

Avaliação da influência do polimento sobre a rugosidade superficial de infra-estrutura metálicas de ligas Níquel-Cromo (Ni-Cr) e Cobalto-Cromo (Co-Cr) de próteses fixas sobre implantes.

PIBIC/2010-2011

Thaissa Mendonça Rosa¹, Adérico Santana Guilherme²

Universidade Federal de Goiás - Faculdade de Odontologia
thaissa__rosa@hotmail.com, adericguilherme@superig.com.br

Palavras-chave: prótese sobre implante; ligas metálicas; materiais dentários.

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.

1. INTRODUÇÃO

Atualmente tem-se enfatizado a utilização de ligas alternativas nas confecções de próteses, especialmente as sobre implantes. Esta atenção despertada por parte dos pesquisadores ocorre por vários fatores: suas propriedades físicas, químicas e mecânicas satisfatórias e ao baixo custo. Somadas a estes fatores, destacam-se, ainda, a biocompatibilidade para com os tecidos, as propriedades singulares como baixo peso específico, facilidade de acabamento e alta relação resistência/peso.

RUSSEL *et al.*, em 1993, chamaram a atenção para o fato de que os dispositivos para a higiene bucal podiam danificar a lisura superficial de “abutments” e estruturas em titânio. Salientaram que superfícies lisas podiam reduzir a adesão de bactérias. Citaram que, com o aumento da utilização do titânio na Odontologia, os métodos de manutenção das estruturas e a seqüência de polimento eram especialmente relevantes. Foi demonstrado que alguns tipos convencionais de protocolos de polimentos utilizados em Odontologia não forneciam superfícies adequadas ao titânio e que podia acontecer a contaminação superficial por alguns tipos de discos de borracha, se a limpeza com ultra-som não fosse eficaz. Esta contaminação parecia estar associada à tendência do metal em se deformar.

As superfícies metálicas podem reagir com os elementos não metálicos do meio bucal, sofrendo alterações químicas e produzindo compostos denominados produtos da corrosão (PHILLIPPS, 1984). Os detritos alimentares que se acumulam na superfície de dentes e restaurações aceleram o processo de corrosão entre os produtos e as ligas. Logo, é de suma importância, quando da utilização de materiais metálicos no meio bucal, que estes resistam à ação corrosiva dos componentes da saliva, alimentos alcalinos ou ácidos, variações de pH e temperatura.

O propósito de uma revisão de literatura feita por QUIRYNEN & BOLLEN, em 1995, foi avaliar a influência da rugosidade superficial e da energia livre da superfície no processo de adesão bacteriana. Embora estas variáveis se relacionassem entre si, a influência da rugosidade superficial superava a da energia da superfície. Para o meio subgingival, onde a sobrevivência bacteriana era mais fácil, a importância da rugosidade superficial reduzia-se drasticamente. Na placa supragengival, a presença de superfícies mais polidas minimizavam a formação de placa e reduziam a ocorrência de cáries e periodontite.

Superfícies rugosas de armações metálicas podem conduzir a dificuldades nos procedimentos de acabamento e polimento levando ao enfraquecimento das estruturas. A proposta do estudo de BEZZON *et al.*, em 2004 foi de avaliar a superfície rugosa de duas ligas de metal (Ni-Cr, Co-Cr), submetidas a diferentes técnicas de fundição, para determinar a

influência desta rugosidade e a perda de massa após polimento comparado às fundições das ligas de Ti. 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 às ligas de Ti-c.p; não houve diferenças significantes na perda da massa, após polimento dos espécimes testados.

GUILHERME *et al.*, em 2005, avaliaram e compararam a superfície rugosa do Ti-c.p. e da liga de Ti-6Al-4V submetido a um polimento convencional e eletrolítico correlacionando os resultados com o teste de força de corrosão por fadiga, testando o desempenho em saliva artificial fluoretada. Os espécimes foram testados em temperatura ambiente para avaliar a eficácia a corrosão à fadiga no teste piloto. Para estruturas de titânio com polimento eletrolítico causam baixos valores significantes mais do que o polimento convencional ($p < .05$); apesar do protocolo de polimento a superfície rugosa da liga de Ti-6Al 4V foi significativamente menor em meio ambiente fluoretado ($p < .05$); a fadiga do Ti-c.p. teve apresentação significativa menor em meio ambiente fluoretado ($p < .05$), enquanto este meio ambiente teve influência na fadiga da liga de Ti-6Al4V, não teve correlação entre a superfície rugosa e o desempenho da fadiga.

Segundo FERREIRA *et al.*, 1998; GUILHERME, 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.

Em 1972, Dinelli *et al*, ao estudarem o galvanismo e a corrosão, apontaram o polimento como o método mais eficaz para a diminuição dos processos supracitados em ligas metálicas no meio bucal.

Quanto ao comportamento das ligas contendo níquel e cromo, tem-se que as ligas contendo níquel puro oxidam menos rapidamente do que as ligas de níquel-cromo (BARAN, 1983).

Nagai (1969), ao estudar a corrosão de ligas contendo cobre, verificou que essas sofriam uma perda de peso quando em ambiente bucal e que essa perda era maior quando as mesmas eram imersas em saliva artificial. Concluiu, então, que a saliva humana possui alguma capacidade de inibir a corrosão e oxidação de ligas metálicas, fato não verificado na saliva artificial.

Ma et al (2007) investigaram o comportamento dos processos corrosivos em três tipos de ligas metálicas odontológicas – Co-Cr, Ni-Cr e Ti – por meio da mensuração de sua

rugosidade superficial após imersão em saliva artificial. Os autores concluíram que o Ti apresentou-se estável tanto quando imerso em saliva cujo pH era neutro, quanto em pH ácido; a resistência a corrosão das ligas de Co-Cr e Ni-Cr foi superior em saliva com pH neutro do que em meio ácido. A resistência à corrosão das três ligas foi a seguinte: Titânio > liga de Co-Cr > liga de Ni-Cr.

Ben-Ur *et al* (1986) e Guilherme *et al.* (2005) descreveram as causas clínicas e laboratoriais de fraturas de infra-estruturas de próteses à base de Co-Cr-Mo. Os autores revelaram que fratura das próteses está relacionada as propriedades mecânicas da liga; à deficiência na execução da fase laboratorial; ao desenho inadequado da infra-estrutura; aos procedimentos inadequados executados pelo dentista; à falta de cuidado ou abuso do paciente; à fadiga do metal. No que se diz respeito às causas de fraturas provenientes das propriedades mecânicas da liga, os autores citaram o aumento da friabilidade causada pelo manganês e silício utilizados como desoxidantes, o aumento no conteúdo de carbono causado pela fonte de calor utilizada e a diminuição da ductilidade devido ao aumento do conteúdo de carbono. Quanto às causas relacionadas com a deficiência de execução laboratorial, tem-se que a porosidade causada por inclusão de gás oriundo do maçarico ou por contração de fundição em áreas espessas da infra-estrutura pela insuficiência de metal, reduz as propriedades mecânicas, induzindo a fraturas. Ângulos agudos na infra-estrutura e torções e tratamento térmico resultantes de acabamento e polimento, também foram citados como causas de fraturas. Outras causas, como dimensões inadequadas dos grampos (relação largura/espessura de 2mm), ajustes realizados mecanicamente pelo profissional e falta de cuidado por parte do paciente em colocar e remover a prótese também seriam responsáveis pelas fraturas.

Numa revisão da literatura, QUIRYNEN, em 1993, atestou que bactérias somente sobrevivem se ficarem aderidas a superfícies duras, como dentes, materiais restauradores, implantes dentais ou próteses. A redução da rugosidade da superfície promove o 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 justifica a necessidade de superfícies lisas, prevenindo a formação de placa e ocorrência de inflamação gengival.

É sabido que armações metálicas que apresentam superfícies rugosas são passíveis de dificuldades nos procedimentos de acabamento e polimento, fato que leva ao enfraquecimento de tais estruturas. Os procedimentos de acabamento de ligas odontológicas podem influenciar o seu comportamento eletroquímico, fato muito utilizado na avaliação da resistência à corrosão dessas ligas.

Kaneko *et al* (2000) estudaram a influência do acabamento nas propriedades eletroquímicas de ligas odontológicas por meio da avaliação da resistência de polarização e do perfil de potencial de polarização dinâmico de ligas metálicas nobres (liga de Au tipo IV e liga de Prata-Paládio) e de ligas metálicas básicas/ alternativas (Ni-Cr, Co-Cr e CP-Ti). Foram realizados três tipos de processos de acabamento: acabamento espelhado com partículas de alumina de 0.05 micrômetros, polimento com lixas abrasivas #600 e jateamento de areia. Após o acabamento, as ligas foram imersas em solução de 0.9% de NaCl. A resistência à corrosão foi aumentada quando da utilização dos seguintes passos no acabamento das ligas: jateamento com areia, lixa abrasiva #600 e acabamento espelhado. O potencial de corrosão variou de acordo com o tipo de acabamento. A influência do acabamento na resistência a corrosão nas ligas de metais nobres foi menor do que nas ligas metálicas básicas/ alternativas.

Aydin (1991) avaliou o efeito das técnicas de acabamento e polimento na rugosidade superficial de ligas de Cr-Co, por meio de perfil stylus de instrumentação e com microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostram que os procedimentos de acabamento e polimento devem ser realizados em uma seqüência lógica e sistemática, e que os melhores resultados se deram quando do uso seqüencial e progressivo dos seguintes materiais: pedra, jateamento rígido, disco abrasivo médio, segundo jateamento, eletropolimento, borracha abrasiva grossa, disco de feltro grosso com pedra-pomes, disco de feltro e escova macia com pasta de polimento.

Baciu e Forna (2010) examinaram a influência dos processos mecânicos e eletrolíticos de acabamento de restaurações confeccionadas em seis tipos de ligas metálicas não nobres, levando em consideração os seguintes tipos de acabamento: acabamento mecânico com borracha abrasiva; acabamento mecânico com disco de algodão e pasta abrasiva e acabamento eletrolítico. Os achados apontam o acabamento e polimento com borracha abrasiva como sendo o mais recomendado para as restaurações feitas com ligas de Co-Cr-Mo, já o polimento e acabamento com disco de algodão e pasta abrasiva são mais indicados para as ligas de Ni-Cr.

Os procedimentos de acabamento e polimento são considerados de capital importância e quaisquer que sejam os trabalhos restauradores, devem ser perfeitamente polidos. Uma superfície rugosa e irregular não é somente desconfortável, mas permite o aprisionamento de alimentos e acúmulo de placa bacteriana (PHILLIPPS, 1993).

2. OBJETIVO

Avaliar a influência dos processos de polimento sobre a rugosidade superficial das próteses sobre implantes.

3. METODOLOGIA

Delineamento Experimental:

Para avaliar os níveis de rugosidades das infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes, foi necessário inicialmente o emprego de 24 (vinte e 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), com dois pilares em cada, 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. Para esta etapa, foram confeccionados padrões de ceras representativos das amostras, e em cada padrão, foram utilizados dois pilares pré-fabricados totalizando 12 (doze) padrões. Após o processo de fundição foram obtidas as 12 (doze) amostras - já associadas aos pilares pré-fabricados. Na avaliação dos níveis das rugosidades foi assentada cada estrutura ao modelo-mestre e a leitura obtida por um rugosímetro posicionado paralelamente ao longo eixo da amostra. A leitura foi feita em número de três para obtenção de uma média (Fig. 1).

Confeção das Amostras:

Para avaliar a influência dos processos de polimento sobre a rugosidade superficial das próteses sobre implantes foi necessário confeccionar uma matriz para posteriormente obter as 12 amostras.

Para a confecção da matriz, inicialmente foi colocada uma placa de vidro na mesa do delineador, de tal forma que a placa tivesse disposição paralela ao solo. Dois análogos do implante da Titanium Fix foram colocados na placa de vidro paralelos entre si, com uma distância de 10mm, com cola Super Bond com auxílio da haste móvel do delineador para garantir o paralelismo entre os análogos. Foram colocados os transferentes e os uniu com uma barra já polimerizada de Resina Acrílica Auto-polimerizável (resina: Pattern Bright – Kota, monômero: Dencrilon - Dencril), colocando essa barra em uma ponta calibradora no delineador e acrescentando resina acrílica para ligá-los, sendo feito a união em um análogo e depois no outro tentando compensar a contração da resina. Os análogos foram separados da placa de vidro.

Para a confecção da base de gesso foi feito uma caixa de acrílico e manipulou-se 33,5g de gesso especial (Durone tipo IV micro-granulado – Dentsply) para 8,5mL de água. Os

análogos foram introduzidos no gesso com o auxílio do delineador respeitando uma distância de 1 mm do modelo ao mini-pilar. Após a presa do gesso desincluiu-o do molde e separou-se os análogos dos transferente, que ficaram suspensos no delineador, deixando apenas os análogos no gesso. Parafusou-se os mini-pilares no análogo com a chave do mini-pilar e fixou-se duas luvas plásticas calcináveis (Titanium Fix), as quais foram unidas com resina acrílica auto-polimerizável (Pattern Bright da Kota) da mesma forma que foi feita a união dos análogos.

Após a união das luvas foi feita a escultura dos copings com resina acrílica auto-polimerizável (Pattern Bright da Kota) e depois o acabamento com ponta diamantada e minicut com o micro-motor e a peça-reta. As luvas foram retiradas dos mini-pilares para a realização do acabamento dos copings. As luvas são novamente fixadas nos mini-pilares Seccionou a barra de resina acrílica ao meio com um disco diamantado e preencheu com resina acrílica novamente, para eliminar as tensões geradas pela contração da resina. Esculpiu-se o pântico com resina acrílica e, após a polimerização da mesma e acabamento com minicut e pontas diamantadas, foi feito o processo de duplicação da matriz.

Para duplicar a matriz, retirou-se o parafuso de fixação dos copings e colocou o parafuso do transferente para fixar os copings no mini-pilar. Colocou a matriz no molde do gesso novamente e fez uma moldagem da matriz com silicona (Zetalabor – Zermack Clinical) e catalizador (Indurent gel – Zermack Clinical) até cobrir toda a superfície da matriz, incluindo os copings, deixando apenas a parte superior do parafuso do transferente de fora. Esperou-se o tempo de presa da silicona, retirou-se os parafusos e removeu-se o molde com os copings dentro. Assim a luva ficou aderida na silicona e o minipilar e análogo no gesso. Colocou-se outro análogo do mini-pilar nos copings e fixou com o parafuso do transferente. Fez-se um corte no molde do gesso e encaixou-se o modelo com a silicona no molde e vazou o gesso especial através do corte do molde. Após a presa do gesso, desincluiu-o e retirou a silicona, deixando o modelo com os copings. Esculpiu os copings e o pântico com resina acrílica igual à matriz, obtendo um novo modelo idêntico à matriz. E assim foram feitas as 12 amostras.

Após a obtenção das 12 amostras foi feita a inclusão. Para a inclusão foram feitos os canais de alimentação com sprue (cera Babinete de 2 e 6mm). O padrão de cera foi 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. Fixou-se o anel de silicona à 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 silicona e aguardou-se 20 minutos para a presa do material. O bloco de revestimento foi retirado do anel de silicona e levado ao forno com temperatura inicial de 850°C. Elevou-se a temperatura a 950°C por 20 minutos e depois voltou à temperatura de 850°C. Retirou-se o bloco de revestimento do forno para então fazer a fundição do material.

A liga metálica utilizada na fundição foi a Fit Cast Titanium. Do total de amostra, 6 foram fundidas em NiCr e as outras 6 em CoCr. A liga foi colocada na base formadora de cadinho e fundida com o auxílio de um maçarico com gás butano e oxigênio. A temperatura de fundição foi de 1337°C. Após a fundição da liga, colocou-se o bloco de revestimento na centrífuga e esta foi girada para haver a inclusão do metal fundido no bloco. Após a inclusão, retirou-se o anel de revestimento, aguardou-se o resfriamento natural e foi feita a desinclusão através da fragmentação do bloco. Dessa forma foram obtidos os 12 padrões metálicos (Fig. 1).

Acabamento e Polimento das Amostras:

Após a desinclusão e limpeza dos padrões metálicos foi feita a usinagem dos padrões metálicos e o desgaste com disco cutt-off, retirando os condutos de alimentação e desgastando toda a superfície. O acabamento foi feito com pedras montadas em baixa rotação para eliminação de excessos localizados na superfície das amostras e lixas para metal de granulação decrescente (36, 40, 50, 80, 100 e 120) e o polimento das peças em toda sua extensão. Para o polimento foi utilizado pedras de dióxido de alumínio de granulação média e fina, roda de silicone diamantado de granulação média e ponta de borracha verde (Fig. 1).

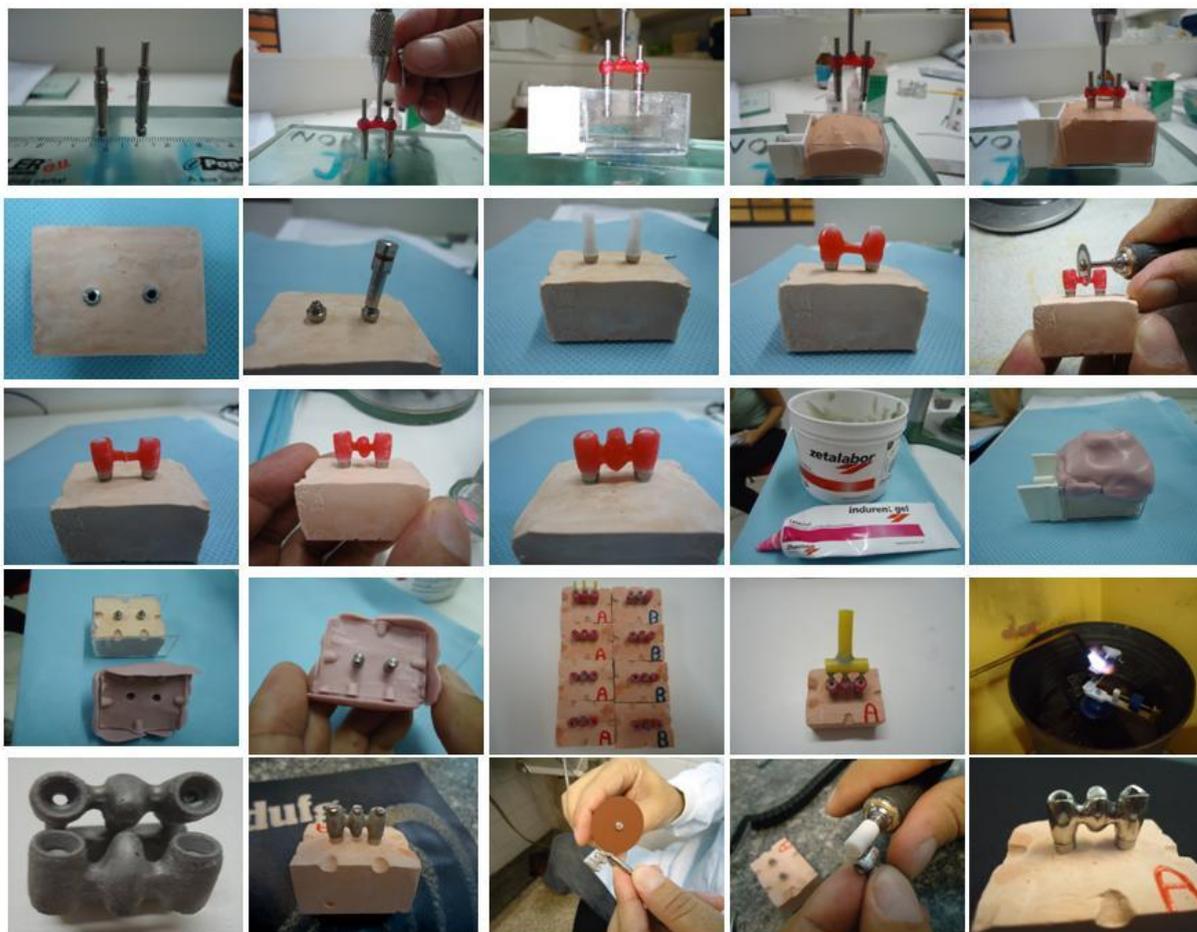
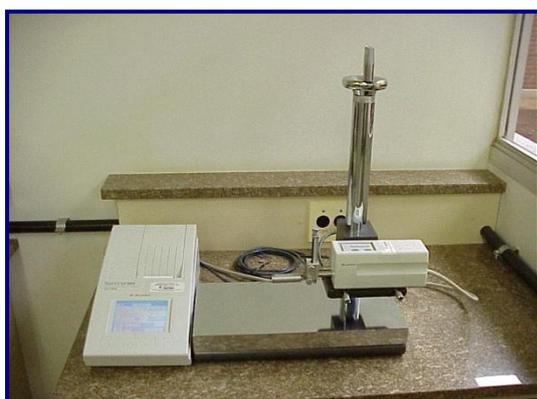


Figura 1 – Seqüência dos procedimentos executados na etapa laboratorial para obtenção das amostras de Ni-Cr e Co-Cr.

Leitura da Rugosidade Superficial:

Com as próteses sobre implantes já polidas o próximo passo foi a leitura da rugosidade superficial, a qual foi realizada com um rugosímetro digital (SurfCorder SE 1700 – Kosaka Ltd – Tóquio – Japão) pertencente à disciplina de Dentística Restauradora – FO/UFG.

Para a leitura, empregou-se uma morsa metálica que permitiu o posicionamento paralelo da amostra em relação à ponta sensora. Foram obtidas três leituras 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 2,4µm (e-length de três vezes o cut-off) e percurso total de leitura de 3,1µm (correspondente a duas vezes o comprimento de leitura, 0,1 µm de intervalo e 0,5 µm de pré- leitura). (Fig.2).



(A)



(B)

Figura 2 – (A): rugosímetro; (B): amostra presa à morsa metálica e sendo avaliada pela sua ponta sensora.

Análise Estatística:

A impressão representativa do perfil superficial foi obtida pelo cálculo das médias aritméticas (R_a em μm) entre picos e vales, sendo os valores de rugosidade tabulados e sujeitos a teste não paramétrico de U Mann Whitney.

Para a análise estatística da rugosidade superficial, foram considerados como unidade experimental os valores originais do cálculo estatístico (média) e empregou-se o teste de U Mann Whitney na correlação dos valores das quatro faces diametralmente opostas (mesial, distal, vestibular, lingual) de ambos os grupos.

4. RESULTADOS

Os resultados do teste U Mann Whitney, mostram a comparação dos níveis de rugosidade superficial (R_a em μm) 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. Conclui-se que não houve diferenças estatisticamente significativas entre as ligas empregadas no presente experimento.

Tabela 1. Resultado da avaliação da rugosidade superficial (R_a em μm) de dois dos grupos testados (grupo 1 – Ni-Cr e grupo 2 – Co-Cr).

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.

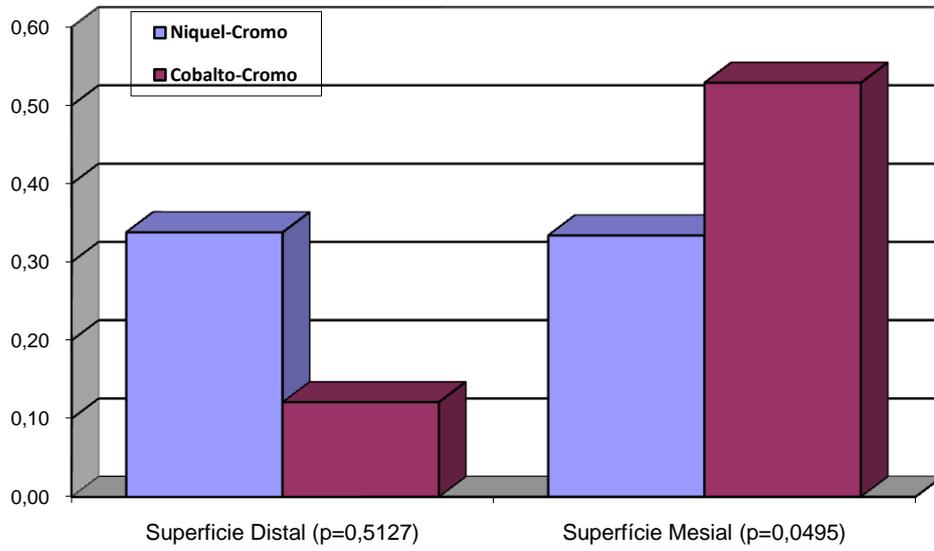


Gráfico 2 - Média da Rugosidade registrada na Superfícies Vestibular fundidas em cada tipo de liga.

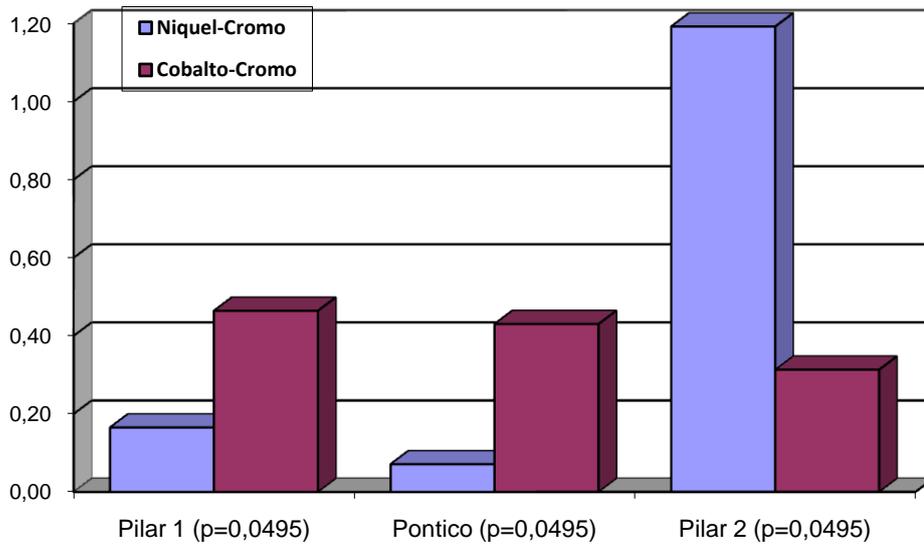
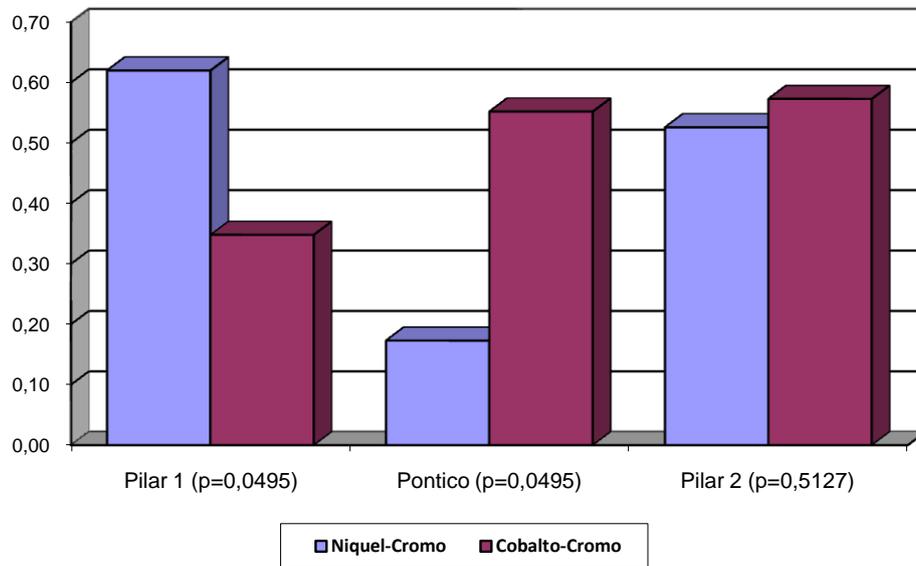


Gráfico 3 - Média da Rugosidade registrada na Superfície Lingual fundidas em cada tipo de liga.



5. DISCUSSÃO

Procedimentos de acabamento e polimento fazem parte do protocolo de finalização dos trabalhos restauradores, bem como da etapa laboratorial do término das estruturas metálicas das próteses. Esta fase possibilita a obtenção de superfície mais regular, uniforme e menos rugosa (RUSSEL *et al.*, 1993; PHILLIPS, 1993; QUIRYNEN, 1993-1994; BOLLEN *et al.*, 1996). Entretanto, heterogeneidades superficiais remanescentes pós-acabamento e polimento comprometem a morfologia das estruturas, permitem a aderência bacteriana (RUSSEL *et al.*, 1993; QUIRYNEM, 1993, 1994; QUIRYNEN & BOLLEN, 1995; BOLLEN *et al.*, 1996; BOLLEN *et al.*, 1997) e comungam do processo de corrosão (PHILLIPPS, 1993).

O polimento é um método utilizado amplamente nos laboratórios comerciais sobre estruturas fundidas a partir de ligas básicas e nobres. O método possibilita a remoção de pequena quantidade da superfície da estrutura (PHILLIPPS 1993; GUILHERME *et al.*, 2005), expondo uma nova superfície, mais lisa que as áreas rugosas de fundição, sendo considerado como um artifício para aumentar a resistência das ligas à corrosão (BOLLEN, LAMBRECHTS, QUIRYNEN, 1997; MADEIRA *et al.*, 2007).

Ao estudar a qualidade superficial de amostras acabadas das ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo pelo estudo da rugosidade superficial, observou-se que as médias de rugosidade superficial (Ra em μm) testadas não apresentaram diferenças estatísticas significativas (Tabelas 1 e 2 e Gráficos 1,2 e 3).

Os resultados obtidos no presente estudo corroboram os relatos citados na literatura, ou seja, evidenciam-se uma média de rugosidade superficial muito próxima entre as ligas experimentadas nesta investigação.

6. CONCLUSÃO

Tendo em vista os fatores avaliados neste estudo e considerando os resultados obtidos na leitura da rugosidade superficial entre as variáveis, concluiu-se que o polimento executado em ambas as amostras trouxe valores de rugosidade superficial compatíveis aos encontrados na literatura, não apresentando diferenças estatísticas significativas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AYDIN, A.K. "Evaluation of finishing and polishing techniques on surface roughness of chromium-cobalt castings". *J Prosthet Dent*. 1991 Jun. 65 (6), 763-767.

BACIU, E.R.; FORNA, N.C. "Influence of finishing techniques on the surface roughness of metallic components of prosthetic restorations". *Rev Med Chir Soc Med Nat lasi*. 2010 Oct-Dec. 114 (4), 1198-203.

BARAN, G. "Oxidation kinetics of some Ni-Cr alloys". *J Dent Res*. 1983 Jan. 62 (1), 51-55.

BEN-UR, Z. *et al.* "The fracture of cobalt-chromium alloy removable partial dentures Quintessence". *Int Berlin*. 1986 Dec. 17 (12), 797-801.

BEZZON, O. L. *et al.* "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*. 2004 Sep. 92 (3), 274-277.

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

BOLLEN, C.M., LAMBRECHTS, P., QUIRYNEN, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater*, v.13, n.7, p.258-269, 1997.

DINELLI, W.; GABRIELLI, F.; FONTANA, U.F.; ROLFSEN, R.C. "Galvanismo e corrosao na cavidade oral (Aspectos gerais)". *Rev Fac Farm Odontol Araraqura*. 1972 Jul./Dec. 6 (2), 195-201.

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

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*, v. 93, n. 4, p. 378-385, Jan., 2005.

KANEKO, T. *et al.* "Influence of finishing on the electrochemical properties of dental alloys". *Bull Tokyo Dent Coll.* 2000 May, 41 (2), 49-57.

KELLY, J.R., ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. *J Prosthet Dent*, v.49, n.3, p.363-370, Mar. 1983.

MA, J.F. *et al.* "Study on the surface roughness of three dental alloys soaked in artificial saliva". *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2007 Jun. 16 (3), 307-310.

NAGAI, K. "Corrosion testing in the mouth". *J Nihon Univ Sch Dent.* 1969 Dec. 11 (4) 129-139.

PHILLIPS, R.W. Materiais dentarios de Skinner. Trad. De Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 467

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

QUIRYNEN *et al.* An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra and subgingival plaque. *J Dent Res*, v.72, n.9, p.1304-1309, Sept. 1993.

RUSSEL, M.M, MAY, K.B., RAZZOOG, M.E. Polishing sequence for titanium using dental armamentarium: a pilot study. *Implant Dent*, v.2, n.2, p.117-121, Summer 1993.

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.