

Avaliação da rugosidade superficial das amostras de infra-estruturas metálicas de próteses sobre implantes confeccionadas em ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo.

PIVIC/2010-2011

Aryane Moraes Vieira de Castro Neves¹, Adérico Santana Guilherme².

Universidade Federal de Goiás - Faculdade de Odontologia
aryanemvcn@gmail.com; adericguilherme@superig.com.br

Palavras-chave: ligas de cromo-cobalto, ligas de níquel-cromo, 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.

Introdução

No início do século XX, os materiais metálicos tornaram-se disponíveis para utilização em procedimentos odontológicos restauradores. Sua introdução deu-se 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).

As ligas metálicas inicialmente utilizadas na confecção das restaurações fundidas eram compostas, invariavelmente, de ouro e platina, que proporcionavam bons resultados biológicos e mecânicos. A compatibilidade do ouro ao meio bucal era colocada em evidência. Porém seu alto custo tornou-se um obstáculo para a manufatura de restaurações complexas, surgindo assim à necessidade do desenvolvimento de ligas alternativas. Tais ligas alternativas deveriam ser compostas de metais básicos que pudessem adequar-se às técnicas de manufatura até então conhecidas e ao mesmo tempo, apresentar as propriedades das ligas nobres e semi-nobres, com custo relativamente menor. Como já afirmado por (BRISOTTI, 2009), uma das maiores preocupações da odontologia é a de tornar o tratamento restaurador acessível a todos os estratos econômicos da população.

Segundo ASGAR, 1970; KELLY & ROSE, 1983; PHILLIPS, 1993, as ligas de metais básicos foram introduzidas na odontologia na década de 30, e a partir deste momento a utilização de ligas como níquel-cromo e cobalto-cromo tiveram amplo emprego em próteses fixas e removíveis. A grande popularidade dessas ligas se deve por suas propriedades físicas, uma vez que quando comparadas às ligas metálicas áuricas, as ligas de metais básicos apresentam menor densidade – o que diminui o peso e conseqüentemente o custo das próteses e maior módulo de elasticidade – fator importante para a manutenção da forma dos aparelhos protéticos (BEZZON et al, 2004).

MOFFA et al., 1977; BLANCO-DALMAU,1982; JONES et al.,1986,destacaram algumas limitações das ligas alternativas contendo níquel e berílio, tais como: biocompatibilidade, sensibilidade, toxicidade, propriedades alergênicas e carcinogênicas.Em meio a estas limitações a mais mencionada foi reação alérgica. Segundo Ida et al (1980) os estudos relacionando as reações adversas causadas pelas ligas metálicas alternativas que continham níquel e berílio, alavancaram a procura por ligas metálicas mais biocompatíveis, levando a introdução do titânio na confecção de próteses. WILLIAMS, 1984; LAUTENSCHLAGER & MONAGHAN, 1993; LAING, 1997; STEINEMANN, 1998

ressaltaram algumas propriedades do titânio, qualificando-o como um bom material, tais como: a biocompatibilidade, boa resistência a corrosão, flexibilidade e peso leve; características que abrem caminhos para a utilização desse metal como material restaurador.

Além das limitações já citadas existem ainda influências do meio bucal sobre as ligas metálicas. Segundo ARRUDA, 2006, os detritos alimentares que se aglomeram na superfície de dentes e restaurações aceleram o processo de corrosão entre os produtos e as ligas. Com isso fica evidente a necessidade de que os materiais metálicos devem resistir a ação corrosiva dos componentes da saliva, variações de pH, alimentos ácidos ou alcalinos e a temperatura, quando utilizados no meio bucal. Evans (1960), em seu trabalho distinguiu corrosão e erosão. Afirmou que a corrosão é a destruição de um metal ou liga metálica por alteração química ou eletrolítica devida a perda de material em sua superfície, enquanto que a erosão é caracterizada por uma deformação na superfície metálica por ação unicamente mecânica, excluindo assim processos químicos. Nagai (1969) verificou que as ligas sofriam uma perda de peso quando em ambiente bucal e que essa perda era maior quando as mesmas eram imersas em saliva artificial. Concluindo assim que a saliva humana possui certa capacidade de inibir a corrosão e oxidação de ligas metálicas, fato não verificado na saliva artificial. Sedej (1969) verificou que o processo corrosivo das ligas metálicas é influenciado pela composição e natureza das mesmas, e que a resistência à corrosão pode ser aumentada com processos de polimento e acabamento das superfícies. Segundo Vieira (1987), o nível de corrosão depende da composição das ligas, dos tipos de agentes químicos presentes no meio e da variação da temperatura. Lucas & Lemons (1992), analisando a biodegradação de sistemas metálicos nobres e semi-nobres, descobriram que esta dependia da composição, do estado metalúrgico, da rugosidade superficial, dos aspectos mecânicos e envolvimento local e sistêmico. Estes também analisaram as ligas nobres e semi-nobres (Au, Ag, Pt, e Zn) e notaram que apresentavam alta estabilidade termodinâmica o que lhes atribuía uma maior resistência à corrosão. A película de óxido formada na superfície das ligas metálicas não nobres – compostas por Ni, Co, Cu, Fe e Ti conferia-lhes uma menor resistência à corrosão.

Quanto ao desempenho das ligas contendo níquel e cromo, tem-se que as ligas contendo níquel puro oxidam mais lentamente do que as ligas de níquel-cromo (BARAN, 1983).

Sun et al (2007) avaliou a resistência a corrosão das ligas de Co-Cr e Ni-Cr-Ti em saliva artificial por meio de métodos eletroquímicos como o potencial de auto-corrosão,

densidade de auto-corrosão e resistência de polarização. Neste estudo, os autores verificaram que as ligas de Co-Cr apresentam maior resistência à corrosão do que as de Ni-Cr-Ti; e que a resistência de corrosão das ligas de Ni-Cr-Ti é menor do que a das ligas de Ni-Cr.

Ma et al (2007) pesquisaram o desempenho das ações corrosivas 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.

Como já foi dito o polimento pode aumentar a resistência à corrosão através de processos de polimento e acabamento das superfícies. Conforme HENRIQUES, 1997; GUILHERME, 2005 publicou, a principal causa de fracasso de uma infra-estrutura metálica em uso deve-se à fadiga, sendo que quaisquer alterações superficiais, por menores que sejam, tendem a reduzir drasticamente a vida da estrutura. Segundo SOUZA, 1974; DIETER, 1981; GUILHERME, 2005, o fenômeno da fadiga tem seu início na superfície do material, sendo responsável por 90% das falhas mecânicas de estruturas metálicas em serviço e está fortemente relacionado à presença de heterogeneidades superficiais, que tendem a agir como nucleadores de iniciação de trincas. Fatores ambientais do meio bucal, agindo sobre a superfície dos metais, colaboram para o aparecimento da corrosão (SHELL, 1937; YOUSSEF, 1989), que associada às solicitações recorrentes às quais são submetidas às estruturas protéticas, podem também predispor ao fracasso por fadiga. Os procedimentos de acabamento e polimento são considerados de fundamental importância e quaisquer que sejam os trabalhos restauradores devem ser impecavelmente polidos. Uma superfície rugosa e irregular não é apenas desconfortável, mas permite o aprisionamento de alimentos e acúmulo de placa bacteriana (PHILLIPPS, 1993).

Quirynen (1994) relatou em seu trabalho que as bactérias somente sobrevivem se ficarem aderidas a superfícies duras, como dentes, materiais restauradores, implantes dentais ou próteses. Sendo assim, a redução da rugosidade da superfície atenua a formação e maturação da placa. Superfícies lisas previnem a formação de placa e ocorrência de inflamação gengival.

Este estudo tem como objetivo analisar a diferença de alterações superficiais entre duas amostras de infra-estruturas metálicas com duas ligas metálicas diferentes: Co-Cr e Ni-Cr, examinando os locais de maior prevalência dessas alterações.

Metodologia

Para analisar os níveis de rugosidade 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 (Sin – Sistema Nacional de Implante[®] São Paulo - SP). Foram confeccionadas 12 (doze) amostras de infra-estruturas metálicas fundidas em duas ligas diferentes: Níquel-Cromo (Ni-Cr) e Cobalto-Cromo (Co-Cr) a partir de um 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 serão obtidas as 12 (doze) amostras associadas aos pilares pré-fabricados. As amostras foram distribuídas aleatoriamente dentro de dois grupos experimentais, respeitando a liga utilizada para fundição, possuindo a seguinte distribuição: G1 - amostras fundidas em Ni-Cr e G2 - amostras fundidas em Co-Cr. Para realizar a leitura foi utilizado rugosímetro digital (SurfCorder SE 1700 – Kosaka Ltd – Tóquio – Japão) pertencente à disciplina de Dentística Restauradora – FO/UFG. O equipamento foi configurado para filtro Gaus (cut-off 0,8), comprimento de leitura de 2,4 μ m (e-length de três vezes o cut-off) e percurso total de leitura de 3,1 μ m (correspondente a duas vezes o comprimento de leitura, 0,1 μ m de intervalo e 0,5 μ m de pré-leitura).

A impressão representativa do perfil superficial foi obtida pelo cálculo das médias aritméticas (Ra em μ m) entre picos e vales, sendo os valores da rugosidade tabulados e submetidos teste U Mann Whitney . Para a avaliação das amostras foi necessário a utilização de uma morsa para manter o posicionamento perpendicular do padrão em relação à ponta sensora do cinzel. As leituras foram obtidas paralelamente ao longo eixo da amostra e em cada face destas foram realizadas 3 (três) leituras e depois foram realizadas as médias aritméticas. Os padrões de cera representativo das próteses serão padronizados, compreendendo a uma distância de 10 mm de comprimento e distanciando da crista do rebordo a uma distância aproximada de 1 mm (BONACHELA, 2002) .

Confeção das amostras:

Para confecção das amostras foram adotadas três etapas: 1ª etapa- obtenção da matriz e padrões de cera; 2ª etapa- inclusão e fundição ; e a 3ª etapa -usinagem e polimento.

Na 1ª etapa foi realizada a confecção da matriz e padrões de cera. Para que isso acontecesse foi colocada inicialmente uma placa de vidro na mesa do delineador, com o intuito de que a placa permanecesse paralela ao solo. Assim foram fixados dois análogos do sistema Micro-Unit (Sin – Sistema Nacional de Implante® São Paulo - SP) na placa de vidro com cola Super Bonder (Loctite) obedecendo a uma distância de 10 mm e o paralelismo entre os análogos. Em seguida, ocorreu a união dos análogos com resina acrílica auto-polimerizável Pattern Bright da Kota, para atenuar o efeito da contração de polimerização realizou-se a união de um análogo de cada vez. Logo após isso foram retirados da placa de vidro e imersos em gesso Durone tipo IV, da Dentsply, na proporção recomendada pelo fabricante e colocada em um recipiente. Os análogos foram mergulhados no gesso respeitando uma distância de 1 mm do modelo ao minipilar. Após a presa do gesso, o transferente é separado do análogo e os dois análogos ficam fixados no gesso. O próximo passo é a fixação dos minipilares nos dois análogos com auxílio de uma chave do minipilar. A seguir são fixadas duas luvas plásticas calcináveis (Sin – Sistema Nacional de Implante® São Paulo – SP) relacionadas a dois pilares pré-fabricados do sistema Micro-Unit - (Sin – Sistema Nacional de Implante® São Paulo - SP) dos implantes. Da mesma forma que se efetuou a união dos análogos, as duas luvas calcináveis foram unidas com resina acrílica auto-polimerizável Pattern Bright da Kota. Em seguida realizou-se a escultura dos coopings e do pântico com a mesma resina acrílica da união; e seu acabamento, após a polimerização, com broca mini cuti e pontas diamantadas. Para finalizar esta primeira etapa deve-se duplicar a matriz e assim obter 12 amostras. O parafuso que une a luva calcinável ao minipilar é retirado e a luva é fixada com o parafuso do transferente. Manipula-se silicona Zetalabor com o catalizador Indurent Gel na proporção recomendada pelo fabricante e depois foi colocada sobre todo o modelo cobrindo o parafuso do transferente. Após a gelificação da silicona, foi retirado o parafuso do transferente, e a silicona foi removida do modelo. Assim a luva ficou aderida na silicona; e o minipilar e o análogo no gesso. Outro análogo é fixado na luva que esta presa a silicona, com auxílio do parafuso do transferente. Vaza-se, então, com gesso especial o molde de silicona para duplicação da matriz. Após a presa do gesso a silicona é retirada e é obtida a matriz duplicada com o análogo. E assim foi feito até obter as 12 amostras. Após a obtenção das

matrizes, os outros padrões de cera são confeccionados da mesma forma que o primeiro padrão.

Na seqüência a segunda etapa foi realizada ocorrendo à inclusão e a fundição. Para a inclusão foram feitos canais de alimentação com sprue (cera Babinete de 2 e 6mm). O padrão de cera é, então, retirado da matriz e fixado, através do canal de alimentação, na base do anel de silicona responsável pelo suporte do revestimento. 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 silicona é fixado a sua base. O próximo passo foi manipulação do revestimento (Net WT 1700) neste foram utilizados 90 gramas de revestimento com 18 ml de líquido e 4 ml de água. Após a manipulação(45s) coloca-se o revestimento no anel de silicona e aguarda-se 20 minutos para a presa do material. O bloco de revestimento é retirado do anel de silicona e levado ao forno com temperatura inicial de 850°C. A temperatura é, então, elevada a 950°C por 20 minutos e depois volta à temperatura de 850°C. O bloco de revestimento é retirado do forno. Terminada a inclusão realizou-se a fundição pela técnica da cera perdida. Por esta técnica porções de metal liquefeito são injetados no interior de moldes refratários obtidos a partir de esculturas em cera, para então obtenção das amostras de infraestrutura metálica . A liga utilizada na fundição foi Fit Cast Titanium, como foi previsto foram feitas seis amostras com a liga Co-Cr e seis amostras com a liga Ni-Cr. A liga foi colocada na base formadora de cadinho e fundida com auxílio de um maçarico com gás butano e oxigênio a uma temperatura de 1337°C. Após a fundição da liga, o bloco de revestimento foi colocado na centrífuga para haver a inclusão do metal fundido no bloco. Após a inclusão do metal, o anel de revestimento foi retirado, esperou-se o resfriamento natural e então foi feita a desinclusão através da fragmentação do bloco. Dessa forma são obtidos os 12 padrões metálicos.

A terceira e última etapa realizada foi a usinagem e o polimento. Os padrões metálicos sofreram um processo de usinagem e em seguida foram submetidos a desgaste com disco de cut-off, com intuito de retirar os condutos de alimentação e regularizar toda a superfície da peça. Foram utilizadas os seguintes materiais para o polimento: pedra dióxido de alumínio granulação média e fina; roda de silicone diamantado de granulação média; e ponta de borracha verde (Fig. 1).

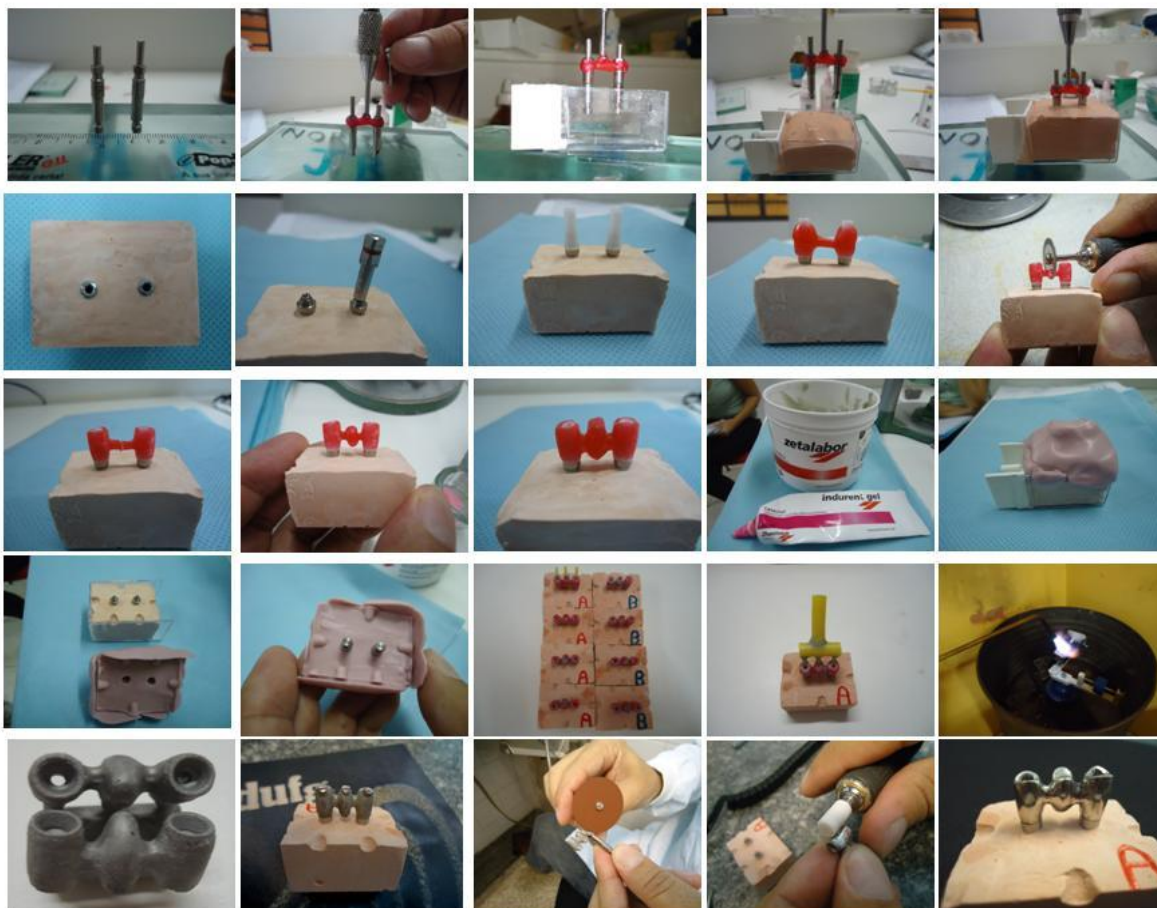


Figura 1 – Seqüência dos procedimentos executados na etapa laboratorial para obtenção das amostras de Ni-Cr e Co-Cr.

Leitura da Rugosidade

Após a confecção das amostras foi realizada a leitura da rugosidade superficial destas, o aparelho utilizado foi rugosímetro digital (SurfCorder SE 1700 – Kosaka Ltd – Tóquio – Japão) pertencente à disciplina de Dentística Restauradora – FO/UFG. O rugosímetro foi padronizado com as seguintes características para efetuar a leitura de todas as 12 amostras: equipamento foi configurado para filtro Gaus (cut-off 0,8), comprimento de leitura de $2,4\mu\text{m}$ (e-length de três vezes o cut-off) e percurso total de leitura de $3,1\mu\text{m}$ (correspondente a duas vezes o comprimento de leitura, $0,1\mu\text{m}$ de intervalo e $0,5\mu\text{m}$ de pré-leitura). Para a avaliação das amostras foi necessário a utilização de uma morsa para manter o posicionamento perpendicular do padrão em relação à ponta sensora do cinzel. As leituras foram obtidas paralelamente ao longo eixo da amostra e em cada face (mesial, distal, palatino e

vestibular) destas foram realizadas 3 leituras. E com os valores encontrados em cada amostra foi realizada a média aritmética e posteriormente realizou a análise dessas (Fig. 2).



(A)

(B)

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

Resultados

Os resultados do teste U Mann Whitney, mostram a comparação dos níveis de rugosidade superficial (Ra em μm) das próteses fixa 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 (Ra em μm) de dois dos grupos testados.

Grupo	Superfície distal				Superfície mesial				
	pilar 1	pontico	pilar 2	pilar 1	pontico	pilar 2	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	

Teste: U Mann-Whitney

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

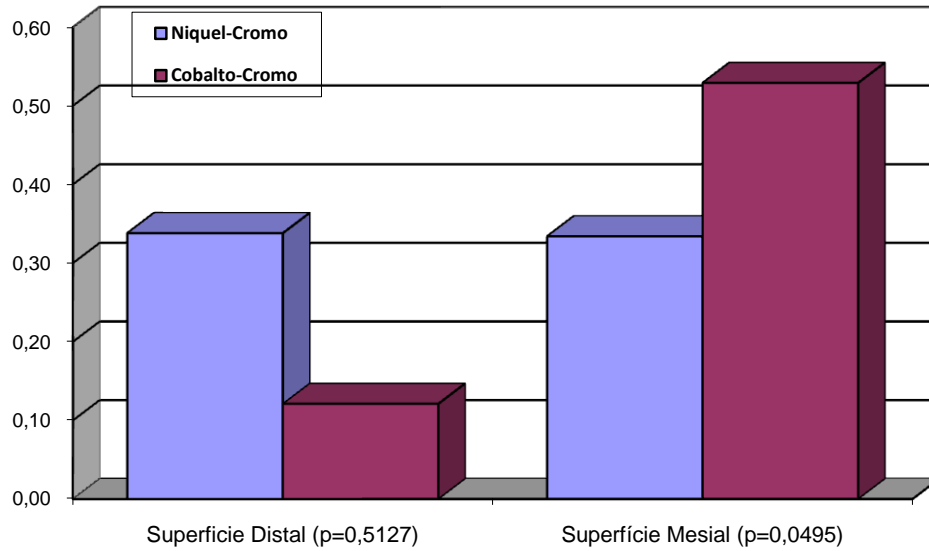


Gráfico 2 - Média da Rugosidade registrada na Superfícies Vestibular fundidas em cada tipo de liga.

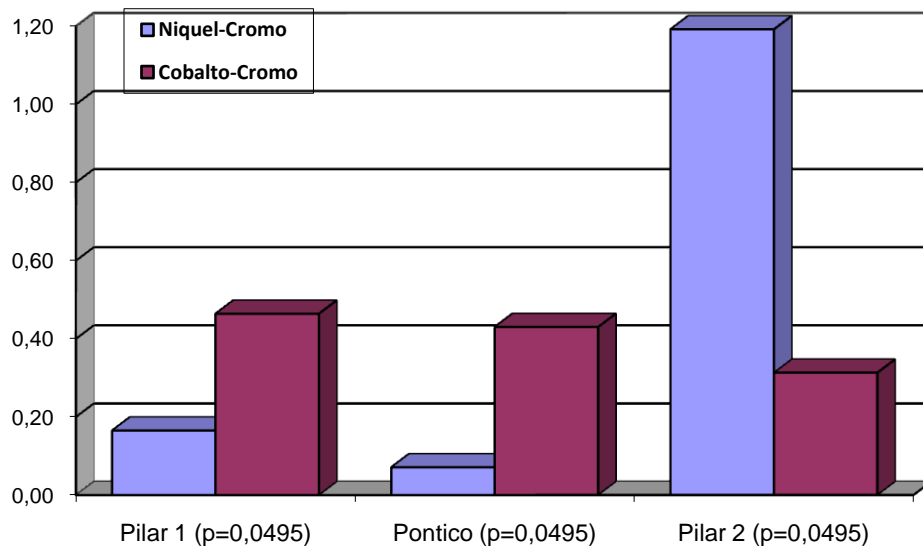
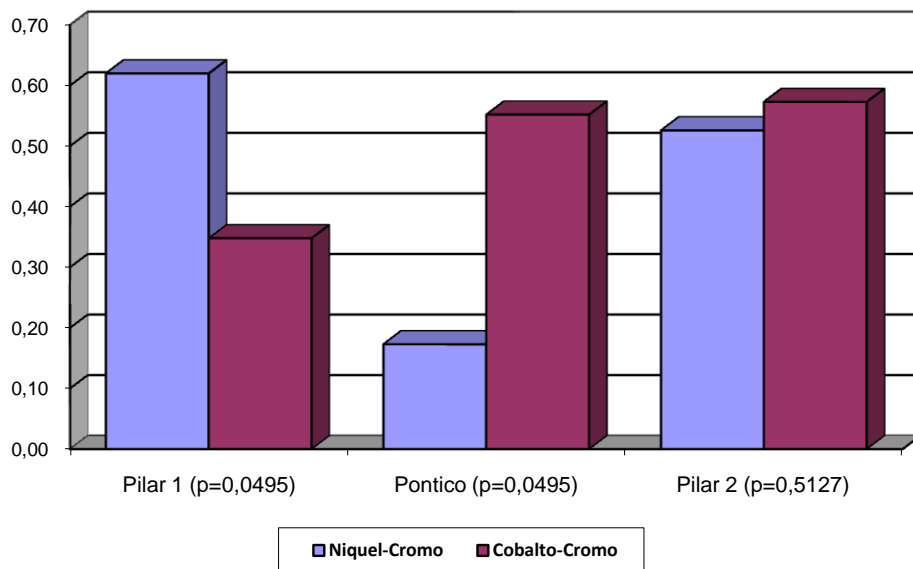


Gráfico 3 - Média da Rugosidade registrada na Superfície Lingual fundidas em cada tipo de liga.



Discussão

Como já citado as bactérias somente sobrevivem se ficarem aderidas a superfícies duras, como dentes, materiais restauradores, implantes dentais ou próteses [Quirynen (1994)], caso estas superfícies tenham alto nível de rugosidade mais bactérias ficarão aderidas e maior será o dano biológico- formação e maturação da placa e conseqüentemente inflamação gengival. Uma forma de amenizar esta situação é um polimento adequado e rigoroso da superfície, mantendo-a assim lisa e sem alojamento para bactérias. Os detritos alimentares que se aglomeram na superfície de dentes e restaurações aceleram o processo de corrosão entre os produtos e as ligas assim os materiais metálicos tem a necessidade de resistir a ação corrosiva dos componentes da saliva, variações de pH, alimentos ácidos ou alcalinos e a temperatura, quando utilizados no meio bucal. Segundo o estudo de Ma et al (2007), a liga de CoCr é mais resistente a corrosão do que a liga de NiCr. Conforme HENRIQUES, 1997; GUILHERME, 2005 publicou, a principal causa de fracasso de uma infra-estrutura metálica em uso deve-se à fadiga, sendo que quaisquer alterações superficiais, por menores que sejam, tendem a reduzir drasticamente a vida da estrutura. A presença de heterogeneidades superficiais tendem a agir como nucleadores de iniciação de trincas.

A presença de alto nível de rugosidade na superfície de infra estrutura metálicas chamam a atenção para algumas característica que podem atrapalhar/dificultar um bom uso da prótese essas são: corrosão, dano ao periodonto, acúmulo de placas e processo de fadiga. Essas características podem ser amenizadas com o polimento adequado.

Estudos sobre o local de prevalência destas alterações superficiais não foram encontrados no meio científico, e este trabalho veio com esse intuito de analisar essas localidades de maior prevalência dessas alterações superficiais.

Resultado

A avaliação da rugosidade superficial das faces diametralmente opostas (mesial, distal, vestibular, lingual) de ambos os grupos não apresentou médias discrepantes entre as faces após o polimento convencional.

Referências

ASGAR, K. A new alloy for partial denture. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.23, n.1, p.36-43, July 1970.

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

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.

BLANCO-DALMAU, L. The nickel problem. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.48, n.1, p.99-101, July 1982.

BRISOTTI, M.B. *et al.* "Influence of Investment Granulometry on the Castability and Surface Roughness of Castings Obtained With Ni/Cr Alloys". *Mate. Res*. 2009. 12 (2), 169-172.

EVANS, U.R. The corrosion and oxidation of metals: scientific principles and practical applications. London: Edward Arnold, 1960. 1-58.

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.

IDA, K., TSUTSUMI, S., TOGAYA, T. "Titanium and titanium alloys for dental casting". *J Dent Res*. 1980. 59, 985 [Abstract, 397]

JONES, T.K. *et al.* Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.56, n.4, p.507-509, Oct. 1986.

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

LAING, P.G. Tissue reaction to biomaterials. In: Symposium on Retrieval and Analysis of Orthopedic Implants, 1997, Gaithersburg: National Bureau of Standards, 1997. 31-39.

LAUTENSCHLAGER, E.P.; MONAGHAN, P. "Titanium and titanium alloys as dental materials". *Int Dent J*. 1993 Jun. 43 (3), 245-253.

LUCAS, L.C. & LEMONS, J.E. "Biodegradation of restorative metallic systems". *Adv. Dent. Res.* 1992 Sept. 6, 32-37.

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.

MOFFA, J.P., BECK, D., HOKE, A.W. Allergic response to nickel containing dental alloys. *J Dent Res*, Washington, v.56, p.B78, 1977. [Abstract, 107]

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

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.* 1993 Sept. 72 (9), 1304-1309.

STEINEMANN, S.G. "Titanium – the material of choice?" *Periodontol 2000.* 1998 Jun. 17. 7-21.

SUN, P. *et al.* "Corrosion resistance of Co-Cr, Ni-Cr, Ni-Cr-Ti alloy in artificial saliva". *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2007 Dec. 16 (6), 652-656.

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

VIEIRA, D.F. *Metais e ligas metálicas: noções básicas para dentistas.* 12.ed. ver. Atual. Sao Paulo: Edgar Blucher, 1967. 202 p.

WILLIAMS, D.F. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials.* Boca Raton: CRC, 1984. 44-46.

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.