

*1st exemplar foi devolvido
re corrigido conforme revisões
CC P.G. / 036/83
Piracicaba, 8 de abril de 1987*

CIBELE COMÉRIO
Cirurgiã - Dentista

ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS
DAS LIGAS NÃO-PRECIOSAS PARA METALO-CERÂMICA
- DUREZA SUPERFICIAL -

Orientador: Prof. Dr. WOLNEY LUIZ STOLF

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, para obtenção do título de Mestre em Odontologia - Área: Materiais Dentários.

CIBELE COMÉRIO

Cirurgiã - Dentista

ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICAS
DAS LIGAS NÃO-PRECIOSAS PARA METALO-CERÂMICA
- DUREZA SUPERFICIAL -

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba - UNI
CAMP, para obtenção do título
de Mestre em Odontologia -
Área: Materiais Dentários.

PIRACICABA-SP

- 1987 -

Aos meus pais que me transmitiram
que o valor imaterial máximo do ser humano
é a liberdade de pensamento,

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

Ao Prof. Dr. Bruno Koenig Jr.,
Pela confiança depositada,

OFEREÇO.

Ao Prof. Dr. Wolney Luiz Stolf,
Professor Assistente Doutor da
Área de Materiais Dentários,
pela orientação deste
trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

- Ao Prof. Dr. Simonides Consani, titular da Disciplina de Materiais Dentários, um exemplo constante de equilíbrio e ponderação, apresentando sugestões valiosas para o desenvolvimento deste trabalho;
- Ao Prof. Dr. Luiz Antonio Ruhnke, titular da disciplina de Materiais Dentários, cuja sugestão valiosa, só fez valorizar este trabalho;
- Ao Prof. Dr. Krunislave Antonio Nóbilo, titular da Disciplina de Prótese e Coordenador do Curso de Especialização de Prótese Dental, pela amizade valiosa e incentivo aos objetivos que me propôs alcançar;
- Ao Prof. Dr. Kurt Faltin Jr., pelo apoio constante, que foi de inestimável valia;
- A Profª Drª Sônia Vieira, titular da disciplina de Bioestatística, pela análise estatística deste trabalho; e,
- Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários, Srª Maria Geni Forti e Sr. Adário Cangiani pela colaboração no decorrer do Mestrado.

INDICE

	Página
I. INTRODUÇÃO	01
II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	05
III. PROPOSIÇÃO	23
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	24
V. RESULTADOS OBTIDOS	29
VI. DISCUSSÃO	35
VII. CONCLUSÃO	38
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39
IX. RESUMO	44
X. SUMMARY	46

I - INTRODUÇÃO

Uma das experiências mais gratificantes na odontologia restauradora é a duplicação perfeita da cor, anatomia e translucidez de um dente natural, além da função mastigatória que ele exerce dentro do equilíbrio gnatólógico da boca.

Essa preocupação em recuperar o equilíbrio oclusal através da reconstrução de elementos dentários perdidos, remonta a antiguidade, quando etruscos e fenícios já tentavam confeccionar dentaduras parciais usando marfim e fios de ouro (McLean)²⁵.

Dentre os recursos que a odontologia dispõe atualmente, a técnica da porcelana fundida sobre metal, ou metalocerâmica, como é mais conhecida, é a que mais requisitos preenche, tanto estética como funcionalmente.

O uso dental da porcelana teve seu início com Alexis Duchâteau, que empregou a primeira pasta de porcelana para trabalhos dentais. Coube porém, a Dubois de Chemant, em 1788, a publicação do primeiro livro sobre dentes artificiais confeccionados com pó de porcelana (McLean)²⁵.

Mas não foi senão em meados de 1850, que nos Estados Unidos Stockton e S.S. White, e na Inglaterra, Ash conseguiram dar um cunho comercial aos dentes de porcelana.

Na realidade, a arte da cerâmica como é conhecida hoje na odontologia, só teve sua apresentação no fim do século 19, quando Land, patenteou em 1889, a primeira coroa de jaqueta em porcelana pura.

Foi entretanto com a publicação, em 1925, do Livro de Aitoria de Le Gros "Cerâmica em Odontologia" que o uso da porcelana dental se firmou definitivamente.

Com a intenção de melhorar as características de resistência da porcelana, alguns pesquisadores como: Swann, Felcher, Hovestad, Johnson, Lakermance, Gonod e Granger, de maneira pioneira deram início ao uso de uma infraestrutura metálica de irídioplatina para reforçar peças protéticas de porcelana (McLean)²⁵.

Entretanto, somente em 1962, quando Weinstein, Katz e Weinstein lançaram a primeira patente nos E.U.A. sobre o uso de ligas áureas para união com porcelana que se tornou possível o que hoje é largamente usado como metalocerâmica (McLean)²⁵.

Esse sistema de união do metal com a cerâmica é insolúvel nos fluidos orais, bem tolerado pelos tecidos bucais e possui excelente resistência à abrasão, cor e estabilidade dimensional.

Porém, o custo das ligas áureas para metalocerâmica teve um aumento brusco em 1968, quando houve a liberação do preço do ouro no mercado livre. De maneira idêntica ao

que ocorreu nos anos 1920-30, esse aumento das ligas nobres estimulou o aperfeiçoamento de ligas não-preciosas que pudessem substituir o ouro empregado nos trabalhos odontológicos.

Na década de 30, como consequência direta da crise econômica, tivemos o aparecimento das ligas de Cr-Co usadas como substitutivas do ouro na confecção de próteses parciais removíveis. Considerando-se o sucesso dessas ligas, não é uma coincidência que composições muito semelhantes ao sistema de Co-Cr-Ni estejam sendo empregadas em próteses parciais fixas, no caso, infra-estruturas metálicas que servirão de base para a porcelana.

A formulação da maior parte das ligas não-preciosas utilizadas atualmente baseia-se no sistema de Ni-Cr, provavelmente devido à semelhança de características de expansão com as ligas de ouro e também pelo tipo bastante conveniente de óxidos formados e que é um dos mecanismos responsáveis pela adesão da porcelana ao metal.

Um grande número de ligas metálicas tem sido desenvolvidas para uso em odontologia e segundo McLean (25) elas podem ser classificadas em sistemas de metais nobres ou de metais básicos.

O sistema de metais básicos, no caso os compostos por Ni-Cr, não contém nenhum metal nobre, o que reduz significativamente o custo desse material, tornando-o mais econômico dentre as ligas disponíveis para metalocerâmica.

Além do custo reduzido, as ligas de Ni-Cr, apresentam algumas propriedades mecânicas superiores às ligas de metais nobres. Entre essas propriedades temos: rigidez ou módulo

lo de elasticidade e a resistência à ruptura duas vezes maior do que outras ligas, o que amplia o uso desse material para peças protéticas com maior número de elementos (Skinner). Por apresentarem uma temperatura de fusão mais elevadas, as ligas de metais não-preciosos possuem uma resistência maior do que as ligas áureas.

Com relação aos valores de dureza, são bastante altos comparados aos de ligas nobres e sabe-se que as ligas de Ni-Cr apresentam uma estrutura mais resistente para a colocação da porcelana, e além disso, as conexões entre elementos de suporte podem ser menos espessas, sem que isso afete a resistência. Weiss (⁴³) crê que a espessura dos "copings" da infra-estrutura metálica podem ser tão finas como 0,1 a 0,2mm com vantagem para as condições estéticas.

Em função do aumento da procura por ligas alternativas às ligas áureas, e tendo em vista o custo mais elevado das ligas importadas, surgiram nos últimos anos no comércio especializado algumas ligas de metais não-preciosos, basicamente de Ni-Cr, fabricadas no Brasil.

II - REVISÃO DA LITERATURA

A literatura sobre ligas metálicas para uso em metalo-cerâmica consultada nos indica que a maioria das pesquisas realizadas estão relacionadas com ligas áureas, uma vez que a divulgação das ligas de metais básicos ou de metais não preciosos é relativamente recente. A terminologia varia entre os diversos autores citados, não estando, por isso, padronizada neste estudo.

FAHRENWALD (1916)¹¹ conduziu um trabalho onde estudava ligas que pudessem substituir as usadas na época e que continham platina. Ele concluiu seu artigo dizendo que nenhum metal não precioso poderia substituir satisfatoriamente a platina e afirma que somente ligas áureas poderiam fazê-lo. Analisou também, as ligas com molibdênio e tungstênio e considerou-as não satisfatórias quanto à sua resistência, à corrosão e à soldagem.

SHELL (1930)³⁷ fez um estudo do que ocorre com as ligas odontológicas usadas na época. Quando adicionava-se ní

que às mesmas, notou que algumas propriedades sofriam modificações. Observou que uma quantidade maior de níquel em uma liga a descartava para ensaios de tração, pelo fato dela tornar-se friável. Verificou que ligas com 5% de níquel não tinham sua propriedade, dureza superficial, alterada quando eram submetidas a tratamentos térmicos. Comparou o comportamento de ligas de ouro-níquel e ouro-cobre quando submetidas a um resfriamento rápido, concluindo que somente as ligas que continham níquel exibiam aumento em sua dureza.

SHELL (1931)³⁶ fez um estudo sobre o tratamento térmico de algumas ligas ternárias e analisou também as modificações que as propriedades mecânicas dessas ligas apresentam, após a adição de pequenas quantidades de metais tais como prata e cobalto. Com relação à prata, quanto maior a quantidade adicionada, menos duras as ligas se apresentavam. O cobalto, por sua vez, possuía menor influência sobre a dureza superficial do que a prata.

WISE (1933)⁴⁵ descreveu as limitações práticas que a alta constante do ouro impunha aos trabalhos odontológicos e que ligas alternativas estavam sendo desenvolvidas para que pudesse usar o paládio no lugar do ouro nos trabalhos clínicos. Por causa da densidade inferior do paládio, haveria uma redução do custo da liga por unidade de peso. Refere-se não somente à substituição do ouro, mas também da platina, que por ser um metal nobre, tem o seu custo bastante elevado. Cita algumas ligas de paládio com prata, cobre, ouro, platina e zinco em estudo e dá a entender que um rápido desenvolvimento dessas ligas pode ser esperado.

EASTON (1940)¹⁰ fazendo uma análise de ligas não nobres para uso didático, estudou as propriedades das ligas compostas por níquel-cromo, cobre-berílio e níquel-cobre-berílio. Das ligas estudadas, considerou que a de cobre-berílio era insatisfatória para uso em pacientes, mas viável para treinamento de alunos em laboratório.

PAFFENBARGER et alii (1943)³² pesquisando ligas metálicas alternativas às ligas de ouro, afirmaram que, para que se justifique o seu uso, tais ligas deveriam produzir restaurações de qualidade semelhante às de ligas áureas. Além do resultado técnico satisfatório, o custo dessas ligas deveria ser substancialmente menor para que se fundamentasse essa substituição às ligas nobres. Comentando sobre ligas de cobre, referem-se a uma liga contendo 86,9% de Cu, 9,8% de Al, 2% de Sn e 1,3% de Ni e que teve seu uso proibido nos E.U.A., para fins odontológicos, devido à corrosão que exibiam em combinação com as substâncias salinas do meio bucal. Os autores lembram que várias ligas à base de cobre já foram utilizadas e que seu uso odontológico não era indicado pela grande tendência a apresentar manchas e corrosão, e que os sais de Cu resultantes desse processo, causavam considerável irritação aos tecidos bucais adjacentes. Além do que já foi exposto, o trabalho apresentou o parecer de que as ligas de cobalto - cromo não se mostraram satisfatórias como as ligas áureas, para a confecção de próteses parciais removíveis.

HANNAH (1946)¹⁴ fez um estudo sobre as ligas de ouro - platina - paládio para uso odontológico, e res-

saltou que entre as propriedades mecânicas que deveriam apresentar, a resiliência ou a não-rigidez era de suma importância, para que seu uso fosse justificado.

LANE (1949)²⁰ relatou que para cada prótese parcial removível feita em metal nobre já eram feitas cinco com ligas de Cr-Co. Algumas das vantagens das ligas de metais básicos sobre as ligas áureas, citadas pelo autor, são: (1) os tecidos gengivais apresentam uma tolerância melhor pelas ligas de Cr-Co do que pelas ligas nobres; (2) como resultado da alta insolubilidade nos fluídos bucais, a liga mantém por mais tempo o brilho e o polimento; (3) a prótese feita com liga de Cr-Co é consideravelmente mais leve do que a feita em liga nobre; (4) o custo é bem menor; (5) os altos valores de dureza da liga implicam em que o polimento se mantenha mesmo sob condições de abrasão.

BRECKER (1956)⁶ foi o responsável pela primeira comunicação sobre ligas especialmente formuladas para uso com porcelana fundida, tendo início assim o uso de um substrato com a porcelana, para melhoria de algumas características da porcelana pura, entre elas a falta de resistência à tração e ao cisalhamento. Por outro lado, as coroas "veneér" usadas com plástico, apresentavam durabilidade estética limitada, o que servia de incentivo à procura de novos materiais e formulações protéticas. Segundo o autor, havia três tipos de ligas disponíveis para uso sob porcelana fundida: (1) ligas de índio e platina; (2) ligas de paládio e (3) ligas de ouro.

O autor considerou que a combinação porcelana/liga de ouro era a que mais qualidade reunia. Relatou que esta

última combinação apresentou uma adaptação marginal excelente e esteticamente foi a que mais se assemelhou ao dente natural. Essa liga áurea apresentava o coeficiente de expansão térmica mais compatível com o material cerâmico usado, o que evitava o aparecimento de trincas na restauração. Além de tudo, a camada de porcelana necessária era razoavelmente delgada, quando comparada às outras duas ligas. O autor concluiu que esse tipo de restauração não era afetada pelos fluídos bucais e possuía boa estabilidade de cor.

JOHNSTON et alii (1956)¹⁷ relataram uma série de testes que estavam sendo feitos com porcelana fundida sobre metal. Eram testes de corrosão, de adesão, resistência à flexão, etc. Os autores concluíram o trabalho com a seguinte afirmação: "é nossa opinião que com essa técnica um grande passo à frente está sendo dado, no campo das restaurações dentais, e nós antecipamos que no futuro ela terá uma larga e diversificada aplicação".

SILVER et alii (1956)¹⁹ relataram de que modo a adesão mecânica entre a porcelana fundida e o metal foi conseguida, através da obtenção de ligas metálicas que possuem o mesmo coeficiente de expansão e contração térmica. É opinião dos pesquisadores que a união entre os materiais não é química, mas mecânica e conseguida através de uma adesão molecular.

JOHNSTON et alii (1958)¹⁸ descreveram a confecção de uma coroa tipo "veneer" onde a porcelana era aplicada como faceta estética à maneira das resinas acrílicas. Descrevem o preparo dos dentes para receber essas próteses, com ênfase para que se reduza as superfícies oclusais e incisais, e a con-

fecção de ombros nos ângulos mésio-lingual e mésio-distal. Para os incisivos o acabamento cervical deveria ser em bixel. Terminam o artigo, ressaltando que essa técnica de aplicação da porcelana sobre ligas áureas, constituía-se num dos maiores avanços da odontologia e que por vários motivos, já era indispensável ao protesista.

SMITH et alii (1959)⁴¹ afirmaram que o método de fusão da porcelana diretamente sobre uma liga de ouro é um sistema que combina a estética da cerâmica à resistência da liga metálica, porém que os testes para determinação das propriedades ainda eram discutíveis.

ASGAR & PEYTON (1961)¹ conduziram uma pesquisa sobre uma liga de cromo-cobalto, no caso a Stellite 21, com o intuito de determinar algumas propriedades mecânicas relacionando-as com a micro-estrutura dessa liga. Os ensaios incluíram limite de ruptura, resistência limite à tração, resistência à flexão, módulo de elasticidade e ductilidade (relacionada ao brunimento). Avaliaram a influência de algumas variáveis de fundição como temperatura do molde, tratamento térmico das amostras e temperatura do metal. Em relação ao tratamento térmico usado, os autores concluíram que não houve melhoria de nenhuma das propriedades da liga, e possivelmente o detrimento de outras.

ASGAR & PEYTON (1961)² prosseguiram o estudo das propriedades físicas e da microestrutura das ligas de Cr-Co, e analisaram num trabalho subsequente, através de fotomicrografia, a influência dos arranjos de carbêtos nas propriedades físicas das ligas. Os autores afirmam que, de acordo com Ber-

glund as ligas do tipo Cr-Co, assim como ligas de Cr-Ni, que possuem resistência ao ataque, por reagentes químicos, são melhor atacadas eletroliticamente. Desse modo, as amostras foram submetidas a uma solução de 2% de ácido crômico como eletrólito, e através de uma corrente de 6V, conseguiu-se evidenciar a microestrutura da liga.

RUHNKE (1964)³⁵ estudou a dureza superficial de ligas de ouro em função do tratamento térmico. Verificou que as ligas quando submetidas a um tratamento térmico endurecedor, variando com a temperatura e o tempo, apresentavam como resultado durezas diferentes. Já, o tratamento térmico amaciador não exerceu influência sobre os valores da dureza.

O'BRIEN et alii (1964)³¹ fizeram a análise de duas ligas de Au-Pt, onde estudaram a influência da temperatura do tratamento térmico sobre a dureza superficial, medida em Baby Brinell. Foi feito um controle usando-se a condição "como recebida" e quatro tipos de tratamentos térmicos como temperaturas variando de 649°C a 982°C. Os maiores valores de dureza foram obtidos na temperatura de 538°C, após um ciclo térmico de 15 minutos, valores esses bem mais elevados do que na condição "como recebida". Acima da temperatura de 538 °C houve um pequeno aumento na dureza, com algum decréscimo, após 927°C.

FAIRHUST et alii (1966)¹² estudaram a influência do tratamento térmico sobre a dureza superficial de duas ligas áureas de alta fusão. As amostras foram testadas após um ciclo térmico de 15 minutos, à 1000°F. Foi usada a escala Brinell para medição de dureza. Em concordância com outros auto-

res, os valores após o ciclo de cocção da porcelana se mostram maiores, aumentando de 130 para 144. Na temperatura de 1000°C, os valores variaram de 170 a 173. Os autores concluem dizendo que além do aumento da dureza, há uma melhoria das propriedades da liga após o tratamento térmico.

POGGIOLI et alii (1968)³⁴ publicaram um trabalho onde são analisadas algumas ligas de metais básicos, o que na época se apresentava como novidade, uma vez que a maioria dos trabalhos sobre ligas para metalocerâmica se restringia à ligas áureas. Algumas dessas ligas estudadas eram: Ferro-Cromo, Níquel-Cromo-Molibdênio, Cobalto-Cromo + 10% de Níquel. Em relação à união das ligas com a porcelana, as que melhores resultados apresentaram foram aquelas à base de Níquel.

VON RADNOTH & LAUTENSCHLAGER (1968)⁴³ fizeram um estudo para identificar as alterações de superfície que a liga metálica apresentava antes e depois do processo de cocção da porcelana. Para isso, fizeram uso do microscópio eletrônico, da difração de raio-X e da espectroscopia como métodos de análise. Encontraram na superfície da liga uma camada de óxido de estanho (SnO_2) que parecia ser o responsável pela adesão da porcelana ao metal. Em relação à microestrutura, os autores relataram que as redes dendríticas nos grãos da liga foram eliminados pela cocção, ao passo que a estrutura granular da liga não foi afetada.

HARCOURT et alii (1970)¹⁵ analisaram as propriedades das ligas de Ni-Cr, que continham boro e silício como agentes desoxidantes. Concluíram que em relação à composição das ligas estudadas, a que apresentou melhores condições de fundi

ção possuía uma formulação próxima de 15% a 20% de Cr, 35% de Si e 0,4% de Bo. Foram analisadas as características de: resistência à tração, corrosão, dureza, microestrutura, contração de fundição, solda e ponto de fusão. Segundo os resultados, o boro tem uma ação de endurecedor, enquanto o silício aumenta a ductilidade da liga.

MOFFA et alii (1973)²⁸ fizeram uma avaliação das propriedades de duas ligas de metais básicos, usando como padrão uma liga de ouro convencional. Entre outras características, analisaram a dureza superficial das ligas na condição "como recebida" e após uma sequência de quatro ciclos de queima, simulando os procedimentos de cocção da porcelana. As conclusões dos autores em relação à microdureza mostram um aumento desses valores nas ligas áureas após o tratamento térmico. Já, no caso de duas ligas de Ni-Cr estudadas, os valores de dureza diminuíram. Ainda assim, com esse decréscimo, os valores de dureza Vickers das ligas à base de Ni-Cr são da ordem de 310 a 270, significativamente mais alto quando comparados com a liga áurea que tem seu valor em torno de 174. Esses valores elevados de dureza que se aproximam do esmalte dental (260 a 300) - são desejáveis numa liga para metalocerâmica, uma vez que isso se traduz como uma potencial resistência à abrasão e outras propriedades de resistência associadas com a estrutura do dente natural. Além da dureza, também as propriedades de resistência ao escoamento, à deformação permanente, à união da liga com a porcelana, apresentaram valores significativamente maiores do que a liga de ouro. Também, o módulo de elasticidade é duas vezes maior nas ligas não-áur

reas. De um modo geral, as características dessas ligas são superiores às da liga usada como controle, o que justifica o crescente interesse no uso desse material para próteses metalocerâmicas.

PAOLI (1975)³³ fez um estudo sobre as características que a porcelana e a infraestrutura metálica devem apresentar para um bom desempenho clínico. Quanto à liga metálica, considerou que a sua resistência está em função de suas características mecânicas e que os estudos feitos a esse respeito mostraram que o módulo de elasticidade é a propriedade mais importante em uma liga para uso em metalocerâmica. Sem essa característica, caso haja qualquer tipo de formação sobre a prótese, haveria formação de trincas na porcelana, que por sua natureza vítrea não se deforma. O autor concluiu que as ligas de Ni-Cr por apresentarem módulo de elasticidade duas vezes maior do que as ligas áureas são mais indicadas para servirem de substrato à porcelana fundida.

CAPUTO & REISBICK (1975)⁷ pesquisaram uma liga alternativa com a seguinte composição: Ni (68,4%), Cr (20%), Mo (45%), Sn (2%), Cu (1,5%), Al (0,01%) e Be (0,01%). Os autores concluíram que as suas propriedades mecânicas podiam ser consideradas satisfatórias apresentando inclusive algumas vantagens sobre as ligas de ouro tipo III.

LEWIS et alii (1975)²¹ estudaram o efeito das refunções de uma liga à base de Ni-Cr, dividindo esse estudo em 3 séries: (1) fundição por indução; (2) resistência elétrica e (3) maçarico gás/oxigênio. As propriedades estudadas são: resistência à tração, porcentagem de alongamento e dureza su-

perficial. Com relação à dureza, foi usado penetrômetro Leitz com uma ponta de diamante Vickers, com uma carga de 300g. Foi notado um declínio progressivo nos valores de dureza nas três séries de amostras; porém uma queda mais acentuada se apresentou quando a fonte de calor usada era o gás/oxigênio. O autor concluiu que, esse fenômeno de redução da dureza seria uma consequência das modificações da composição que ocorrem na liga durante os processos de fundição.

Continuando o estudo das ligas de Ni-Cr, LEWIS et alii (1975)²² desenvolveram um trabalho onde foi focalizada a metalografia dessas ligas. As amostras foram divididas em 3 séries e o método usado para obtenção dos corpos de prova foi a fundição por indução. Numa primeira série, os autores usaram apenas metal novo, na segunda série uma liga refundida quatro vezes e na terceira um metal novo, porém super-aquecido. Para o exame metalográfico, usaram seis soluções eletrolíticas, variando a voltagem e o tempo de ataque. O objetivo foi especificar a atividade de cada solução sendo que cada uma realça uma fase estrutural da liga. Por fim, para melhor definição da composição metalográfica foram usadas simultaneamente duas soluções: solução A (ácido nítrico, ácido acético glacial e água) para evidenciar os carbêtos interdendríticos e a solução B (ácido crômico e água), para visualização de detalhes adicionais nessa área.

Em sequência a essa pesquisa sobre metalografia de ligas à base de Ni-Cr, LEWIS et alii (1975)²³ realizaram um trabalho sobre as mudanças metalográficas e a identificação de fases quando da fusão dessas ligas. O método de fundição

foi de Indução para todas as séries de amostras, sendo a primeira série de metal novo, a segunda de metal refundido quatro vezes e a terceira de metal novo superaquecido. O propósito desse exame mais detalhado foi identificar visualmente a relação entre os elementos componentes da liga e a resistência mecânica, pela determinação das fases e suas mudanças provocadas pelas fundições repetidas. As estruturas dos carbêtos interdendríticos se tornavam menores e o conteúdo de carbono da liga diminuía com o processo de refundição. Em algumas regiões da liga havia o desaparecimento quase que total dos carbêtos eutéticos. A eliminação progressiva desses carbêtos foi provavelmente o fator responsável pela perda de resistência mecânica após as fundições.

NITKIN & ASGAR (1976)³⁰ avaliando ligas alternativas às ligas áureas fizeram um estudo onde verificaram a adaptação de corôas totais e corôas três-quartos, usando as seguintes ligas: Ni-Cr, Ag-Pd, Au-Ag, Cu-Pd, ouro baixo e uma liga áurea tipo III. Lembraram que o critério de escolha de uma liga não pode se condicionar apenas pelo seu custo mais baixo, mas deve-se levar em conta as seguintes características desse material: facilidade de manipulação, fundibilidade, boa adaptação, facilidade de acabamento, polimento e soldagem, além do que, deve apresentar propriedades mecânicas adequadas, resistência à corrosão e compatibilidade biológica. Os resultados obtidos indicaram que no nível ótimo de adaptação ficaram as ligas de ouro tipo III e o maior desajuste com as ligas de Ni-Cr.

HUGET et alii (1977)¹⁶ analisaram comparativamente

te as propriedades e composição de duas ligas de Ni-Cr, para uso em metalo-cerâmica. O estudo dos constituintes foi feito com as ligas na condição "como recebida" através de espectroscópio de absorção atômica. As amostras para os testes de resistência à tração foram feitos dentro do padrão da Associação Dental Americana, na sua especificação nº 14, para ligas de Cr-Co. Com ambas as ligas foi usado o método de fundição por indução. Algumas das propriedades estudadas foram: dureza, resistência à tração, alongamento, resistência à união liga-porcelana e limite elástico. Como resultado final, as duas ligas exibiram diferenças tanto microestruturais como nas propriedades mecânicas. A liga Wiron-S foi significativamente mais resistente e mais dura do que a liga Microbond-NP, que por sua vez tem os valores de resistência à união metal - porcelana comparáveis aos das ligas áureas.

Nesse mesmo ano, STEVENS (1977)⁴² realizou um trabalho onde fez considerações sobre o custo das ligas de Ni-Cr para metalocerâmica, suas propriedades de fundibilidade colocando ênfase ao problema de sensibilização alérgica pela presença de níquel. Citou casos de resposta alérgica ao níquel, através de moedas e jóias e considerou que esse problema pode ser um fator limitante no uso odontológico. Alertou que a manipulação dessas ligas exige pessoal treinado e equipamento especializado. Concluiu que as ligas não-preciosas deveriam ser consideradas como material adicional e não como substituto das ligas áureas.

BASSANTA & MUENCH (1978)⁴ fizeram um estudo sobre a influência do tratamento térmico e das velocidades de resfria-

mento sobre a dureza Brinell de ligas áureas. Foram usadas cinco marcas de ligas e as temperaturas do tratamento térmico variaram de 100° a 1000°C, em escala crescente de 100°C, com dez minutos de permanência em cada temperatura para então ser resfriado rápida ou lentamente. Com base nos resultados, concluíram que o resfriamento lento condiciona a um aumento na dureza das ligas, enquanto que o resfriamento rápido em água, conduzia a uma dureza menor, concordando com pesquisas anteriores. Todas as ligas estudadas apresentaram os maiores valores de dureza à temperatura de 500°C. Concluíram que um procedimento viável seria, quando da confecção de próteses metalo-cerâmicas com essas ligas, a realização de tratamento térmico endurecedor na temperatura de 500°C, deixando-se então a peça resfriar lentamente.

LEWIS et alii (1978)²⁴ estudaram o processo de cristalização dendrítica de ligas de Ni-Cr e Cr-Co através da análise metalográfica de amostras atacadas eletroliticamente com duas soluções. A técnica de ataque metalográfico dupla foi feita para ressaltar também a distribuição dos componentes. A solução A, usada em primeiro lugar foi: ácido nítrico - 10ml, ácido acético glacial - 5 ml e água - 85 ml e foi usada com 1,5V por 10 segundos. A solução B, usada na sequência era: ácido crômico-5ml e água-100 ml, usada com 3,0V por 5 segundos. Segundo os autores, a compreensão do sistema de cristalização dendrítica é essencial para entender o aspecto micro-estrutural das ligas. Isso inclui a distribuição de fases, a segregação dos componentes básicos e é de grande importância, também, o tamanho e a distribuição de vazios. A análise da

microestrutura de uma liga está relacionada diretamente com a técnica de fundição usada e é um fator determinante no estabelecimento do componente mecânico dessa liga.

MORRIS et alii (1979)²⁹ analisaram a influência dos tratamentos térmicos em várias ligas de metais básicos. As ligas estudadas foram: Cr-Co, Fe-Cr, Cr-Co-Ni e Ni-Cr. O método de fundição usado foi o de indução para todas as amostras, após o que foram submetidas a tratamentos térmicos nas seguintes temperaturas: 1300°, 1600°, 1900° e 2200°F por quinze minutos e imediatamente após, imersão em água fria. As propriedades analisadas foram: resistência limite à tração, alongamento, módulo de elasticidade e micro dureza Knoop. Todas as propriedades apresentaram valores máximos na condição "como recebida", ou seja, antes dos tratamentos térmicos. Em relação à micro dureza Knoop da liga de Ni-Cr, o seu valor foi de 310 e sofreu um considerável aumento para 378 após o tratamento a 2200°F, permanecendo estável nas temperaturas de 1300°, 1600° e 1900°F.

GOODALL & LEWIS (1979)¹³ estudaram a metalografia de ligas à base de níquel, após o tratamento térmico sob três temperaturas e três períodos de tempo para cada uma. A microestrutura da liga após a fundição mostrou mudanças tanto na matriz como na zona interdendrítica. A opinião dos pesquisadores foi que o tratamento térmico pode ser usado como uma rotina para remediar algumas deficiências no comportamento mecânico da liga, em particular sua baixa porcentagem de alongamento.

Com o aumento do interesse pelo uso de ligas alter-

nativas, SANTOS & MIRANDA (1981)³⁶ publicaram um trabalho onde cinco ligas de Ni-Cr foram estudadas em seus aspectos de micro-estrutura e propriedades mecânicas. Foram feitos ensaios de dureza Vickers, resistência ao dobramento e adesão liga-cerâmica. Para isso, foram selecionadas quatro condições experimentais: (1) "como recebida", (2) "botão de fundição", (3) "bruto de fusão" e (4) "após porcelana". Os valores de dureza registrados foram bastante elevados, chegando a exceder o de ligas de Au tipo IV, após tratamento térmico endurecedor. As variáveis experimentais modificaram substancialmente as propriedades estudadas, particularmente a dureza.

DUNCAN (1982)⁹ comparou a fidelidade de fundição de quatro ligas de Ni-Cr com uma liga nobre para metalo-cerâmica, quando usadas segundo as orientações do fabricante. Os melhores resultados foram obtidos com a liga áurea, seguida de duas ligas de metais básicos que continham berílio na sua composição. O autor considerou que os resultados podiam ser atribuídos a quatro fatores: (1) temperatura de fusão da liga; (2) composição da liga; (3) expansão do revestimento (na temperatura de fusão); (4) outros parâmetros técnicos.

KELLY & ROSE (1983)¹⁹ fizeram uma revisão da literatura sobre ligas não-preciosas para metalo-cerâmica, devido ao seu uso cada vez mais difundido entre os protesistas. Esse estudo pode ser esquematizado em cinco partes: (1) composição das ligas de metais não preciosos; (2) Propriedades físicas; (3) Biocompatibilidade; (4) Adesão da porcelana e (5) Corrosão. Com relação à dureza superficial os autores afirmaram que foi mais elevada em relação às ligas áureas, o que di

ficultou o seu polimento. Depois de polidas no entanto, o acabamento foi considerado melhor do que as ligas nobres. Além disso, as margens finas parecem ser mais resistentes ao polimento. As ligas não-preciosas forneceram uma estrutura mais forte para a colocação da porcelana e os p \hat{o} nticos puderam ser menos esp \hat{e} ssos do que com as ligas \acute{a} ureas.

MOFFA (1983)²⁷ fez uma revis \tilde{a} o dos estudos j \acute{a} feitos sobre ligas para metalocer \hat{a} mica e relatou que existe hoje uma variedade muito grande no mercado. Levou em conta que no caso das pr \acute{o} teses m \acute{e} talo-cer \hat{a} micas, o custo sensivelmente reduzido das ligas n \tilde{a} o-preciosas \acute{e} um fator determinante numa consider \acute{a} vel redu \tilde{c} o no custo geral do tratamento. Concluiu que n \tilde{a} o existe uma liga adequada para todos os casos e que o aparecimento de novas ligas \acute{e} uma constante, j \acute{a} que a metalurgia se especializa e h \acute{a} mudan \tilde{c} as na formula \tilde{c} o das ligas odontol \acute{o} gicas.

McLEAN (1983)²⁶ sintetizou as qualidades desejadas de uma liga para metalocer \hat{a} mica. S \tilde{a} o elas: ser bem tolerada pelos tecidos, n \tilde{a} o causar altera \tilde{c} o \tilde{e} s na cor da porcelana, ser resistente \tilde{a} corros \tilde{a} o, ter alto m \acute{o} dulo de elasticidade, ser f \acute{a} cil de fundir e soldar, possuir estabilidade t \acute{e} rmica e resist \tilde{e} ncia ao escoamento durante a coc \tilde{c} o, formar \acute{o} xidos compat \tilde{i} veis com a porcelana e possuir resist \tilde{e} ncia ao alongamento. Em rela \tilde{c} o \tilde{a} s ligas de Ni-Cr, o autor citou que a forma \tilde{c} o indesejada de \acute{o} xido de cromo pode ser evitada com a adi \tilde{c} o de ber \acute{i} lio, alum \acute{i} nio, n \acute{i} quel e mangan \tilde{e} s. Fez considera \tilde{c} o \tilde{e} s sobre o desenho do preparo e da aplica \tilde{c} o do opaco sobre essas ligas.

BARAN (1983)³ fez uma análise da metalurgia de ligas de Ni-Cr para metalo-cerâmica. Foram analisadas um total de doze ligas e estudadas as correlações entre composição e micro-estrutura, propriedades mecânicas e químicas, características de manipulação e a indicação do uso dessas ligas.

BERTOLOTTI (1984)⁵ afirmou que para ser feita uma seleção criteriosa de ligas para uso com cerâmica algumas características fundamentais devem ser levadas em conta. Entre as mais importantes estão as propriedades físicas, químicas, a compatibilidade biológica, a precisão na fundição e o tipo de união entre a liga e a porcelana. As ligas de alta fusão foram divididas em seis grupos, com base na sua composição. Da dureza superficial foi lembrada a sua importância em relação à resistência ao desgaste oclusal e propriedades de acabamento e polimento. Quando se refere a ligas de Ni-Cr, fica definido que as desvantagens que possam existir para o seu uso em coroas totais, são totalmente superadas no seu uso para confecção de infra-estruturas que irão receber a porcelana.

III - PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem por objetivo o estudo de quatro ligas de Níquel-Cromo, sendo três de fabricação Nacional e uma Norte Americana, nas condições "Como Recebida e Após Fundição" usando como fonte de calor gás/oxigênio, seguido de resfriamento lento, a fim de verificar a influência do processo de fundição sobre a Dureza Superficial dessas ligas.

IV - MATERIAIS E MÉTODOS

Foram utilizadas 4 ligas a base de Níquel/Cromo para metalo-cerâmica, adquiridas no comércio especializado e que estão relacionadas no Quadro I, juntamente com os respectivos fabricantes e formas de apresentação.

Quadro I - Ligas e fabricantes

LIGAS	FABRICANTES		APRESENTAÇÃO
I	Nicron's	Metalloy-Brasil	Bloco
II	Durabond-MS	Marquart-Brasil	Past-esférica
III	Resistal-P	Degussa-Brasil	Bloco
IV	Unibond-UTK	Unitek-USA	Pastilha Hexagonal

Os corpos de prova foram confeccionados com cêra azul para incrustações, marca Kerr, regular, tipo II, classe I, que tem sua apresentação comercial na forma de bastões hexagonais maciços.

Com a ajuda de um instrumento Lecron afiado e levemente aquecido, o bastão foi recortado em secções de 20 mm de espessura, e desse modo foram obtidas 20 pastilhas de cêra na forma sextavada com superfícies regulares, para facilitar o polimento após a fundição.

No centro de uma das superfícies sextavadas de cada pastilha de cêra foi posicionado o conduto de alimentação, feito com pino cilíndrico de aço inox, com 2 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento.

A câmara de reserva, de formato esférico, foi confeccionada com o mesmo tipo de cêra azul, marca Kerr, para incrustações, situando-se a 5 mm de distância da superfície do modelo.

Para a fundição foi usado um anel de ferro com 25 mm de diâmetro por 48 mm de altura, revestido internamente com uma tira de amianto umedecida.

O conjunto corpo de prova, conduto de alimentação e câmara de reserva foi posicionado em uma base formadora de cadinho, de borracha flexível.

Após o posicionamento do modelo de cêra na base formadora de cadinho, foi aplicado com um pincel o umectante marca Kerr. Em seguida o modelo foi lavado, seco e posteriormente pulverizado superficialmente com revestimento em pó para melhor adaptação do revestimento umedecido.

O revestimento usado foi o Multivest da Dentsply, High-Heat Casting Investment, na proporção de 14 ml de água para 100 gramas de pó espatulado manualmente por 45 segundos, num gral de borracha. O modelo de cêra foi incluído pela técnica de inclusão dupla ("boneca").

Após a presa final da primeira porção do revestimento que envolvia o modelo de cêra, o anel de fundição foi ajustado à base formadora do cadinho e totalmente preenchido com nova porção de revestimento recém-espaturado sob vibração.

Uma hora após o preenchimento dos anéis, armazenados na temperatura ambiente, foi dado início aos procedimentos de fundição.

Os anéis foram colocados num forno marca EDG, modelo FA IV, de fabricação nacional, e os passos da fundição foram os seguintes: 1. aquecimento até 260°C na primeira hora; 2. elevação da temperatura para 950°C na segunda hora; 3. manutenção dessa temperatura por meia hora e 4. fundição propriamente dita.

A fonte de calor utilizada foi oxigênio / gás liquefeito de petróleo, com maçarico marca Perkeo do tipo furos múltiplos. A quantidade da liga utilizada para a fundição de cada corpo de prova foi de aproximadamente 3,0 gramas.

A centrífuga marca Safrany, nacional, foi posicionada com duas voltas, de pressão na mola.

Após a fundição o anel foi deixado resfriar à temperatura ambiente. Em seguida a peça fundida foi removida, escovada sob água corrente e os vestígios de revestimento, foram removidos com um jato abrasivo de óxido de alumínio, com uma pressão de 80 lb/pol², por 10 segundos.

A remoção do conduto de alimentação foi feita com disco de carborundum e os corpos de prova foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada, marca Clássico. Para isso, cada corpo de prova foi posicionado dentro de um anel

metálico seccionado, a resina vertida sobre os espaços vazios e sobre cada anel foi colocado uma placa de vidro com um peso de 1 kg. Após a polimerização total da resina, os corpos de prova foram removidos do anel, e em seguida polidos.

Numa primeira fase, foi usado lixas marca Norton, em granulações decrescentes nºs 80, 180 e 600, para exposição total da superfície do corpo de prova envolto pela resina.

O polimento final foi dado numa politriz "Lufenco-Lutz-Ferrando" com óxido de cromo verde, marca "Carlo Erba" e refrigerado à álcool, para evitar aquecimento da superfície do metal.

As ligas na condição "como recebida" foram incluídas em acrílico conforme fornecidas pelos fabricantes e polidas de maneira idêntica à descrita para os corpos de prova da condição "após fundição".

Foram confeccionados 10 corpos de prova para cada liga analisada, sendo 5 na condição "como recebida" e 5 "após fundição", perfazendo um total de 40 corpos de prova.

Para os testes de dureza foi adotado o penetrômetro tipo Knoop, executado num escleroscôpio Durimet (Ernest Leitz, Germany) carregado com uma carga de 100 gramas (Foto 1).

Sobre a superfície polida de cada corpo de prova, foram feitas 25 penetrações segundo a técnica do quadrante, sendo 5 em cada lado do quadrante e cinco no centro geométrico do corpo de prova, num total de 125 marcas de dureza Knoop para cada condição estudada, perfazendo 250 para cada liga (Tabela 3).

Os índices de dureza Knoop foram obtidos por meio

da tabela de conversão, a partir dos valores das penetrações de cada amostra, feitos em micrômetros.

Concluído os testes de dureza superficial, foi feito um ataque metalográfico com a solução proposta por Lewis (22), usada eletroliticamente com 4V, por 5 segundos, para evidenciar a cristalização superficial das ligas estudadas.

Os aspectos estruturais foram observados através de um microscópio metalográfico "Carl Zeiss - Germany" e foram documentados fotograficamente, com um filme Ektakrome II 100 Asa e um Panatomic-X-Kodak.

V - RESULTADOS

Estão apresentados na Tabela 1, os valores de dureza superficial de quatro ligas não-preciosas para metalo-cerâmica, em dureza Knoop, nas condições de "como-recebida" e "após-fundição".

Os dados apresentados na Tabela 1 foram submetidos a uma análise de variância. Os resultados dessa análise estão na Tabela 2.

A análise apresentada na Tabela 2 mostra que os procedimentos de fundição alteram significativamente a dureza média das ligas, e que, após a fundição, apresentou variação nos seus valores.

Os valores médios de dureza estão na Tabela 3.

Observando as Tabelas 2 e 3, verificamos que a dureza das ligas é, em média, menor após a fundição.

Para comparar estatisticamente, as médias de dureza, após fundição, aplicou-se o teste de Tukey, ao nível de 5%. Este teste mostrou que, após a fundição, a liga I (Ní cron's), apresenta, em média, dureza menor do que as demais.

Tabela 1 - Médias de 25 valores de dureza superficial Knoop, nas condições de "como-recebida" e após fundição, de 4 ligas não-preciosas para metalo-cerâmica.

LIGA	COMO RECEBIDA	APÓS FUNDIÇÃO
NICRON'S	389,2	213,2
	366,4	253,3
	490,8	291,7
	372,4	303,7
	481,0	229,5
DURABOND	450,9	309,9
	474,2	349,4
	454,4	356,1
	416,9	373,6
	516,5	341,4
RESISTAL-P	412,6	318,9
	424,4	397,6
	429,9	417,1
	431,2	347,0
	478,6	408,3
UNIBOND	386,3	345,1
	418,8	417,2
	421,0	257,9
	424,1	360,6
	430,0	353,1

Tabela 2 - Análise de variância.

CAUSAS DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM	F
Condição	1	102.515,60	102.515,60	62,45**
Ligas "Como Recebidas"	3	6.686,10	2.228,70	1,36
Ligas "Após fundição"	3	39.734,65	13.244,88	8,07**
Resíduo	32	52.526,86	1.641,46	
TOTAL	39	201.463,11		

** = significância ao nível de 1%.

Tabela 3 - Valores médios de 125 medidas de dureza de 4 ligas não-preciosas para metalo-cerâmica, "como recebida" e "após fundição".

LIGA	"COMO RECEBIDA"	"APÓS FUNDIÇÃO"
NICRON'S	419,96	258,28
DURABOND	462,58	346,08
RESISTAL-P	435,34	377,78
MEDIA	433,48	332,23

A liga 1 (Nicron's), após fundição apresenta um comportamento diferente das outras três, tendo uma queda de dureza mais acentuada, ao passo que as restantes exibem perdas nos valores de dureza bem menores.

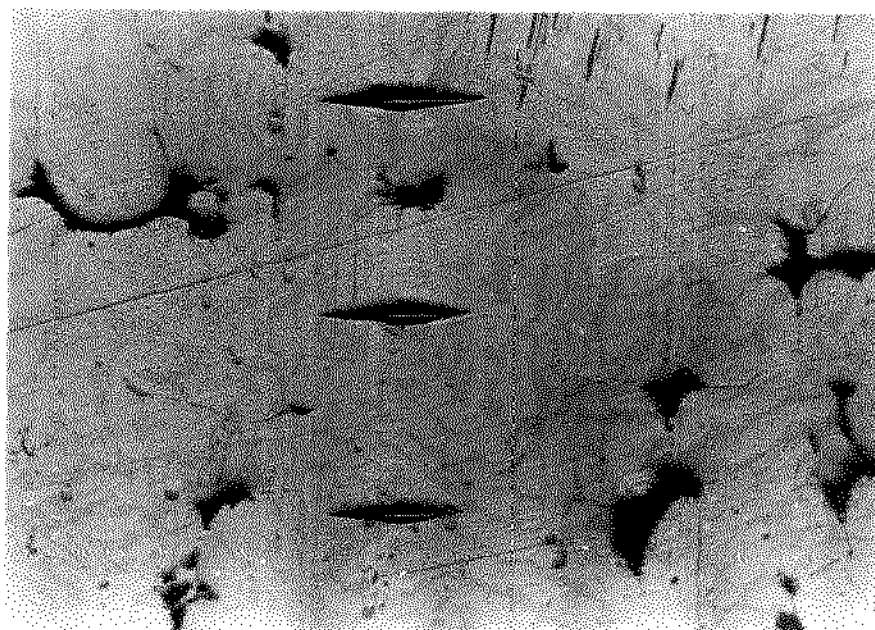


Figura 1 - Marcas de dureza Knoop.

GRÁFICOS DE DUREZA

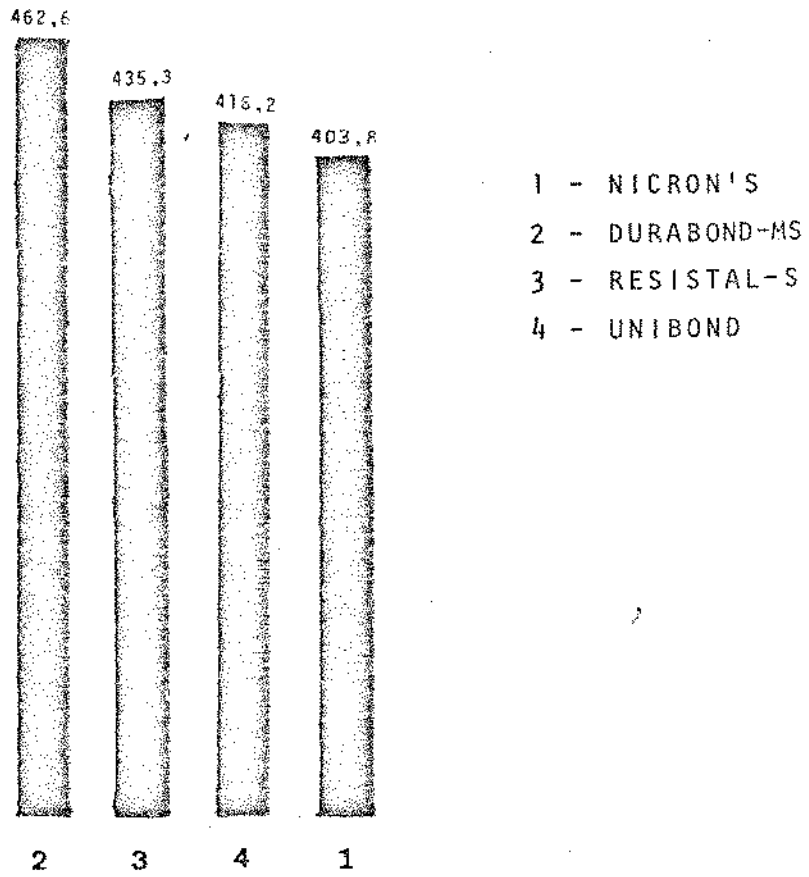


FIG. I-MÉDIA DOS VALORES DE DUREZA DAS LIGAS "COMO RECEBIDA".

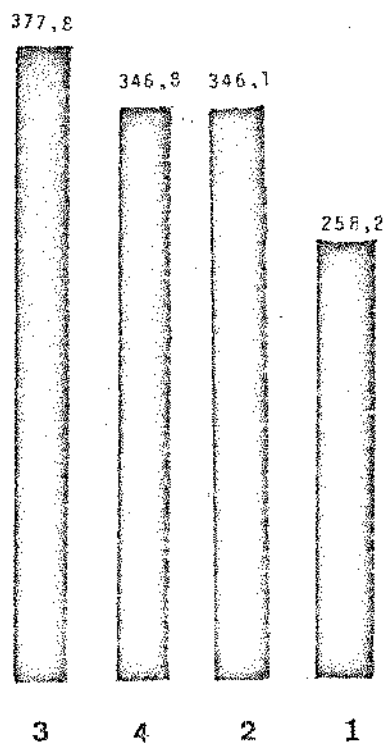


FIG. II-MÉDIA DOS VALORES DE DUREZA DAS LIGAS (APÓS FLUIDIFICAÇÃO)

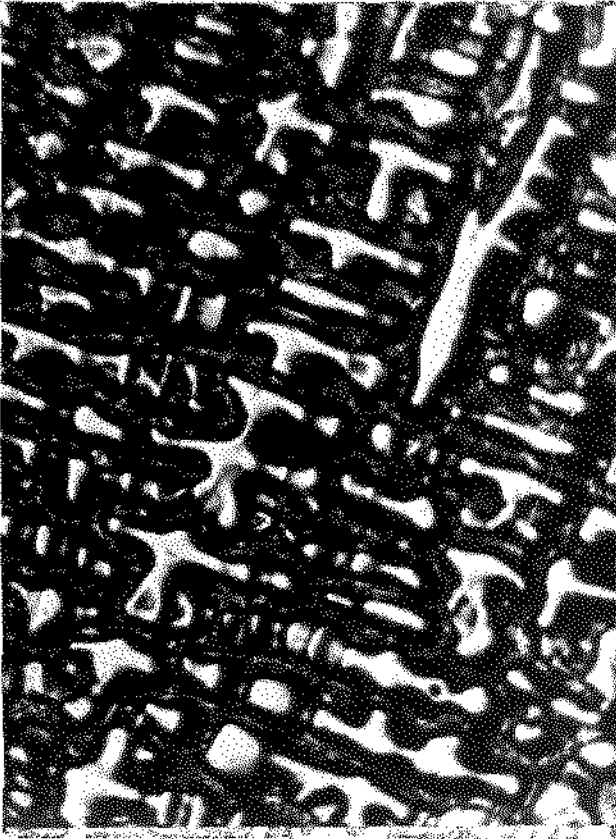


Fig. 2A - Liga 4 - Unibond

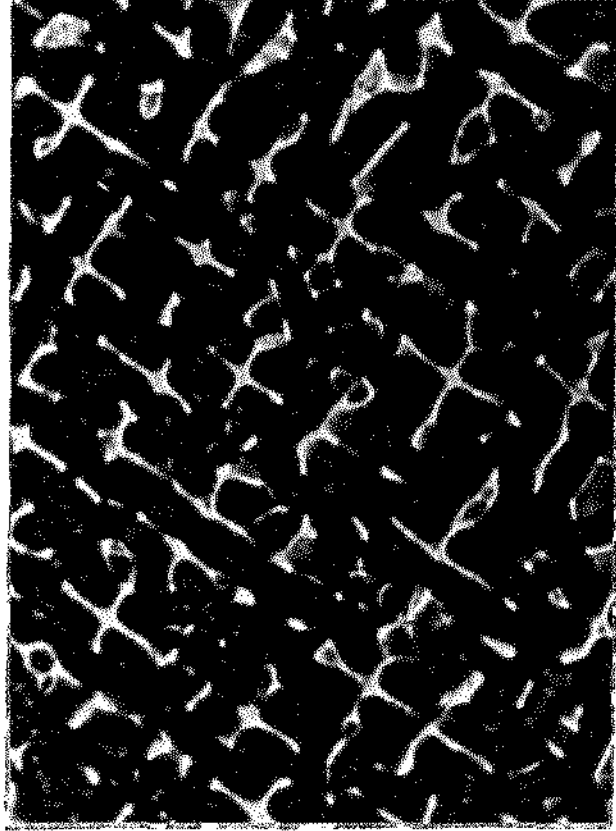


Fig. 2B - Liga 2 - Durabond



Fig. 2C - Liga 3-Resistal-P

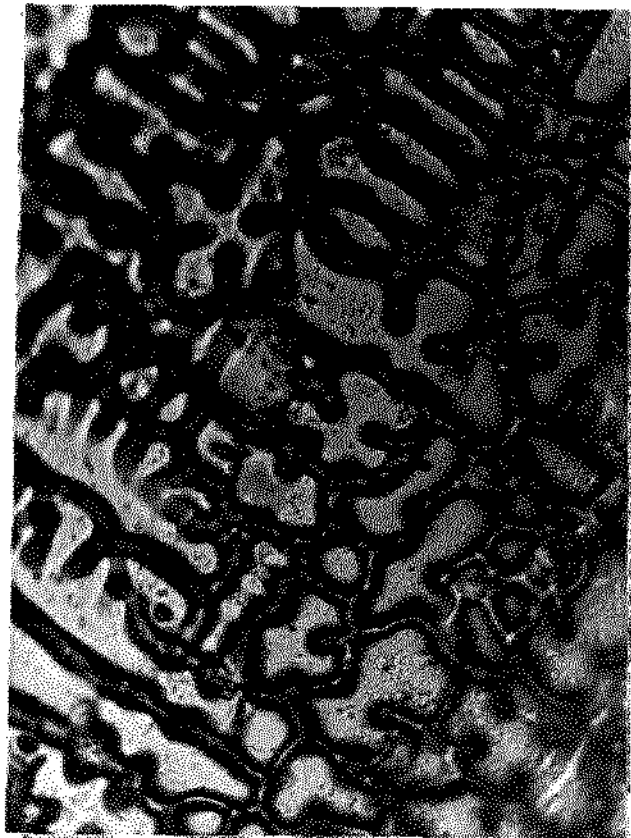


Fig. 2D - Liga 1 - Nicron's

VI - DISCUSSÃO

O sucesso clínico de uma restauração metalo-cerâmica depende diretamente das propriedades físicas dos materiais usados. Entre as propriedades de uma liga de metais básicos, a dureza superficial é uma das que exibem os valores mais elevados, o que interessa tanto ao dentista como ao protético.

Clinicamente, esses valores elevados são desejáveis, uma vez que a dureza nos indica uma potencial resistência à abrasão da liga, condição essa necessária para o uso das ligas com a porcelana dental.

Nas medidas de dureza superficial realizadas com as ligas na condição "como recebida" os valores obtidos classificaram as ligas na seguinte ordem decrescente: Durabond, Resistal-P, Unibond e Nicron's.

Quando analisadas na sua propriedade de dureza superficial na condição "após-fundição" as 4 ligas estudadas apresentaram um decréscimo nos seus valores, classificando-se então na seguinte ordem decrescente: Resistal-P, Unibond, Durabond e Nicron's.

Das ligas estudadas a única que teve uma diminuição da dureza após a fundição, estatisticamente significativa, foi a liga Nicron's de fabricação nacional.

Ao nosso ver as diferenças de comportamento que as ligas estudadas exibiram entre si, diz respeito à composição de cada uma, que por ser segredo industrial de cada fabricante, nos é desconhecida.

Para confirmação dessa hipótese, foram feitas algumas fotomicrografias após o ataque eletrolítico para evidenciar as diferenças estruturais, das ligas entre si e que estão na página 34.

Podemos ver na página 34 que as fotomicrografias das ligas estudadas apresentam todas cristalização dendrítica de forma cristalina semelhante.

Com relação à micro-dureza evidenciamos que as fotos correspondentes às ligas Unibond e Durabond apresentam a mesma formação cristalina confirmando os resultados obtidos.

A liga Resistal-P apresenta uma cristalização menor do que as demais, responsável pelos valores de dureza máximos.

Já na foto correspondente à liga Nicron's é evidente o tamanho maior dos grãos cristalinos, embora também em formação dendrítica, sendo isso a causa do menor valor de dureza encontrado.

Os achados estão de acordo com os seguintes autores: MOFFA et alii, LEWIS et alii, HUGET et alii, MORRIS et alii e SANTOS & MIRANDA, que confirmam haver sempre uma redução nos valores de dureza, quando uma liga à base de Ni-Cr é fundida.

LEWIS et alii afirmam ainda, que quando a fonte de calor é um maçarico gás/oxigênio, as ligas apresentam uma diminuição mais pronunciada nos valores de dureza, como no caso da presente pesquisa.

VII - CONCLUSÕES

Tendo em vista os resultados obtidos nesta investigação nos parece lícito concluir que:

1º) As quatro ligas estudadas apresentaram diminuição dos valores de dureza superficial quando submetidas ao processo de fundição, usando como fonte de calor gás/oxigênio seguido de resfriamento lento.

2º) A liga Resistal-P foi a que apresentou mais dureza superficial após fundição e a Nicron's a menor.

VIII - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

01. ASGAR, K. & PEYTON, F.A. Effect of microstruture on the physical properties of cobalt-base alloys. J. dent. Res., 40: 63-72, Jan/Feb. 1961.
02. ASGAR, K. & PEYTON, F.A. Effect of casting conditions on some mechanical properties of cobalt-base alloys. J. Dent. Res., 40: 73-86, Jan/Feb. 1961.
03. BARAN, G.R. The metallurgy of Ni-Cr alloys for fixed prosthodontics. J. prosth. Dent., 50(5): 639-60, Nov. 1983.
04. BASSANTA, A.D. & MUENCH, A. Influência das temperaturas de tratamento térmico e das velocidades de resfriamento na dureza Brinell de ligas metalo-cerâmicas. Revta. Fac. Odont. S. Paulo, 16: (1): 35-8, Jan/Jun. 1978.
05. BERTOLOTTI, R.L. Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. J. Am. Dent. Ass., 108: 959-65, June 1984.
06. BRECKER, S.C. Porcelain baked to gold-anew medium in prosthodontics. J. prosth. Dent., 6: 801-10, 1956.

07. CAPUTO, R.P. & REISBICK, M.H. Mechanical properties of a non-precious type III alloy. J. Dent. Res., 54 (2): 428, 1975.
08. CIVJAN, S. et alii. Effects of heat treatment on mechanical properties of two nickel-chromium based casting alloys. J. Dent. Res., 51: 1537-45, Nov/Dec. 1972.
09. DUNCAN, J.D. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prosthodontics. J. prosth. Dent., 47
10. EASTON, G.S. A wrought metal for technical use. J. Dent. Res., 19(4): 403-11, Aug. 1940.
11. FAHRENWALD, F.D. A development of practical substitutes for platinum and its alloys, with special reference to alloys of tungsten and molybdenum. J. Nat. Dent. Ass. 3(1): 47-84, Mar. 1916.
12. FAIRHUST, L.W. & LEINFELDER, K.F. Heat treatment porcelain enamel restorations. J. prosth. Dent., 16(3): 554 - 6, May/June 1966.
13. GOODALL, T.G. et alii. The metallography of heat treatment effects in a nickel base casting alloy. A preliminary report. Aust. dent. J., 24(4): 235-7, Aug. 1979.
14. HANNAH, C. Platinum metal in dentistry. Br. dent. J., 95 (21): 1391-9, Nov. 1946.
15. HARCOURT, H.J. et alii. The properties of nickel-chromium casting alloys containing boron and silicon. Br. dent. J., 3: 419-23, Nov. 1970.
16. HUGET et alii. Properties of two-nickel chromium crown and bridge alloys for porcelain veneering. J. Am. dent. Ass., 94: 87-90, Jan. 1977.

17. JOHNSTON, J.F. et alii. The use and construction of gold crowns with a fused porcelain veneer a progress report. J. prosth. Dent., 6: 811-21, 1956.
18. JOHNSTON, J.F. et alii. Porcelain veneers fused to cast gold crowns. J. Am. dent. Ass., 57: 48-53, 1958.
19. KELLY, J.R. & ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literature review. J. prosth. Dent., 49(3): 363-70, Mar. 1983.
20. LANE, J.R. Survey of dental alloys. J. Am. dent. Ass., 39: 415-37, Oct. 1949.
21. LEWIS, A.J. et alii. The effects of remelting on the mechanical properties of a nickel-base partial denture casting alloy. Aust. dent. J., 20 (7): 89-93. Apr. 1975.
22. LEWIS, A.J. et alii. The metallography of a nickel base casting alloy. Aust. dent. J., 20(5): 298-303, Oct. 1975.
23. LEWIS, A.J. et alii. Metallography changes and phase identification in a nickel base alloy upon fusion and casting. Aust. dent. J., 20(6): 378-83, Dec. 1975.
24. LEWIS, A.J. et alii. Dendritic crystallization. Aust. dent. J., 23(4): 356-8, 1978.
25. McLEAN, J.W. The Science and Art of Dental ceramics, vol. 1 - Quintessence Publishing Co., Inc. 1979, Chicago.
26. McLEAN, J.W. et alii. The metal ceramic restoration. Dent. Clin. N. Am., 27(4): 747, Oct. 1983.
27. MOFFA, J.F. Alternative dental casting alloys. Dent. Clin. N. Am., 27(4): 733-46, Oct. 1983.

28. MOFFA, J.F. et alii. An evaluation on non-precious alloys for use with porcelain veneers. Part. I. Physical properties. J. prosth. dent., 30: 424-31, 1973.
29. MORRIS, H.F. et alii. The influence of heat treatments on several types of base-metal removable partial denture alloys. J. prosth. dent., 41(4): 388-94, Apr. 1979.
30. NITKIN, D.A. & ASGAR, K. Evaluation of alternative alloys to type III gold for the use in fixed prosthodontics. J. Am. dent. Ass., 93: 622-9, Sept. 1976.
31. O'BRIEN, N.J.; KRING, J.E.; RYGE, G. Heat treatment of alloys to be used for the fused-porcelain tecnic. J. prosth. dent., 14: 955-60, Sep./Oct. 1964.
32. PAFFENBARGER, G.C. et alii. Base metal alloys for oral restorations. J. Am. dent. Ass., 39(1): 852-62, June 1943.
33. PAOLI, Y.S. Le point de viee du clinicien. Les ceramo-nickels rugorités de surface des infrastructures metalliques on mini-epaulements. Actual odontostomat, 109: 27-35, 1975.
34. POGGIOLI, J. et alii. Emaillage d'un alliage non-precieux avec la porcelaine dentaire. Revue. fr. Odonto-Stomat. 15: 1215-20, Nov. 1968.
35. RUHNKE, L.A. Contribuição ao estudo das ligas de ouro (verificação da dureza sobre a influência dos tratamentos térmicos). Piracicaba, 1964. Tese (Livre-Docência) - F.O.P.
36. SANTOS, J.F. & MIRANDA, M.F. Propriedades de ligas não preciosas para metalo-cerâmica. Revta. Ass. paul. Ci-rurg. Dent., 35(3): 265-71, maio/jun. 1981.

37. SHELL, J.A. Heat treatment of gold nickel alloys. J. Am. dent. Ass., 17(3): 409-13, Mar. 1930.
38. SHELL, J.S. Heat treatment of ternary alloys containing gold and nickel. J. Am. dent. Ass., 18(8): 15414, Aug. 1931.
39. SILVER, M.; KLEIN, G.; HOWARD, M.C. Platinum -porcelain restoration. J. prosth. Dent., 6: 695-705, Sept. 1956.
40. SKINNER, E.W. & PHILLIPS, R.M. The science of dental materials. 8 ed. Philadelphia, Saunders, 1984, p. 407-411.
41. SMITH, D.L.; COLEMAN, R.L.; WAIN, R. Porcelain fused to gold. J. dent. Res., 38: 759, 1959. (Abstract).
42. STEVENS, L. Some aspects of non-precious metal alloys for ceramic restorations. Aust. dent. J., 22 (1): 11-3, Feb. 1977.
43. VON RADNOTH, M.S. & LAUTENSCHLAGER, E.P. Metal surface changes during porcelain firing. J. dent. Res., 48: 321-4, 1969.
44. WEISS, P.A. New design parameters: utilizing the properties of Ni-Cr super alloys. Dent. Clin. North. Am., 21: 749, 1977.
45. WISE, E.M. Metals Randbook, v.1: properties and selection. Bed. Ohio, American Society for Metals, 1961. p.1193-5.

IX - RESUMO

Estudou-se a propriedade física - dureza superficial - de 4 ligas de Ni-Cr para metal-cerâmica, sendo 3 nacionais e uma de fabricação norte-americana.

As condições escolhidas para essa análise foram "como recebida" e "após fundição". Para o estudo das ligas "como recebida" incluiu-se emacrílico a liga como fornecida pelo fabricante, na forma de pastilhas.

No caso das ligas "após fundição" foram feitos 20 C.P. em cêra, incluídos em revestimento à base de fosfato e fundidos com o auxílio de um maçarico gás/oxigênio. Após a remoção e limpeza, os C.P. foram incluídos em resina acrílica e posteriormente submetidos a um polimento metalográfico. As medidas de dureza foram então tomadas com o auxílio de um penetrômetro tipo Knoop, sendo feitas um total de 250 penetrações para cada liga.

A análise estatística indicou um decréscimo nos valores de dureza de todas as ligas estudadas, porém significante apenas para a liga Nicron's.

O estudo permitiu concluir que quando submetidas aos procedimentos de fusão, as ligas de Ni-Cr estudadas apresentaram diminuição nos valores de dureza superficial.

X - SUMMARY

The purpose of this research was to investigate one mechanical property - Knoop hardness - of 4 metal - ceramic nickel-chromium alloys, 3 of national and one of U.S.A. manufacture. The conditions chosen for this research were "as cast" and "after casting". For the study of the alloy in the "as cast" condition, the alloy supplied by the manufacture in the shape of pastilles or cubes was included in acrylic resin. In the case of "after-casting" alloys, 20 specimens in wax were prepared and then included as a coating to the phosphate base and cast with an oxy-acetylene torch. After removal and cleaning, the specimens were included in acrylic resin and latter submitted to metallographic polishment. Hardness measurements were taken with the help of a Leitz Duriment Hardness Tester with a Knoop diamond and 100g load, a total of 250 indentations being made for each alloy. The statistical analysis showed a decrease in hardness values of all studied alloys, but only significant for the Nicron's alloy. The study made it possible to conclude that when submitted to casting

procedures, the non-precious alloys for metaloceramic studies, presented a reduction in superficial hardness values.