida, foram confeccionadas 12 (doze) amostras (infra-estruturas metálicas) fundidas em duas ligas diferentes: Níquel-Cromo (Ni-Cr) e Cobalto-Cromo (Co-Cr) a partir de modelo-mestre, sendo 06 (seis) amostras para cada material. As doze amostras foram divididas em dois grupos: G1- fundidas em ligas de Níquel-Cromo e G2 – fundidas em ligas de Cobalto-Cromo.

I - Delineamento experimental e confecção do corpo de prova (matriz)

Para a confecção da matriz e corpo de prova foi colocado, inicialmente, uma placa de vidro na mesa do delineador, de tal forma que a placa tivesse disposição paralela ao solo. Foram fixados dois análogos do sistema Micro-Unit (Titaniumfix – Sistema de Implante[®] São Paulo - SP) na placa de vidro com cola Super Bond com auxílio da haste móvel do delineador para garantir o paralelismo entre os análogos. A distância entre os dois análogos foi de 10 mm. Realizou-se, então a união dos dois análogos com resina acrílica auto-polimerizável (Pattern Bright da Kota/Br). Para compensar a contração de polimerização da resina acrílica foi feito a união em um análogo e depois no outro. Os análogos foram separados da placa de vidro. Foi manipulado gesso Durone tipo IV, (Dentsply-USA), na proporção recomendada pelo fabricante e colocada em uma pequena caixa de vidro. Os análogos foram mergulhados no gesso respeitando uma distância de 1 mm do modelo ao pilar Micro-Unit (Figura 1). Após a presa do gesso, o transferente foi separado do análogo e ficou suspenso no delineador, e os dois análogos ficaram fixados no gesso (Figura 2).

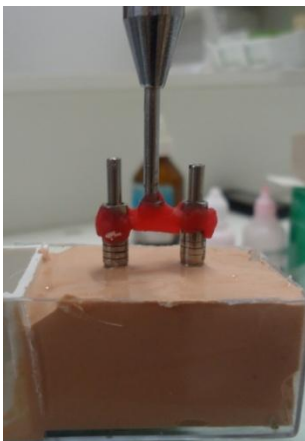


Figura 1. Análogos posicionados no gesso com auxílio do delineador.



Figura 2. Matriz com os análogos do implante.

O próximo passo foi a fixação dos pilares Micro-Unit nos dois análogos com auxílio de uma chave de boca do kit protético (Neodent – PR/Br). A seguir foram fixadas duas luvas plásticas calcináveis, para confecção do primeiro padrão de cera, relacionadas a dois pilares pré-fabricados (Micro-Unit - Titaniumfix – Sistema de Implante® São Paulo - SP) dos implantes. As duas luvas calcináveis foram unidas com resina acrílica auto-polimerizável (Pattern Bright da Kota – SP/Br) da mesma forma que foi feita a união dos análogos. Após a união das luvas calcináveis foi feito a escultura dos *coppings* com a mesma resina acrílica auto-polimerizável. As luvas calcináveis foram retiradas dos minipilares para a realização do acabamento dos *coppings*. O acabamento foi feito com auxílio da broca minicut e pontas diamantadas (Sorensen – SP/BR) associada a ponta reta do micro-motor. As luvas foram novamente fixadas nos minipilares e o elemento de união das luvas foi cortado, com disco diamantado bifásico (Sorensen – SP/BR), para eliminar a tensão da contração da resina. Foi feito, então, a união do elemento cortado, a escultura do pântico com resina acrílica e o acabamento com minicut e pontas diamantadas (Sorensen – SP/BR) (Figura 3).



Figura 3. Escultura da infraestrutura em resina acrílica auto-polimerizável Pattern Bright da Kota

II - Confecção das amostras

A etapa seguinte foi a duplicação da matriz para obtenção das 12 amostras. O parafuso que une a luva calcinável ao minipilar foi retirado e a luva foi fixada com o parafuso do transferente. Foi manipulado silicone Zetalabor com o catalizador Indurent Gel (Zermark – Itália) na proporção recomendada pelo fabricante e a silicone, foi colocada sobre todo o modelo cobrindo o parafuso do transferente. Após a presa da silicone, foi retirado o parafuso do transferente, e a silicone foi removida do modelo. Assim a luva ficou aderida na silicone e o minipilar e análogo no gesso. Outro análogo foi fixado na luva que estava presa a silicone, com auxílio do parafuso do transferente. Vazou-se, então, com gesso tipo IV (Marca-estado e país) o molde de silicone para duplicação da matriz. Após a presa do gesso a silicone foi

retirada e foi obtida a matriz duplicada com o análogo. Dessa forma foram obtidas 12 matrizes duplicadas. Após a obtenção das matrizes, os outros padrões de cera foram confeccionados da mesma forma que o primeiro padrão. Os padrões de cera representativos das próteses foram padronizados, compreendendo em uma distância de 10 mm de comprimento e distanciando da crista do rebordo a uma distância aproximada de 1 mm.

Após obtenção das matrizes foi feita a inclusão. Para a inclusão foram feitos os canais de alimentação com *sprue* (cera Babinete de 2 e 6mm) (Figura 4). O padrão de cera foi, então, retirado da matriz e fixado, através do canal de alimentação, na base do anel de silicona. Foi aplicado um líquido anti-bolhas em todo o padrão de cera com o objetivo de quebrar a tensão de contato do revestimento com o padrão. O anel de silicone foi fixado a sua base. O próximo passo foi a manipulação do revestimento (Net WT 1700). Foram utilizados 90 gramas de revestimento com 18 ml de líquido e 4 ml de água. Após a manipulação colocou-se o revestimento no anel de silicone e aguardou-se 20 minutos para a presa do material. O bloco de revestimento foi retirado do anel de silicone e levado ao forno com temperatura inicial de 850°C. A temperatura foi, então, elevada a 950°C por 20 minutos e depois volta à temperatura de 850°C. O bloco de revestimento foi retirado do forno.

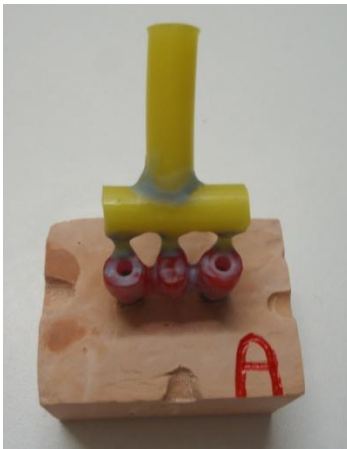


Figura 4. Canais de alimentação com *sprue* fixados ao padrão de cera.

A próxima etapa foi a fundição. A liga metálica utilizada nessa etapa foi a Fit Cast Titanium/German. Do total de amostra, 6 foram de NiCr e as outras 6 de CoCr. A liga foi colocada na base formadora de cadinho e fundida com auxílio de um maçarico com gás butano e oxigênio. A temperatura de fundição atingida foi de 1337°C. Após a fundição da liga, o bloco de revestimento foi colocado na centrífuga e esta foi girada para haver a inclusão do metal fundido no bloco. Após a inclusão, o anel de revestimento foi retirado, aguardou-se

o resfriamento natural e foi feita a desinclusão através da fragmentação do bloco. Dessa forma foram obtidas 12 amostras após este processo (Figura 5).



Figura 5. Padrões metálicos obtidos após desinclusão.

III - Acabamento e polimento das amostras

Após a desinclusão e limpeza, os condutos laterais foram removidos com disco *cut-off* e as amostras individualizadas com disco de óxido de alumínio (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha).

Foram utilizadas pedras montadas adaptadas a motor de baixa rotação para a eliminação de excessos grosseiros localizados na superfície das amostras. Em seguida foi feito o acabamento com pedras de dióxido de alumínio (granulações média e fina), ponta de silicone diamantado (granulações média e fina), e ponta de borracha verde.

Após o acabamento, todas as amostras foram polidas em toda extensão, utilizando-se inicialmente discos de borracha na seqüência de cores marrom e azul respectivamente (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha) montados em mandril e adaptados a motor de baixa rotação, consumindo em média três minutos para cada amostra (Figura 6).



Figura 6. Aspecto da infraestrutura metálica após acabamento e polimento.

IV- Leitura da rugosidade superficial

Os valores de rugosidade superficial das infraestruturas metálicas foram obtidos por um rugosímetro digital (SurfCorder SE 1700 – Kosaka Laboratory Ltd – Tóquio – Japão). Para a leitura foi empregada uma morsa para permitir o posicionamento da ponta sensora perpendicular a superfície da amostra. Foram realizadas três leituras para cada face (vestibular, lingual, mesial e distal) paralelamente ao longo eixo da amostra para obtenção de uma média. O equipamento foi configurado para filtro Gaus (cut-off 0,8), comprimento de leitura de 2,4 μ m e percurso total de leitura de 3,1 μ m.

Resultados

O cálculo estatístico da rugosidade superficial das amostras de infra-estruturas metálicas foi feito considerando uma unidade experimental como sendo a média dos três valores de rugosidade – Ra (em μ m) para cada superfície analisada.

Os resultados do teste U Mann Whitney, mostram a comparação dos níveis de rugosidade superficial (Ra em μ m) das próteses fixas implanto-suportadas comparando as quatro faces diametralmente opostas (mesial, distal, vestibular, lingual) de ambos os grupos dentro das mesmas amostras (Tabela 1 e 2), estando representados nas colunas do Gráfico 1, 2 e 3. Os grupos foram divididos em G1- fundidas em ligas de Níquel-Cromo e G2 – fundidas em ligas de Cobalto-Cromo. Conclui-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as ligas empregadas no presente experimento.

Tabela 1. Resultado da avaliação da rugosidade superficial (Ra em μ m) de dois dos grupos testados.

Grupo	Superfície				Superfície			
	distal	pilar 1	pontico	pilar 2	mesial	pilar 1	pontico	pilar 2
1	0,304	0,163	0,065	1,176	0,109	0,555	0,171	0,569
1	0,354	0,192	0,074	1,184	0,129	0,644	0,16	0,473
1	0,357	0,139	0,075	1,217	0,125	0,662	0,187	0,537
2	0,264	0,448	0,486	0,313	0,587	0,5	0,535	0,416
2	0,367	0,403	0,423	0,344	0,503	0,253	0,558	0,366

2 0,371 0,541 0,382 0,282 0,498 0,29 0,562 0,9369

Tabela 2 – Média, Mediana e Desvio Padrão da rugosidade superficial registrada nas estruturas em fundidas em cada tipo de liga.

Superfície / Liga	Média	Desvio Padrão	Mediana	P
Distal				
Níquel-Cromo	0,338	0,030	0,354	
Cobalto-Cromo	0,334	0,061	0,367	0,5127
Vestibular Pilar 1				
Níquel-Cromo	0,165	0,027	0,163	
Cobalto-Cromo	0,464	0,070	0,448	0,0495
Vestibular Pontico				
Níquel-Cromo	0,071	0,006	0,074	
Cobalto-Cromo	0,430	0,052	0,423	0,0495
Vestibular Pilar 2				
Níquel-Cromo	1,192	0,022	1,184	
Cobalto-Cromo	0,313	0,031	0,313	0,0495
Mesial				
Níquel-Cromo	0,121	0,011	0,125	
Cobalto-Cromo	0,529	0,050	0,503	0,0495
Lingual Pilar 1				
Níquel-Cromo	0,620	0,057	0,644	
Cobalto-Cromo	0,348	0,133	0,290	0,0495
Lingual Pontico				
Níquel-Cromo	0,173	0,014	0,171	
Cobalto-Cromo	0,552	0,015	0,558	0,0495
Lingual Pilar 2				
Níquel-Cromo	0,526	0,049	0,537	
Cobalto-Cromo	0,573	0,316	0,416	0,5127

Teste: U Mann-Whitney

Gráfico 1 - Média da Rugosidade registrada nas Superfícies Distal e Mesial fundidas em cada tipo de liga.

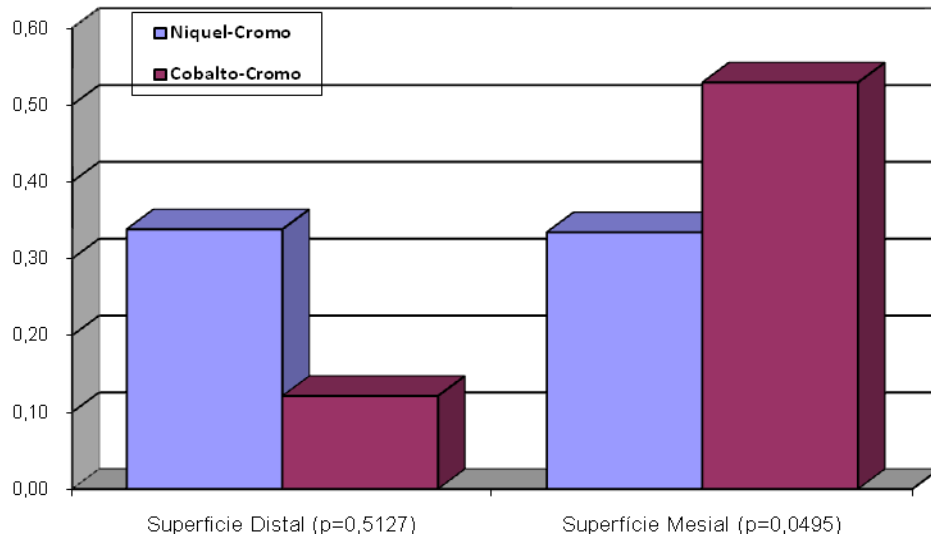


Gráfico 2 - Média da Rugosidade registrada na Superfícies Vestibular fundidas em cada tipo de liga.

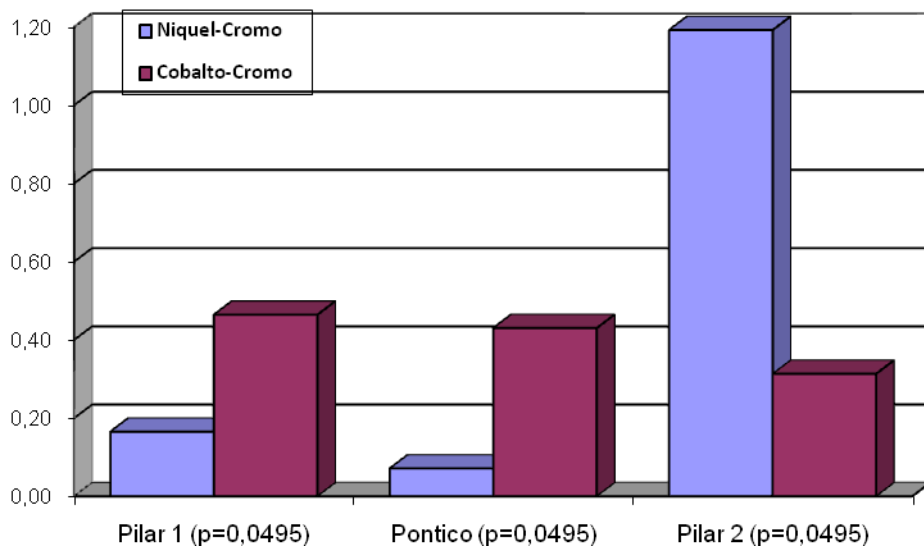
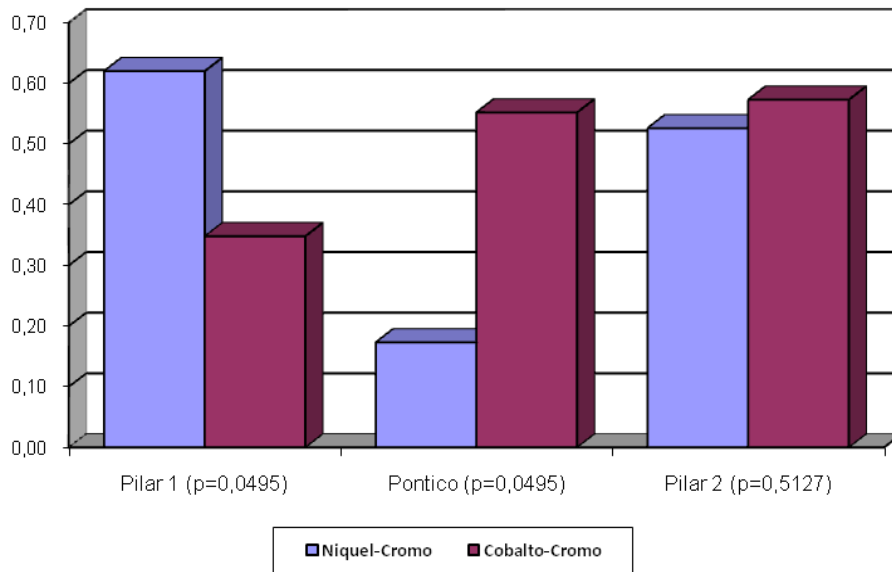


Gráfico 3 - Média da Rugosidade registrada na Superfície Lingual fundidas em cada tipo de liga.



Discussão

O estudo de rugosidade superficial de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes é escasso na literatura. A maioria dos estudos descritos analisa a rugosidade superficial das ligas odontológicas em aparelhos protéticos diversos, incluindo as próteses sobre implantes, porém de um modo mais geral.

Nesse contexto, o presente estudo demonstrou que a rugosidade superficial foi encontrada em todos os dois grupos testados (ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo) com diferentes valores para diversas superfícies analisadas, porém sem diferenças estatisticamente significativas. Os valores encontrados são compatíveis com outros estudos da literatura.

Em consonância com o presente trabalho Henriques (2000), estudou comparativa e longitudinalmente a deformação plástica de grampos e a rugosidade superficial de infra-estruturas confeccionadas em titânio comercialmente puro e liga de titânio alumínio vanádio após período de seis e doze meses de uso, relacionando estes resultados com estruturas fundidas em liga à base de cobalto cromo molibdênio. Os resultados da rugosidade superficial em estruturas de titânio comercialmente puro e liga de titânio alumínio vanádio indicaram menor rugosidade na medida em que o tempo de avaliação prolongava-se, registrando valores iniciais entre 0,32 a 0,37 μ m e após o uso, entre 0,23 e 0,26 μ m. Os dados desse estudo, referentes a rugosidade, são compatíveis com os valores encontrados na presente pesquisa. Assim, nossos achados vêm a acrescentar a esses dados previamente descritos na literatura.

De modo similar aos resultados encontrados neste trabalho, Bezzon *et al* (2004), avaliou a superfície rugosa de duas ligas de metal (Níquel-Cromo, Cobalto-Cromo), submetidas a diferentes técnicas de fundição, para determinar a influência desta rugosidade e a perda de massa após polimento comparado as fundições das ligas de Titânio. Foram 40 amostras em padrões de cera fundidos com chama de acetileno-oxigênio, à vácuo em ligas de metais Co-Cr, Ni-Cr, enquanto que o Titânio teve a fundição por arco elétrico pelo gás atmosférico de argônio. Este estudo concluiu que a fundição a vácuo forneceu significativamente superfícies mais lisas quando comparadas com fundições por chama; a fundição a vácuo, de ligas a base de metal fornece espécimes com superfícies menos lisas e não foram significativamente diferentes as ligas de Titânio comercialmente puro; não houve diferenças significantes na perda da massa, após polimento dos espécimes testados.

Outro aspecto analisado nesse estudo é a influência do acabamento e polimento na rugosidade superficial. Os resultados obtidos são semelhantes a outros achados na literatura, o que sugere que os procedimentos de acabamento e polimento são de fundamental importância em quaisquer que sejam os trabalhos restauradores, e, portanto devem ser realizados com devida cautela. Uma superfície rugosa e irregular não é somente desconfortável, mas permite o aprisionamento de alimentos e acúmulo de placa bacteriana (PHILLIPPS, 1993).

Dessa forma, considerando a importância da rugosidade superficial de infra-estruturas metálicas no acúmulo de placa bacteriana e no sucesso ou fracasso de uma prótese, o presente trabalho torna-se de grande relevância ao adicionar conhecimentos à literatura científica. Acreditamos ainda que estudos nessa linha de investigação devam continuar a serem realizados, para que assim, um melhor entendimento da rugosidade superficial possa propiciar meios de conhecimento seguro sobre a sua relação com o prognóstico de uma estrutura protética.

Conclusões

Os dados do nosso estudo sugerem que:

- 1) Os valores encontrados na leitura da rugosidade superficial das amostras são compatíveis com outros estudos descritos na literatura;
- 2) Não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de rugosidade das quatro faces diametralmente opostas (mesial, distal, vestibular, lingual) de ambos os grupos analisados.

Referências Bibliográficas

BEZZON, O.L.; PEDRAZZI, H.; ZANIQUELLI, O.; DA SILVA, T.B. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: a comparative study with titanium. *J Prosthet Dent*, v.92, n°3, p. 274-7, Sep. 2004.

DIETER, G.E. *Metalurgia mecânica*. 2.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1981. Cap.12, p.345-384.

FERREIRA, I.; COSTA, N.G.; TOKIMATSU, R.C. Biomateriais : fadiga dos metais. [s.l. : s.n.], p.32-34. 1998.

GUILHERME, A. S.; HENRIQUES, G. E. P.; ZAVANELLI, R. A.; MESQUITA, M. F. Surface roughness and fatigue performance of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy after different polishing protocols. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v. 93, n. 4, p. 378-385, Jan. 2005.

HENRIQUES, G.E.P. Desempenho clínico de infra-estruturas de próteses removíveis em titânio c.p. e ligas de Ti-6Al-4V e Co-Cr-Mo: a deformação plástica de grampos e rugosidade superficial. Piracicaba, 2000. 146p. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual de Campinas.

PHILLIPPS, R.W. *Skinner materiais dentários*. 9.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1993. Cap.20, p.208-222.

QUIRYNEN, M.; BOLLEN, C.M.L. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra and subgingival plaque formation in man . A review of literature. *J Clin Periodontol*, v.22, p. 1-14. 1995.

QUIRYNEN, M. The clinical meaning of the surface roughness and the surface free energy of intra-oral hard substrata on the microbiology of the supra and subgingival plaque: results of in vitro and in vivo experiments. *J Dent Res*, v.22, n.1, p.13-16, Oct. 1994.

SOUZA, S.A. *Ensaio mecânicos de materiais metálicos*. 4.ed. São Paulo: E. Blücher, 1974. Cap.8, p.130-156.

SHELL, J.S. Obey the law of metals: chemical and electrochemical reaction of alloys. *Dent Survey*, Minneapolis, v.13, p.1409-14, 1937.

TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlay. *Dent Cosmos*, Philadelphia, v.49, p.1117-1119, 1907.

YOUSSEF, M.N. Estudo da rugosidade superficial de ligas de cobre-alumínio polidas eletrolítica e mecanicamente e armazenadas em saliva artificial. São Paulo, 1989. 65p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.