

*Este exemplar foi devidamente
corrigido conforme resolução
CCPG/036/83.*

Piracicaba, 10 de junho de 1991.

[Assinatura]

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

LOURENÇO CORRER SOBRINHO ✎
CIRURGIÃO - DENTISTA

**LIGAS DO SISTEMA Cu-Al-Zn-Nb, Cu-Al e Cu-Zn
(ESTUDOS DA CORROSÃO QUÍMICA E DE ALGUMAS
PROPRIEDADES FÍSICAS)**

Orientador: *Prof. Dr. João Manuel Domingos de Almeida Rollo* ✎

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Ciências, Área: Materiais Dentários.

PIRACICABA - S.P.

- 1991 -

Bc/9105704

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Dedico este trabalho aos meus pais
MÁRIO e JOSEPHINA e aos meus ir-
mãos pelo incentivo e carinho du-
rante esta jornada.

"Todo homem estima-se por aquilo que
é capaz de fazer e por conseguinte
pelos resultados aos quais aspira,
pelas finalidades às quais se sente
capaz de pretender e para as quais
se obriga a fazer esforços".

MÁRCIA CRISTINA

Ao Prof. Dr. JOÃO MANUEL DOMINGOS DE ALMEIDA ROLLO

Orientador e amigo,

pela segura orientação no
transcorrer deste trabalho,

meu sincero agradecimento.

Ao Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI
Pelas sugestões e orientação
prestadas na elaboração desta
tese.

Ao Prof. Dr. LUIZ ANTONIO RUHNKE
Pela colaboração na fase labora-
torial deste trabalho.

Ao Prof. Dr. MÁRIO FERNANDO DE GÓES
Pela colaboração durante a confec-
ção desta tese.

A Profa. Dra. MARINEIA DE LARA HADDAD
da Escola Superior de Agricultura Luiz
de Queiroz - ESALQ
Pela elaboração dos cálculos estatís-
ticos desta tese.

Ofereço

AGRADECIMENTOS

Ao Diretor Prof. Dr. RENATO ROBERTO BIRAL e seu Associado, Prof. Dr. OSVALDO DI HIPÓLITO JÚNIOR pelo incentivo no desenvolvimento da pesquisa nesta Faculdade.

À Coordenadoria de pesquisas da UNICAMP pela concessão da bolsa de estudo durante o curso de pós-graduação.

Aos funcionários e professores da Faculdade de Engenharia de Materiais de São Carlos - USP pela ajuda, amizade e grande colaboração nos testes efetuados nessa Unidade.

Ao Prof. Dr. WOLNEY LUIZ STOLF pela oportunidade de poder iniciar a carreira Universitária.

Aos funcionários Sr. ADÁRIO CANGIANI e Sr. PEDRO JUSTINO pela colaboração nas fotografias e parte laboratorial.

Ao torneiro mecânico Sr. ÉDER JOSÉ QUELLER pela colaboração na confecção de algumas matrizes.

A Profa. VADETE ANTONIO pela colaboração na correção gramatical.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação, pela amizade durante todo o curso.

Às secretárias Sra. MARIA GENI FORTI e Sra. SELMA A. B. DE SOUZA, pela amizade e atenção prestada.

Ao técnico em prótese dental, Sr. JORGE A. ALCARDE pela utilização de seu laboratório.

Às Sras. SUELI DUARTE DE OLIVEIRA SOLIANI e JUREMA FERAZ CARDOSO bibliotecárias da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP pela orientação nas referências bibliográficas.

Ao Sr. ALEXANDRE ROCHA ARBEX do Centro de Processamento de Dados da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela digitação do texto.

Aos professores e funcionários do colégio C.L.Q. pela ajuda prestada.

Ao Sr. GUILHERME ELIAS P. HENRIQUES e Sra. MARIA RITA MARROCOS MACHADO pela colaboração na tradução de alguns textos usados neste trabalho.

E a todos que direta ou indiretamente auxiliaram na elaboração deste trabalho.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	001
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	006
3 - PROPOSIÇÃO	036
4 - MATERIAIS E MÉTODO	038
4.1 - Materiais	039
4.1.1 - Liga Alternativa EXPERIMENTAL	039
4.1.2 - Ligas Alternativas Comerciais	040
4.2 - Método	041
4.2.1 - Análise Química	041
4.2.2 - Ensaio de Dureza Vickers	041
4.2.3 - Análise Metalográfica	045
4.2.4 - Ensaio de Corrosão Através da Análise Ele- troquímica Potenciocinética	047
4.2.5 - Ensaio de Fluidéz	050
4.2.6 - Ensaio de Contração de Fundição	052
4.2.7 - Ensaio de Tração	057

5 - RESULTADOS	063
5.1 - Análise Química	064
5.2 - Dureza Vickers	064
5.3 - Metalografia	066
5.4 - Corrosão Através da Análise Eletroquímica Potencio_ cinética	070
5.5 - Fluidez	075
5.6 - Contração de Fundição	077
5.7 - Tração	078
6 - DISCUSSÃO	081
6.1 - Formulação da Liga	082
6.2 - Análise Química	084
6.3 - Dureza Vickers	085
6.4 - Metalografia	087
6.5 - Corrosão Através da Análise Eletroquímica Potencio_ cinética	088
6.6 - Fluidez	091
6.7 - Contração de Fundição	093
6.8 - Tração	095
7 - CONCLUSÃO	098
8 - RESUMO	101
9 - SUMMARY	104
10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	107
11 - APÊNDICE	118

2
INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

A Odontologia moderna começou a desenvolver-se como ciência praticamente no século XVIII, com a publicação dos trabalhos dos pesquisadores FAUCHARD¹⁴, PFAFF³⁵ e CHAMANT⁶. Entretanto, as restaurações metálicas fundidas somente foram utilizadas na Odontologia nos fins do século passado, através de processos rudimentares e incipientes.

As técnicas de fundição empregadas na época, por sua vez, começaram a evoluir a partir da divulgação feita por TAGGART⁴⁸, em 1907, onde demonstrava a possibilidade de obter incrustações a ouro pelo método da cera perdida.

O ouro e suas ligas sempre ocuparam lugar de destaque na Odontologia devido a suas excelentes propriedades, razão pela qual foram utilizadas na confecção de diversos tipos de trabalhos protéticos e na maioria dos procedimentos restauradores odontológicos. Porém, devido aos problemas econômicos advindos do elevado preço do ouro no mercado mundial, os pesquisadores vêm estudando o desenvolvimento de ligas alternativas que apresentem propriedades mecânicas, físico-químicas, biológicas, clínicas e estéticas semelhantes ou próximas às ligas áureas. A utilização das chamadas ligas não nobres possibilitaria a realização de tratamentos odontológicos menos onerosos, aumentando a faixa da população com possibilidade para o trabalho clínico.

Assim, em 1915, ROEBUCK³⁷, com interesse em obter ligas menos onerosas, relatava sua experiência com coroas de alumínio.

Alguns anos mais tarde, em 1931, TAYLOR⁴⁹ informava sobre uma liga de bronze-alumínio denominada Postizo-Gold. Em 1943, as tentativas de substituir as ligas áureas por ligas de cobre foram relacionadas por PAFFENBARGER et al³⁴ com a informação de que essas ligas sofriam descoloração e corrosão acentuada.

Anos mais tarde, KANATAKE²³, em 1958, determinou a resistência à corrosão de vinte e dois tipos de ligas odontológicas, entre elas algumas de cobre. Já NAGAI³³, em 1959, fez considerações à baixa situação econômica no Japão e à quantidade enorme de ligas não preciosas encontradas nesse país, como as ligas ricas em cobre. Ainda no Japão, FUSAYAMA et al¹², em 1965, descreveu as propriedades de uma liga à base de cobre-zinco (Progold) para uso odontológico. Essa liga era quimicamente estável e apresentava propriedades físicas aceitáveis.

Em 1971, WALD e COCKS⁵⁴, estudaram quatro ligas à base de cobre, níquel e manganês e verificaram que essas ligas não nobres eram possíveis de serem desenvolvidas para uso odontológico. GEISSLER e GALLOWAY¹⁵, em 1977, investigaram uma liga do sistema cobre-alumínio, indicada para coroas e pontes, verificando um aumento na resistência à corrosão, quando a quantidade de alumínio foi aumentada em 8%.

Por sua vez, as ligas alternativas de Cu-Al foram introduzidas no mercado brasileiro sem maiores considerações e hoje ocupam lugar de destaque no meio odontológico, sendo utilizadas em 70% dos trabalhos protéticos. Porém, devido às poucas informações quanto às propriedades biológicas, mecânicas, físico-químicas, as ligas alternativas não deveriam ser usadas de forma indis

criminada.

Assim, na maioria das vezes, os profissionais utilizam essas ligas sem saber se elas possuem propriedades desejáveis e fundamentais para uso no meio bucal. Uma das soluções seria o fornecimento pelo fabricante de dados técnicos referentes a cada tipo de liga, enquanto não se estabelece um órgão que possa fiscalizar e controlar a utilização dessas ligas. Portanto, não é possível compreender a pura e simples substituição das ligas de ouro por outras alternativas que não preencham satisfatoriamente as propriedades e qualidades oferecidas pelo ouro.

Com o objetivo de fornecer ligas alternativas de boa qualidade, vários pesquisadores nacionais desenvolveram algumas ligas para emprego dental. Assim, MUENCH³², em 1969, foi um dos primeiros pesquisadores a desenvolver liga com baixo conteúdo de ouro e que oferecia vantagem em relação ao custo.

Alguns anos mais tarde, SIMONETTI⁴⁵, em 1975, iniciou estudos com dez ligas do sistema cobre-alumínio. O autor selecionou três ligas que passaram a ser utilizadas em pacientes. Posteriormente, demonstrou-se que uma das três ligas era praticamente imune à oxidação no meio bucal. Essa liga foi aperfeiçoada, apresentando propriedades físicas e mecânicas semelhantes às ligas de ouro, tipo III. Em maio de 1980, foi lançada comercialmente no mercado odontológico com o nome de DURACAST MS⁴⁷, onde foi bem aceita na época, apesar dos poucos estudos clínicos.

De acordo com a colocação do problema, acreditamos que tais fatos justifiquem o interesse em esclarecer o comportamento das ligas alternativas, através de estudos científicos. Diversas

pesquisas vêm sendo executadas nos últimos anos, com o intuito de melhorar as qualidades das ligas, alterando os tipos de componentes ou a porcentagem desses componentes nas ligas. Assim, achamos válido estudar uma liga na qual adicionaremos o elemento nióbio na matriz Cu-Al-Zn.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Da bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

FAUCHARD¹¹, em 1728, publicou um tratado descrevendo muitos tipos de restaurações dentárias, incluindo um método para construção de dentaduras artificiais em marfim.

PFAFF³⁵, em 1756, descreveu pela primeira vez o método de obter moldagens da boca em cera, a partir da qual ele construiu um modelo com gesso-de-paris.

Em 1792, CHAMANT⁶ patenteou um processo para a construção de dentes em porcelana, sendo posteriormente utilizado na confecção de incrustações em porcelana.

Em 1907, TAGGART⁴⁸ apresentou um documento à Sociedade Dental de Nova York, onde demonstrava a possibilidade de obter incrustações pelo método da cera perdida, através de um dispositivo onde a força da pressão do ar introduzia uma pequena quantidade de ouro puro no molde de revestimento.

Em 1915, ROEBUCK³⁷ relatou sua experiência com coroas de alumínio. Ele confeccionou as primeiras restaurações com ligas à base de alumínio, indicando-as para cavidades extensas, em substi

tuição ao ouro, por serem de menor custo, apresentaram resultados satisfatórios em presença dos fluidos bucais e foram facilmente brunidas ao redor das bordas das restaurações.

HOFMAN¹⁸, em 1924, relatou sobre um reativo utilizado no ataque metalográfico para ligas à base de cobre, com a seguinte composição: 10 ml de HNO₃; 10 ml de ácido acético; 15 ml de HCl e 4 gotas de glicerina. Sendo que o contacto do corpo de prova com o reativo poderia ser obtido de dois modos: ataque por imersão ou ataque por aplicação.

Em 1931, TAYLOR⁴⁹ informava que a liga Postizo Gold era extensivamente noticiada na literatura dental. A liga era comercializada pela Postizo Gold Company, Chicago III. A composição química da liga (em peso) era: cobre 86,9%, alumínio 9,8%, estanho 2% e níquel 1,3%. O material podia ser classificado como bronze de alumínio. Essa liga era recebida em caixas com o logotipo "1 oz. Gold". O preço era de cinco dólares a onça.

PAFFENBARGER et al³⁴, em 1943, relataram sobre as tentativas de substituir as ligas áureas por outras ligas não nobres, como por exemplo, pelas ligas de cobre. As ligas à base de cobre têm sido estudadas em muitos países, e nos Estados Unidos não foram aprovadas para uso dental. As ligas à base de cobre e zinco, empregadas na Europa Central, sofriam descoloração e corrosão acentuada. Os sais de cobre formados por ação dos fluidos orais causavam irritação local nos tecidos moles adjacentes às restaura

ções.

HOLLENBACK e SKINNER¹⁹, em 1946, analisando o fato da contração ocorrida durante a fundição de incrustações com ligas de ouro ser importante para a compensação do molde, teceram considerações a respeito das técnicas indireta e direta de mensuração da contração de fundição. O método indireto consistia em medir o modelo de cera e depois medir a fundição resultante. Este método era sujeito a críticas, como: dificuldade de medir a cera com fidelidade; habilidade de medir ou levar em consideração a alteração no tamanho do molde durante a fundição; e habilidade de medir a fundição final com suficiente fidelidade. No método direto, o molde era medido antes que a fundição fosse feita e a contração era determinada pela diferença entre a dimensão do molde e da fundição já executada. Este método era mais seguro, embora a medida da fundição, após sua remoção do molde, pudesse estar sujeita a erros, devido à dificuldade de se obter uma superfície lisa e regular nos pontos onde eram executadas as medidas. Os autores verificaram a contração das ligas de ouro usando dispositivos contendo anel metálico com plugues laterais, onde era introduzido um pino metálico. O anel de fundição era colocado em água a 25°C e as fundições eram realizadas à temperatura ambiente. O comprimento original do molde era determinado através da diferença aritmética entre o comprimento dos plugues e o comprimento total dos pinos, medido com o micrômetro. Para o ouro puro encontraram um valor médio de contração de 1,65% e de 1,50% para liga de ouro vinte e dois quilates. Para outras ligas de ouro, dependendo do tipo, en-

contraram valores que variaram de 1,37% a 1,67%. Verificaram, também, que a temperatura da liga fundida não influía na contração de fundição. Vários revestimentos foram usados e não houve diferença nos valores de contração. A composição das ligas afetavam a contração de fundição, onde a platina e o paládio diminuíram a contração de fundição das ligas de ouro.

KANATAKE²³, em 1958, testou a resistência à corrosão de vinte e dois tipos de ligas odontológicas usadas no Japão. As ligas foram testadas em saliva, em alguns alimentos, em soluções ácidas e alcalinas e em alguns medicamentos. O autor concluiu que uma liga de ouro de quatorze quilates, às vezes, alterava-se um pouco nos meios de ensaio usados. As ligas de prata e paládio resistiam bem à corrosão. Algumas ligas de prata, embora passivas em alguns elementos, tinham alto potencial negativo em saliva. Ligas compostas por cobre, estanho e antimônio e ligas de amálgama de prata eram inferiores às outras ligas quanto à resistência à corrosão. Algumas ligas reagiam severamente quando imersas em saliva. Outras corroíam-se em suco de laranja ou em soluções de tinctura de iodo.

EARNSHAW¹⁰, em 1958, estudando a contração de fundição de ligas de cromo-cobalto, realizou fundições em um dispositivo contendo anel de fundição, com 69,85 mm de diâmetro por 63,5 mm de comprimento. Duas porcas de aço inoxidável eram adaptadas em pontos diametralmente opostos do anel, nas quais eram parafusados dois plugues perfurados no sentido longitudinal. Um pino de aço

inoxidável atravessava todo o conjunto através das perfurações dos plugues. Após o revestimento tomar presa, o pino era removido, e os plugues perfurados eram substituídos por outros sem perfuração. O comprimento do molde era determinado, subtraindo-se o comprimento total do anel (distância entre as extremidades externas dos plugues) do comprimento dos plugues. O conjunto era levado ao forno, aquecido a 200°C para desidratação do revestimento, e as fundições eram executadas à temperatura ambiente. Após remoção do revestimento, o corpo de prova era mensurado, e a contração determinada pela comparação com o tamanho do molde original. Os autores concluíram que os dois métodos usados na fusão das ligas (maçarico e indução) não influenciaram nos resultados. As cinco ligas de cromo-cobalto apresentaram uma contração de 2,2%. Verificou-se, ainda, que o molde das fundições e a resistência dos revestimentos são fatores que afetaram a contração de fundição.

NAGAI³³, em 1959, fez considerações à baixa situação econômica do povo Japonês em geral, o que explicava o fato de várias ligas não preciosas encontradas nesse país estarem sendo aplicadas na Odontologia em grande escala. O autor concluiu que diversas dessas ligas dissolviam-se levemente na boca. Contudo, nas ligas ricas em cobre, a dissolução desse elemento era menor do que a taxa normal desse metal no corpo humano (0,034 mg/cm² por dia, correspondente a 1/150 g das exigências normais diárias de cobre). Citava, ainda, que as ligas usadas no Japão apresentavam algumas desvantagens ao serem usadas em Odontologia, quer por deficiência de propriedades mecânicas, falta de resistência à cor-

rosão quer por dificuldades em suas manipulações, como é o caso das ligas cromo-cobalto.

RYGE et al³⁸, em 1961, verificaram a relação entre carga-dureza, para DUREZA KNOOP de onze materiais e comparou com a Dureza VICKERS. Foi utilizado um aparelho Kentron para determinar os valores de dureza para as cargas de 1,5, 10, 25, 50, 100, 500, 1.000 e 10.000 g. As amostras foram montadas na máquina de teste e 5 penetrações aceitáveis foram feitas com cada tipo de carga. Os critérios para aceitar as penetrações foram: bordas das diagonais bem agudas e nítidas; uniformidade na forma da diagonal (geometria) e livre de interferência e irregularidades na área de teste. Os autores concluíram que os resultados das análises de MEYER estão apresentados na forma de tabelas e gráficos de dureza e expoente, n , em função da carga. Tanto a Dureza KNOOP como a VICKERS aumentaram, com aumento da carga até quando um valor máximo era atingido para a carga de 50, 100 ou 500 g. Uma leve diminuição nos valores da dureza resultava do adicional aumento da carga. A reprodutividade dos resultados melhoraram com o aumento das cargas. Para os materiais aqui testados, o expoente, n , na relação $L=a.d^n$, não exibiu o tipo de variação para as cargas muito baixas (5 - 10 g) exigidas por outros pesquisadores. Foi defendido que os testes de cargas seriam apresentados juntamente com os valores de micro-penetração de dureza KNOOP E VICKERS. Isto é, praticamente desejável quando cargas pequenas são usadas.

FUSAYAMA e IDE¹³, em 1962, determinaram a contração de fundição de cinco ligas comerciais japonesas (Pro-Gold, Orden, ArauCast, Silvun e Micro-Silver) que eram utilizadas para restaurações metálicas fundidas, coroas e pontes da mesma maneira que as ligas de ouro. Investigaram o efeito da temperatura do molde e da pressão de fundição sobre a contração, assim como suas expansões térmicas lineares, e os pontos de fusão foram determinados e comparados com as contrações de fundição. Verificaram que as temperaturas mais baixas do molde promoviam redução da contração nas fundições simples, mas não naquelas que representavam coroas. Tal redução, segundo os autores, era provavelmente insignificante nas fundições tipo MOD, geralmente de configuração mais complexa. A contração de fundição para o plugue variou de 1,5 a 2,2%; para a coroa, de 1,3 a 2% e para a MOD, 1,3 a 1,8%. A liga Orden, cuja composição é Cu-Zn-Al, apresentou uma contração de 2,1% para o plugue, 1,9% para a coroa e 1,7% para a MOD. A variação na pressão de fundição não alterou a contração de fundição em nenhum dos corpos de prova utilizados.

FUSAYAMA et al¹², em 1965, estudaram as propriedades físicas, a resposta gengival, os resultados clínicos, a solubilidade e o potencial de toxidez de uma liga de cobre. Essa liga, chamada Progold, não continha alumínio, pois, segundo os autores, as ligas com alumínio são passíveis de desenvolver numerosos poros ou defeitos na superfície das restaurações, diminuindo o valor estético e higiênico, além de provocar fraturas precoces do material. Segundo os autores, a fórmula exata da liga é segredo comer

cial, no entanto, sabiam que continha cerca de 50% de cobre, 45% de zinco e o restante em níquel, índio, cobalto etc. Os autores concluíram que a liga possuía propriedades físicas satisfatórias, não manchava e era quimicamente estável, apresentando resistência à tração de 50 a 54 kgf/mm² e alongamento de 13 a 17%.

MACKEN e SMITH²⁶, em 1966, relataram que a correta interpretação da microestrutura é fundamental, porque as propriedades das ligas metálicas são determinadas basicamente pelas propriedades e pela distribuição das fases constituintes. Deste modo, existe relação entre as propriedades dessas ligas de cobre-alumínio e as propriedades das fases alfa, beta e gama dois. Acima de 8% em peso de alumínio, é praticamente impossível a obtenção da estrutura monofásica da fase alfa. A ocorrência da fase gama dois endurece as ligas de cobre-alumínio e diminui a ductilidade, especialmente quando ela forma uma rede contínua na microestrutura. Além disso, a presença da fase gama dois faz decrescer, em muito, a resistência à corrosão das ligas de cobre-alumínio.

Segundo PHILLIPS³⁹, em 1967, a tração e o alongamento para as ligas de ouro odontológico são, respectivamente: ligas de ouro tipo I de 2.100 a 3.200 kgf/cm² e 18%, tipo II 3.200 a 3.800 kgf/cm² e 12%, tipo III 3.400 a 4.000 kgf/cm² e 12% e a tipo IV 4.200 a 5.200 kgf/cm² e 2-10%.

MUENCH³², em 1969, desenvolveu três ligas com baixo conteúdo de ouro, por serem economicamente mais vantajosas que as ligas de alto teor de ouro. Verificou suas propriedades mecânicas e resistência à corrosão, quando submetidas à ação de uma solução de sulfeto de sódio a 1%, com pH 6,5 e a vapores de ácido acético a 8%, saturado com gás sulfídrico. Um dos grandes problemas encontrado pelo autor com ligas de baixo custo era a sua baixa resistência à corrosão no meio bucal. Embora esse meio não pudesse ser considerado de alta corrosibilidade, encontrava-se nele o ânion sulfeto (S^{--}) o qual era ingerido por meio de alimentos, tais como: ovos, cebolas, feijões ou era liberado na cavidade bucal, em consequência da atividade de certos microorganismos. O autor concluiu que as três ligas formuladas são economicamente mais vantajosas que as clássicas ligas de ouro. As propriedades mecânicas das três ligas estudadas são comparáveis às ligas de ouro tipo III; as propriedades físicas não são inferiores às ligas de ouro; quanto à resistência à corrosão, a liga que melhor se comportou foi a denominada O, seguida pela N e a M; as ligas apresentaram compatibilidades biológicas satisfatórias e o custo dessas ligas é menor que as ligas de ouro clássicas, embora a liga O, que apresentou melhores propriedades, tenha um custo maior que a M e N.

TROSELIUS⁵¹, em 1971, relatou que o estudo dos tipos de corrosão mencionados, com a finalidade de encontrar um meio para defender o aço da corrosão, tem conduzido ao desenvolvimento de técnica de polarização potencioestática, a qual indica a susceptibilidade de um aço a passivar-se e a perder novamente essa ca-

racterística em presença de um determinado eletrólito. Uma curva é traçada colocando nas coordenadas de um diagrama os diferentes valores do potencial e os valores de corrente. Aplica-se um potencial e alcança-se um certo valor E_{corr} , de equilíbrio, a corrente começa a fluir, a superfície do metal é ativada e começa a formar-se uma película de óxido de cromo. Quando esse termina de formar-se, a corrente cai bruscamente e se mantém muito baixa, apesar do incremento da tensão aplicada. Com isso, o metal passiva-se e está em condições de resistir à corrosão. Quanto mais baixos os valores de corrente máxima e tensão, mais susceptível a passivar-se será o metal ensaiado. Se continuar aumentando a tensão, a corrente se mantém baixa. Quanto menor o valor de corrente mínima, menor a susceptibilidade à corrosão. O aumento da tensão da corrente constante poderá continuar até um certo valor de potencial. Neste ponto, a corrente sobe rapidamente já que a película passiva perfurou-se em alguns pontos e se inicia a corrosão por pites. No caso do metal não ser sujeito à corrosão por pites no eletrólito utilizado, a corrente subirá rapidamente ao potencial de transpassividade. Aqui o metal retorna ao estado ativo, a película é destruída e a corrosão avança rapidamente. Este chama-se potencial de transpassividade.

WALD e COCKS⁵⁴, em 1971, estudaram quatro ligas do sistema cobre, manganês e níquel para uso odontológico. Testaram essas ligas quanto à fundição em condições de laboratório e corrosão eletroquímica em uma solução de saliva artificial, à temperatura de 37°C. Os resultados indicaram que as ligas não nobres eram pos

síveis de serem desenvolvidas para uso odontológico, apresentando ponto de fusão próximo de 1000°C. O teste de corrosão apresentou baixa taxa de corrosão, na ordem de 6 a 23 mg/cm², por ano em saliva artificial.

ISMAIL e LYON²⁴, em 1973, verificaram a contração de fundição, resistência à tração, dureza Brinell, resistência ao manchamento e compatibilidade tecidual da liga Progold. A contração de fundição foi medida através de um molde cônico medindo 6 mm de diâmetro por 6,4 mm de altura. O padrão exato de cera foi obtido por compressão da cera do molde. Após, as fundições foram limpas através de ultrassom e ajustadas no molde. A resistência à tração foi obtida através de uma máquina de teste Instron a uma velocidade de 0,02 cm/min.. A resistência ao manchamento foi testada pela exposição de três amostras de 1 X 1,5 cm num gás de sulfureto de amonium, envolvido pela mistura de hidróxido de amonium e solução de sulfureto de sódio. A compatibilidade tecidual foi verificada através da implantação de quatro cilindros medindo 2 mm de diâmetro por 2 mm de comprimento em rato albino branco. Os autores concluíram que a liga Progold apresentou uma contração de fundição de 2 a 2,3%. A resistência à tração foi de 462 N/mm², módulo de elasticidade de 92 X 10³ N/mm² e alongamento de 15%. Os resultados do manchamento mostraram que esta liga mantém a cor permanente, quando usada na cavidade oral e mostrou satisfatória compatibilidade tecidual, indicando que nenhuma toxicidade será esperada, quando usada clinicamente.

Segundo a especificação nº 5 da Associação Dentária Americana², em 1974, a Dureza Vickers (VHN) para as ligas de ouro odontológicas são, respectivamente: a tipo I, de 50 a 90 VHN; a tipo II, de 90 a 120 VHN; a tipo III, de 120 a 150 VHN e a tipo IV, de 150 VHN.

MACKERT, JR. et al²⁷, em 1975, verificaram a capacidade de reprodução de margens finas, utilizando ligas não-preciosas e preciosas. As amostras foram confeccionadas em forma de lâminas. Após fundição, as réplicas das lâminas foram montadas em resinas com a borda perpendicular à superfície de montagem. Em cada caso, a liga formava um menisco conforme o tipo de reprodução da borda da lâmina e a espessura desse menisco foi tomada como capacidade de reprodução da margem pela liga. Foram tomados quinze valores por liga, num total de oito ligas, sete não preciosas e uma preciosa. Verificaram que a liga de ouro produziu uma margem com espessura de 49,3 μm em média e as ligas não preciosas produziram margens variando de 46,4 μm a 129,3 μm , em média.

SIMONETTI⁴⁵, em 1975, verificou o limite de escoamento, o limite de resistência à tração, o alongamento através do gráfico tensão deformação e a Dureza Brinell de dez ligas de formulação própria do sistema cobre-alumínio. O autor concluiu que: o limite de escoamento variou de 11 a 29 kgf/mm^2 ; a resistência à tração de 38 a 63,5 kgf/mm^2 ; e, o alongamento de 1,5 a 49%; onde as ligas C, D e F não apresentaram propriedades que pudessem ser utilizadas. Quando se pretendem ligas do tipo mole, a liga A (em es-

tado bruto de fundição) pode ser indicada; dentre as propriedades do tipo médio, as ligas B (em estado bruto de fundição) e E (em estado bruto de fundição, temperada ou revenida) são aceitáveis. Para obtenção de propriedades de ligas do tipo duro, as ligas G (temperada) e I (em estado bruto de fundição, temperada ou revenida) são razoáveis. Se pretender propriedades de ligas do tipo extra-dura, as ligas G (em estado bruto de fundição e revenida), H (em estado bruto de fundição) e J (temperada) têm sua indicação. Verificou, ainda que: o aumento do teor de alumínio resulta em dureza crescente, com prejuízo do alongamento; adições de ferro promovem melhor alongamento; para alguns compromissos entre dureza e alongamento, adições de manganês e níquel parecem ser a solução e, com respeito à compatibilidade biológica, as ligas de cobre-alumínio estudadas podem ser consideradas seguras para uso odontológico.

Segundo a especificação n° 14 da Associação Dentária Americana², em 1976, os corpos de prova para ensaio de tração devem possuir um comprimento de 35 mm por 2,3 mm de diâmetro com rosca em ambos os lados. Devem ser fundidos de acordo com as condições dos fabricantes, exceto para aquelas condições conflitantes com as previstas na especificação. Dois, três ou quatro corpos padrão devem ser simetricamente montados no conduto central para executar as fundições.

GEISSLER e GALLOWAY¹⁵, em 1977, investigaram uma liga do sistema cobre-alumínio, indicada para coroas e pontes, com a seguinte composição: 79,75% de cobre; 9,5% de alumínio; 4,5% de níquel; 5% de ferro e 1,25% de manganês. Os padrões de cera foram incluídos a vácuo, utilizando-se revestimento fosfatado (CERAMVEST), devido ao ponto de fusão da liga ser relativamente alto. Para compensar a alta contração térmica linear da liga (2,4%), foram usadas 2 folhas de amianto. A liga foi fundida numa centrífuga utilizando-se gás-oxigênio. A remoção do revestimento e limpeza da peça foi realizada à temperatura ambiente e os ajustes apresentados foram considerados excelentes. Os autores relataram que ocorreu um aumento na resistência à corrosão das ligas, quando a quantidade de alumínio foi aumentada cerca de 8%. O alumínio é mais resistente à corrosão do que os outros constituintes. A adição do níquel aumentou ainda mais a resistência.

YOUNIS⁵⁶, em 1977, estudou a fluidez de novos sistemas de ligas para fundição. Relatou que as ligas de metais básicos com baixo conteúdo de ouro tornaram-se populares e que as propriedades mecânicas dessas ligas mostraram-se melhor ou comparáveis com as das tradicionais ligas de ouro. Determinou a fluidez de vinte e um tipos de ligas diferentes, através de modelos MOD em pré-molar, MOD em molar, coroa 3/4 em canino e coroa total em incisivo central. As fundições foram avaliadas pelo seu ajuste nos troquéis de acordo com as observações efetuadas, por dez operadores. O autor concluiu que o ajuste das ligas de metais básicos foi considerado aprovado pelo seu aceitável limite clínico.

Considerando que a fluidez era de grande importância para a seleção de uma liga, VINCENT et al⁵², em 1977, compararam a fluidez de ligas preciosas e não preciosas para prótese metalocerâmicas. Os padrões eram feitos de barras de nylon e seus diâmetros foram medidos usando um micrômetro. A seguir, eram posicionados perpendicularmente a um cilindro de cera e incluídos. A verificação era feita medindo-se as dimensões de cada fundição de comprimentos e diâmetros diferentes. Concluíram que as ligas testadas variaram em sua fluidez, estando essa variação relacionada com a densidade e que os problemas causados pela baixa densidade podiam ser resolvidos pelo aumento da força de fundição. O superaquecimento para melhorar a fluidez das ligas não preciosas é contra indicado porque alguns dos elementos dessas ligas podem-se volatilizar, causando porosidade e alterando as propriedades das ligas. Citaram, ainda, que uma determinada quantidade de liga era necessária para preencher o molde, estando a velocidade de preenchimento relacionada com sua fluidez. De um modo geral, as ligas não preciosas não possuíam tanta fluidez quanto as ligas preciosas.

COONEY et al⁸, em 1979, avaliaram o desajuste cervical de peças fundidas com ligas de ouro tipo III, utilizando revestimentos fosfatados e à base de sulfato de cálcio. Verificaram que as peças fundidas obtidas com revestimentos fosfatados apresentaram uma melhor adaptação do que naquelas obtidas com revestimentos sulfatados. O desajuste cervical médio das peças fundidas obtidas com revestimentos fosfatados variou de 25 a 40 μ m, enquanta

to para o revestimento.À base de gesso, o desajuste foi de 68µm.

HOWARD et al²⁰, em 1980, verificaram a fluidez de sete ligas comerciais, com baixo conteúdo de ouro, usadas em próteses metalocerâmicas e de cinco ligas comerciais amarelas, com baixo conteúdo de ouro. As ligas foram comparadas entre si, usando como controle uma liga de ouro tipo III. Um modelo com um conduto de alimentação de cera, calibre 14, e fios de nylon de diâmetros diferentes, foi utilizado para avaliar a fluidez das ligas. Os resultados indicaram uma grande diferença entre a fluidez das ligas amarelas e das usadas para próteses metalocerâmicas. Por outro lado, algumas pequenas diferenças foram observadas também entre as ligas do mesmo tipo. Entretanto, não foi possível avaliar se as diferenças observadas eram clinicamente significantes.

SIMONETTI e ALONSO⁴⁷, em 1980, descreveram testes clínicos, propriedades mecânicas e técnicas de utilização de uma liga de metal não precioso empregada em Odontologia. Selecionaram três ligas que passaram a ser utilizadas em pacientes na Faculdade de Odontologia de São Paulo (USP). Segundo os autores, ficou demonstrado que uma das três ligas era praticamente imune à oxidação no meio bucal. Pequenos balanceamentos foram feitos nos elementos da liga, tornando-a mais aperfeiçoada, sendo lançada comercialmente no mercado odontológico com o nome de DURACAST MS.

Segundo YOUDELIS e YOUDELIS⁵⁵, em 1981, a fluidez de uma liga é a capacidade de reproduzir exatamente os detalhes de uma fundição e depende de três fatores: alta fluidez, ausência de produtos de oxidação e baixa tendência ao molhamento. O aumento da tensão superficial da liga aumenta a fluidez ou o escoamento do metal com a interface do metal-molde.

COONEY e CAPUTO⁷, em 1981, avaliaram a praticabilidade do uso de revestimentos fosfatados e à base de sulfato de cálcio para fundição de ligas de ouro tipo III. Obtiveram os seguintes resultados: o ajuste cervical das peças fundidas era superior quando se usavam revestimentos fosfatados; a rugosidade das peças fundidas com revestimentos fosfatados foram maiores do que aquelas obtidas com revestimentos à base de sulfato de cálcio; o revestimento fosfatado aumentou a incidência de nódulos na superfície da peça, e não existiu correlação entre a rugosidade, adaptação ou incidência de nódulos na superfície das peças fundidas.

DUNCAN⁹, em 1982, verificou a exatidão de fundição de quatro ligas de níquel-cromo comparadas com uma liga preciosa, marca Jelenko "O". Um preparo de coroa semelhante ao efetuado num incisivo central direito foi confeccionado em cromo-cobalto. Sobre o troquel foram confeccionadas coroas metálicas. As medidas de discrepância marginal em oito pontos selecionados foram verificadas entre o troquel e a coroa. O autor concluiu que a liga preciosa Jelenko "O" apresentou maior exatidão de fundição do que as ligas de níquel-cromo. A exatidão da fundição podia estar relacio

nada com a quantidade de contração de fundição que ocorreu em cada tipo de liga. A composição da liga e a técnica podiam, também, influenciar na exatidão da fundição.

BROCKHURST et al⁵, em 1983, determinaram um padrão de fluidez para as ligas usadas em Odontologia Restauradora. O padrão era constituído de um troquel metálico em forma de coroa total para metalocerâmica, com paredes de 0,35 mm de espessura e uma margem aguda de 30°. Utilizaram nesse estudo quinze ligas e quatro metais básicos. Avaliando os resultados, os autores concluíram que: a reprodutividade nas margens das fundições dentais era a característica que estava diretamente relacionada com a fluidez da liga usada; a discrepância marginal clinicamente aceitável devia ser menor do que 50 µm; a deficiência da margem aceitável nas peças fundidas devia ser menor do que 25 µm; o teste de fluidez demonstrou significativa variação de fluidez com os diversos tipos de ligas; e as deficiências nas peças testadas sugeriram que a maior parte delas necessitavam de um refinamento das margens para produzir resultados aceitáveis.

KELLY e ROSE²⁴, em 1983, relataram que as ligas não preciosas à base de cobre e níquel-cromo fundiam-se a uma temperatura mais elevada, cerca de 100°C a 260°C acima da liga de ouro. Em decorrência desta alta temperatura de fusão, essas ligas não nobres, conseqüentemente, podiam apresentar uma contração maior do que as ligas de ouro.

LACEFIELD et al²⁵, em 1983, avaliaram a fluidez de ligas compostas de (Ni - Cr) e (Pd - Ag) com uma liga de ouro tipo III. Os testes foram realizados com um padrão confeccionado com cera nº oito, em forma de espiral, com sete voltas completas com espaçamento de 2,0 mm. Os autores verificaram que as ligas de ouro possuíam maior fluidez do que qualquer liga não preciosa ou semi-preciosa. As ligas de Ni - Cr contendo Be e as ligas de Pd - Ag exibiram melhor fluidez do que as ligas de Ni - Cr sem Be.

MAN et al²⁸, em 1983, relataram algumas propriedades de ligas não áuricas, prata-paládio, prata-estanho, cobre-alumínio e níquel-cromo para restaurações metálicas fundidas. A liga de cobre-alumínio denominada DURACAST MS apresentava a seguinte composição Cu-80,8%, Al-9,27%, Zn-0,007% e Fe-4,26% e, segundo o autor, apresentava propriedades semelhantes às das ligas de ouro tipo III.

PRESSWOOD³⁶, em 1983, determinou a fluidez de diversas ligas, utilizando uma tela de plástico (nylon). O padrão apresentado tinha a forma de tela retangular, medindo 25 mm x 32 mm, com filamento de 0,3 mm de diâmetro, contendo trezentos e vinte espaços vazios. A avaliação foi realizada, contando o número de vazios que foi preenchido após a fundição. As ligas de níquel-cromo contendo menos de 2% de berílio apresentaram fluidez superior à das ligas de metal precioso, usadas para trabalhos em porcelana. A oxidação da liga níquel-cromo, contendo 1,8% de berílio, foi mínima.

SILVA FILHO⁴⁴; em 1983, determinou a contração de fundição de quatro ligas de cobre-alumínio, através de um dispositivo contendo anel de fundição com 57,50 mm de diâmetro por 63,40 mm de comprimento. Esse anel possuía orifícios em pontos laterais diametralmente opostos, nos quais eram parafusados dois plugues perfurados e polidos internamente. Um pino de aço inoxidável com 3,2 mm de diâmetro atravessava todo o conjunto através da perfuração dos parafusos. Após o revestimento tomar presa, o pino era removido e os parafusos perfurados eram substituídos por outros sem perfuração. O comprimento do molde era determinado, subtraindo-se o comprimento total do anel (distância entre as extremidades externas dos parafusos) do comprimento dos parafusos. O autor verificou que a contração de fundição variou de 1,7 a 2,10%, sendo que a liga DURACAST MS apresentou uma contração de 1,92%. Além disso, utilizando um aparelho de micro-dureza (WOLPERT), calibrado com penetrômetro VICKERS, carga de trezentos gramas e tempo de marcação de trinta segundos, determinou a dureza numa escala que variou de 143,58 a 340,78 VHN, sendo que a liga DURACAST MS apresentou uma dureza de 167,81 VHN.

THOMSON et al⁵⁰, em 1983, verificaram a adaptação marginal de quatro ligas industriais, sendo três de bronze-alumínio e uma de bronze-silício. Os padrões constituíam-se de casquete adaptados em preparo confeccionado num incisivo central metálico. Um microscópio foi usado para medir o desajuste na altura do ombro entre o casquete e o modelo. Concluíram que a adaptação dos quatro tipos de liga foi atribuída à capacidade de reprodutibili-

dade de cada metal. A liga Cu - Al, contendo 2% de silício foi superior às outras três ligas, devido ao fato do silício melhorar a fluidez das ligas.

GUASTALDI et al¹⁷, em 1984, fizeram um estudo comparativo das ligas metálicas não preciosas utilizadas em Odontologia. Nesse estudo, foi levada em consideração a caracterização química das ligas e os ensaios de corrosão, nos meios saliva artificial e ácido cítrico. Foram usadas duas ligas experimentais e duas ligas à base de cobre já existente no mercado (DURACAST MS e GOLDENT LA), comparando os resultados com os de uma liga de ouro tipo III. Os autores empregaram técnicas potenciodinâmicas para a obtenção das curvas de polarização, visando ao estudo comparativo dos vários tipos de liga. Verificaram, também, se as quantidades de materiais liberadas no processo de corrosão atingem as quantidades necessárias à intoxicação. Concluíram que a quantidade de metal liberada nos ensaios situou-se entre 18 e 170 $\mu\text{g}/\text{cm}^2/\text{dia}$ e que esses valores não se aproximaram das quantidades consideradas necessárias à intoxicação. Calcularam a velocidade de corrosão para cada liga e compararam com a velocidade de corrosão da liga de ouro. Das ligas não preciosas, a liga GOLDENT foi a que apresentou melhor desempenho frente à corrosão nos dois meios estudados. Porém, as velocidades de corrosão foram superiores à velocidade de corrosão das ligas de ouro, em saliva artificial e solução diluída de ácido cítrico, respectivamente. Embora tivessem um desempenho pouco satisfatório comparativamente à liga de ouro, de um modo geral, as ligas não preciosas podiam ser consideradas alter-

nativas viáveis, se fosse levado em consideração o baixo custo.

BOMBONATTI et al⁴, em 1985, avaliaram a fluidez de três ligas de cobre-alumínio em função do aquecimento acima da temperatura de fusão. Os corpos de provas foram confeccionados com uma tela quadrada de poliéster, com 11 X 11 filamentos, perfazendo uma malha de cem espaços quadrados. Os dois lados adjacentes das redes eram fixados por barras cilíndricas de cera azul, com um pino formador de conduto de alimentação fixado em sua união. As peças metálicas foram obtidas fundindo as ligas em uma máquina de fundição elétrica, empregando-se temperaturas de 25°C e de 50°C acima da temperatura de fusão das ligas. O valor da fluidez foi obtido pela quantidade de segmentos da malha completados na fundição. Os autores concluíram que existe uma variação de fluidez entre as ligas de cobre-alumínio. A fluidez aumentou quando se elevou a temperatura de aquecimento acima de 50°C, para as ligas DURACAST e IDEALLOY e não influenciou na liga MAXICAST.

MOTTA et al³¹, em 1985, avaliaram a composição química, microestrutura, dureza Vickers e tração de ligas de cobre CAURALLOY e DURACAST MSO. Para avaliar a composição química foi utilizado um espectrofotômetro de absorção atômica, tipo VARIAN AA 275. A dureza VICKERS foi verificada com durômetro de bancada, tipo WPM USA. A microestrutura foi avaliada através de um microscópio metalográfico, marca UNION, com dispositivo fotográfico USA e a tração foi realizada em um extensômetro HOUNDS FIELD-MONSANTO ENGLAND. Os autores concluíram que a composição química das ligas

AURALLOY E DURACAST MS foram respectivamente: AURALLOY (Cu-53,25%, Zn-42%, Al-0,88%, Ni-3,20%, Sn-0,4% e Fe-0,27%) DURACAST (Cu-85,17%, Zn-0,01%, Al-9,0%, Ni-0,4%, Pb-0,003%, Mg-1,02% e Fe-4,40%). As ligas apresentaram pelo exame microestrutural as fases alfa e beta, confirmando-a como latão bifásico. A liga AURALLOY apresentou resistência à tração de 4663 kgf/cm², alongamento de 5,5% e dureza Vickers de 143 VHN, enquanto a liga DURACAST MS resistência à tração foi de 6300 kgf/cm², alongamento de 18% e dureza Vickers de 130 VHN.

Segundo PHILLIPS⁴¹, em 1986, manchamento é a descoloração superficial de um metal, ou mesmo uma ligeira perda ou alteração do acabamento ou lustre superficial. Um dos primeiros requisitos para qualquer metal ou liga que deva ser usada na boca é que ele não deve originar produtos de corrosão ou manchamento que possam ser prejudiciais à estrutura. Infelizmente, o meio bucal é muito condutivo à formação de produtos de corrosão. A boca é úmida e continuamente sujeita a flutuações de temperatura. Os alimentos e líquidos ingeridos têm intervalos amplos de pH. Ácidos são liberados durante a degradação das substâncias alimentares. Estes detritos de alimentos freqüentemente aderem, de forma tenaz, à restauração metálica, proporcionando uma condição localizada que é extremamente favorável a uma reação acelerada entre os produtos de corrosão e o metal ou liga.

Segundo PHILLIPS⁴², em 1986, a contração linear de fundição de ligas de ouro odontológicas são: liga de ouro puro (100%) apresentou uma contração de fundição de 1,67%; a liga com 22 quilates (composição aproximada: ouro 91,6%, prata 4,2% e cobre 4,2%), 1,50%; a tipo I, 1,56%; a tipo II, 1,37% e a tipo III, 1,42%.

BESSING et al³, em 1987, avaliaram a corrosão de quatro ligas alternativas, sendo duas de prata-paládio e duas com baixo conteúdo de ouro. Uma liga de ouro tipo III foi utilizada como referência. As ligas foram investigadas em três estados estruturais: fundida, endurecida e após amaciada, por uma hora a 100°C abaixo da temperatura sólida. As análises foram realizadas utilizando três salivas: duas naturais com pH = 7,2 e pH = 7,7 e uma artificial com a seguinte composição: 0,4 g NaCl (cloreto de sódio), 0,4 g KCl (cloreto de potássio), 0,795 g CaCl₂.2H₂O (cloreto de cálcio), 0,78 g NaH₂PO₄.2H₂O (fosfato de sódio), 0,005 g Na₂S.xH₂O (x = 7-9) (sulfeto de sódio) e 1 g de uréia para 1 litro de água destilada. Para informação complementar foram também investigadas antes e após a exposição em salivas artificial e natural, usando técnica ESCA. Os autores concluíram que com exceção da liga de ouro tipo III, um pré-tratamento tem uma decisiva influência sobre a corrosão. Se a composição e a história térmica da liga são conhecidas pode-se ter uma idéia do tipo de corrosão que poderá ocorrer. Além disso, é razoável sugerir que mais de uma análise eletrolítica deveria ser usada nos testes para ligas dentais fundidas, usando polarização potenciodinâmica.

GABRIELLI et al¹⁴, em 1987, estudaram a reação do tecido subcutâneo de rato na implantação de uma liga binária do sistema cobre-alumínio e os níveis séricos de cobre em função do tempo de implantação. Verificaram que os níveis séricos de cobre observados foram baixos, mesmo considerando que o volume do corpo de prova foi bastante grande em relação ao volume e peso do animal utilizado na experiência. Os autores concluíram que: o material testado foi bem tolerado a nível de tecido subcutâneo de rato, estando totalmente encapsulado aos sessenta dias; ocorreu um aumento dos níveis séricos de cobre nos períodos iniciais, retornando aos níveis normais determinados para os grupos controle mais longos; a redução do nível sérico do cobre, nos tempos mais longos, ocorreu, provavelmente, devido à formação de camada superficial passivadora de óxido de alumínio e ao encapsulamento do material; e o aumento do nível sérico de cobre, observado nos períodos iniciais, não foi suficiente para determinar qualquer efeito tóxico nos animais experimentais.

GUASTALDI¹⁶, em 1987, desenvolveu e caracterizou algumas ligas alternativas à base de cobre. Verificou as propriedades mecânicas e físicas, estruturas metalográficas, resistência à corrosão e fluidez. Comparou os resultados obtidos com duas ligas comerciais disponíveis no mercado à base de cobre (GOLDENT LA e DURACAST MS) com uma liga de ouro. Verificou que as ligas Be-I, 16, Be-II e GOLDENT LA apresentaram fluidez média acima ou igual a trezentos, sendo, portanto, consideradas satisfatórias, enquanto as ligas 12, 13, ouro tipo IV e DURACAST MS eram consideradas

insatisfatórias. Com relação à tração, verificou que a liga DURACAST MS apresentava uma tensão de ruptura de 2.675 kgf/cm² e alongamento de 9%, enquanto a liga GOLDENT LA 4.249 kgf/cm² e alongamento de 13%. Os ensaios eletroquímicos mostraram que as ligas 16 e Be-II apresentaram melhor desempenho, quando comparadas às ligas GOLDENT LA e DURACAST MS, em saliva artificial. O exame metalográfico da liga GOLDENT LA mostrou um crescimento dendrítico rico em cobre e zinco, enquanto a tratada termicamente indicou uma estrutura dendrítica mais homogênea. A liga DURACAST MS apresentou um crescimento dendrítico nas estruturas brutas de fusão, enquanto o tratamento térmico é suficiente para a transformação da estrutura dendrítica numa estrutura recozida.

SIMONETTI⁴⁶, em 1987, relata o desenvolvimento de uma liga complexa de cobre-alumínio DURACAST MS para emprego odontológico, sendo seu estudo baseado nas especificações estabelecidas pela American Dental Association e pela Fédération Dentaire Internationale. As normas estabelecem quatro tipos de testes; teste metalúrgico (propriedades físicas e mecânicas especificada); Teste de laboratório (oxidação e corrosão "in vitro"); Teste de compatibilidade biológica em animais de laboratório e Testes clínicos em pacientes controlados durante cinco anos. O autor conclui que o desenvolvimento da liga complexa Cu-Al, dentro das normas exigidas para as ligas odontológicas, processou-se em oito anos. Os testes que confirmaram as propriedades da DURACAST MS realizados no "Australian Dental Standards Laboratory" e em muitas universidades norte-americanas, foram efetivados durante os anos de 1982,

1983 e 1984. O desempenho clínico da liga DURACAST MS está diretamente relacionado com alguns aspectos das técnicas de fundição e soldagem que devem merecer cuidados e atenção.

Segundo VAN VLACK⁵³, em 1988, a estabilidade de um material no meio em que vai ser utilizado é da maior importância, pois a corrosão pode causar grandes prejuízos. Esta corrosão nada mais é do que a deteriorização e a perda que um material sofre devido a um ataque químico. As condições que favorecem à corrosão envolvem tanto alterações químicas como eletrônicas.

SILVA⁴³, em 1989, estudou duas ligas comerciais à base de cobre (GOLDENT LA e DURACAST MS). As ligas foram submetidas a uma série de ensaios, entre as quais destacamos análise metalográfica e ensaio eletroquímico por meio de polarização anódica. Os ensaios eletroquímicos foram realizados em um potenciostato de procedência da TACUSSEL. Verificou-se que a liga DURACAST MS apresentou resultados ligeiramente superiores ao da liga GOLDENT LA. A liga DURACAST MS apresentou um intervalo de passivação (E_{rup}-E_{corr}) maior e um menor I_{pico}. O exame metalográfico foi efetuado num microscópio metalográfico NEOPHOT 21 (Carl Zeiss), com aumento de 170 vezes. Verificou-se que a liga GOLDENT LA apresenta três fases (virgem, fundida e resfriada lentamente). As amostras apresentaram nos três casos estrutura bruta de fusão, constituída de uma fase formada por dendritas ricas em cobre e mescladas por uma fase que não conseguiu formar uma solução sólida com a fase rica em cobre, sendo estas provavelmente rica em zinco ou níquel.

Apresentaram ainda, grãos cristalinos pequenos e orientados. A liga DURACAST MS mostrou grãos cristalinos maiores e sem orientação definida, apresentando três fases, uma clara constituída por dendritas, provavelmente de cobre e os espaços inter-granulares apresentam veios escuros, mesclando duas tonalidades de cinza, que correspondem às outras duas fases que não formavam uma solução sólida.

MONDELLI et al^{29e30}, em 1989, determinaram a contração de fundição de cinco ligas num dispositivo, contendo um anel de fundição separado em duas metades, com 40 mm de diâmetro por 55 mm de comprimento. Esse anel possuía, em pontos laterais diametralmente opostos, cubos nos quais eram parafusados dois plugues polidos internamente e perfurados. Um pino de aço inoxidável, com 5 mm de diâmetro atravessava todo o conjunto através da perfuração dos parafusos. Após o revestimento tomar presa, o pino era removido e os parafusos eram substituídos por outros sem perfuração. O comprimento do molde era determinado, subtraindo-se o comprimento total do anel (distância entre as extremidades externas do parafuso) do comprimento dos parafusos. Verificaram que a porcentagem de contração de fundição foi diferente para as ligas estudadas. As ligas SUPERALLOY e PALLIAG M apresentaram contrações médias de 1,44% e 1,69% respectivamente, semelhantes à das ligas áureas para fundição. As ligas DURACAST MS, GOLDENT LA e NICROCAST apresentaram valores de 2,15%, 2,02% e 2,22%, em média, valores estes acima das ligas áureas.

JOHANSSON et al²², em 1989, avaliaram o comportamento de corrosão de ligas de cobre, níquel e ouro comercialmente disponíveis para fundições odontológicas. As ligas investigadas foram três ligas de cobre (DURACAST MS, TRINDIUM TR e GOLDENT LA), duas ligas de níquel (LITECAST LI e LITECAST-B LB) e uma liga de ouro (MOSULAY MO). Foram feitos testes de curva de polarização anódica e catódica, imersão em solução salina, saliva artificial de longa duração e estudos de coroas colocadas em cães para avaliar as características de corrosão das ligas "in vivo" e "in vitro". Todas as avaliações demonstraram que as ligas à base de cobre eram altamente susceptíveis ao ataque de corrosão. Correntes de alta corrosão foram observadas nos testes "in vitro" e fotomicrografias das amostras obtidas em microscópio eletrônico de varredura mostraram superfícies significativamente alteradas. As curvas de polarização anódica mostraram que a liga de níquel contendo berílio foi susceptível à corrosão localizada e fotomicrografia das amostras revelaram uma superfície atacada com corrosão de certas características microestruturais. Nenhuma corrosão significativa foi observada para a liga de níquel sem berílio e liga de ouro. As avaliações de corrosão "in vitro" poderão indicar o comportamento "in vivo" para as ligas, já que as três ligas de cobre e a liga de níquel, contendo berílio, demonstraram significativa corrosão abaixo das condições ensaiadas. O uso destas ligas para procedimentos restauradores foi questionado devido à liberação de níveis significantes de íons para a cavidade oral. Concluindo, os autores, enfatizaram o valor de estudos em laboratório para mostrar o comportamento "in vivo" de corrosão das ligas.

PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

Tendo em vista o desejo de desenvolver uma liga alternativa que possuísse as qualidades desejadas pela classe odontológica, achamos válido estudar a influência do elemento nióbio, quando adicionado à matriz Cu-Al-Zn, com o objetivo de:

Comparar algumas propriedades físicas e química da liga EXPERIMENTAL com as das ligas comerciais GOLDENT LA e DURACAST MS.

9
MATERIAIS E MÉTODO

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1 - MATERIAIS

4.1.1 - Liga Alternativa Experimental

O balanceamento dos componentes da liga EXPERIMENTAL foi fundamentada na composição das ligas à base de cobre. A matriz da liga EXPERIMENTAL foi baseada no diagrama de equilíbrio do sistema cobre-alumínio, acrescida dos elementos nióbio e silício com exclusão do elemento manganês.

Assim, quatro kg da liga metálica foi preparada pelo processo de fusão dos componentes em um forno convencional com resistência elétrica (POLITRON - POLITRON Ind. Nac. de Máqs. Eletr. Ltda., S.P.). Cuidados especiais foram tomados na adição dos elementos nióbio, níquel, ferro e silício (maior ponto de fusão) aos componentes em fusão, visto não poder ser feito pelo método tradicional (componentes no estado sólido) de obtenção de ligas.

Os elementos na forma de pó, embalados comercialmente em pacotes individuais ou como metal puro, foram adicionados na fundição (Tabela 1) e a fusão era feita num cadinho de grafite (CAM-ULTRA MAC/10).

Tabela 1 - Componentes da liga experimental

Componentes	Quantidade (g)
Ni, em pó	199,74
Fe-Nb (composição eutética), em pó	74,53
Fe-Si (composição eutética), em pó	37,26
Cu, metal puro	3.420,47
Al, metal puro	349,54
Zn, metal puro	798,94

Os componentes foram adicionados na seguinte ordem: inicialmente foi fundido o Cu metálico. Em seguida, foi adicionada uma quarta parte da carga do alumínio para promover uma reação exotérmica, (este elemento eleva a temperatura do banho). As cargas do Ni, Fe-Nb e Fe-Si, na forma de pó, foram adicionadas na fundição e para completar a liga foram adicionadas as restantes três quartas partes do alumínio e, posteriormente, o Zn metálico, evitando a sua volatilização devido à elevada pressão de vapor.

Com esse procedimento, foi obtido um rendimento global de noventa por cento.

4.1.2 - Ligas Alternativas Comerciais

Duas ligas comerciais à base de cobre foram utilizadas como referência neste estudo (Tabela 2).

Tabela 2 - Ligas comerciais

LIGAS	FABRICANTES
GOLDENT L. A.	A. J. E. Com. e Representações
DURACAST M. S.	Marquart & Cia Ltda

4.2 - MÉTODO

4.2.1 - Análise Química

A análise química das amostras foi feita por via úmida no laboratório do Centro de Energia Nuclear na Agricultura, ESALQ, USP, com ácido nítrico cinco molar. Uma amostra com peso de 0,5 g do material foi colocada num béquer, ao qual foram adicionados cinco ml do ácido nítrico. Após a dissolução do material, o volume foi completado para cem ml.

Foram preparadas soluções padrões nos intervalos de concentração de cada elemento.

O teor dos componentes da amostra foi determinado por ESPECTROMETRIA DE ABSORÇÃO ATÔMICA com chama, num ESPECTRÔMETRO 307 da PERKIN ELMER, equipado com lâmpada de cátodo oco.

Cada elemento foi determinado individualmente, sendo que a porcentagem final de cada um foi determinada com base na massa inicial pesada.

4.2.2 - Ensaio de Dureza Vickers

Corpos de prova em forma de discos foram obtidos através da técnica de fundição pelo método da cera perdida (TAGGART⁴⁸, em 1907).

Padrões de cera foram confeccionados em uma matriz metálica, medindo 4 mm de espessura por 8 mm de diâmetro interno (Figura 1), previamente isolada com vaselina. Após liquefeita na es-

tufa à temperatura de 70°C, a cera azul Kerr, tipo II, era vertida na matriz. Uma placa de vidro isolada com vaselina era colocada sobre a matriz e, sobre o conjunto, um peso de quinhentos gramas por cinco minutos. Antes de remover o padrão da matriz, o excesso de cera era retirado com uma lâmina de bisturi.

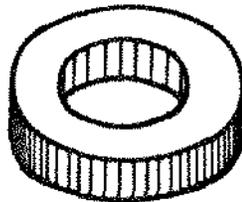


Figura 1 - Desenho esquemático da matriz metálica.

Os padrões de cera foram fixados com pinos de cera medindo 5 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento. A outra extremidade do pino foi fixado à base formadora do cadinho. O padrão e o pino foram pincelados com antibolhas (EXCELCIOR, S.S. WHITE) para quebrar a tensão superficial da água usada na mistura do revestimento. Um anel para fundição, medindo 48 mm de comprimento por 32 mm de diâmetro, foi revestido internamente com uma tira de amianto umedecida com água, com 1 mm de espessura e 3 mm aquém das bordas do anel, (Figura 2). A inclusão foi realizada com revestimento para expansão térmica (HERODENT - VIGODENT S/A Ind. e Com.), na proporção de 15 ml de água destilada para 50 gramas de pó, de acordo com as recomendações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo em um espatulador (POLIDENTAL - POLIDENTAL Ind. e Com.

Ltda) por 30 segundos.

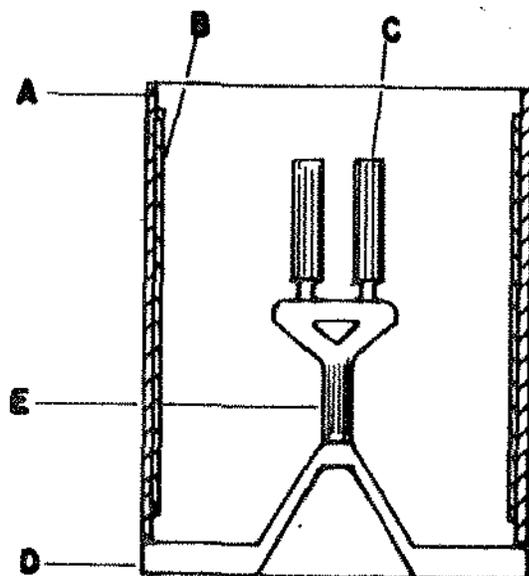


Figura 2 - Desenho esquemático do anel de fundição: (A) anel metálico, (B) tira de amianto, (C) padrões de cera, (D) base formadora do cadinho, (E) pino de cera formador do canal de alimentação.

Duas horas após a presa do revestimento, os anéis foram levados ao forno elétrico (BRAVAC - Ind. Eletro Mecânica BRAVAC), à temperatura ambiente. Em seguida, a temperatura foi elevada lentamente até atingir 648°C , em uma hora, onde permaneceram por trinta minutos.

As ligas foram fundidas com maçarico gás-oxigênio (DRAGER do BRASIL Ltda.) em uma centrífuga regulada com três voltas (J. SAFRANY-J. SAFRANY-S.P.). Após a fundição, os anéis permaneceram sobre a bancada até resfriarem totalmente. Seis corpos de prova foram obtidos para cada tipo de liga utilizando-se doze gramas de liga para cada fundição.

Após remoção do revestimento, limpeza das peças e separação do pino metálico, os corpos de prova foram embutidos em resi-

na à base de poliéster (Figura 3). Em seguida, as superfícies das amostras foram lixadas manualmente, iniciando-se pelo abrasivo de granulação cento e oitenta e passando sucessivamente por lixas mais finas, até seiscentos. Posteriormente, foram polidas com óxido de cromo e finalmente com pasta de diamante.

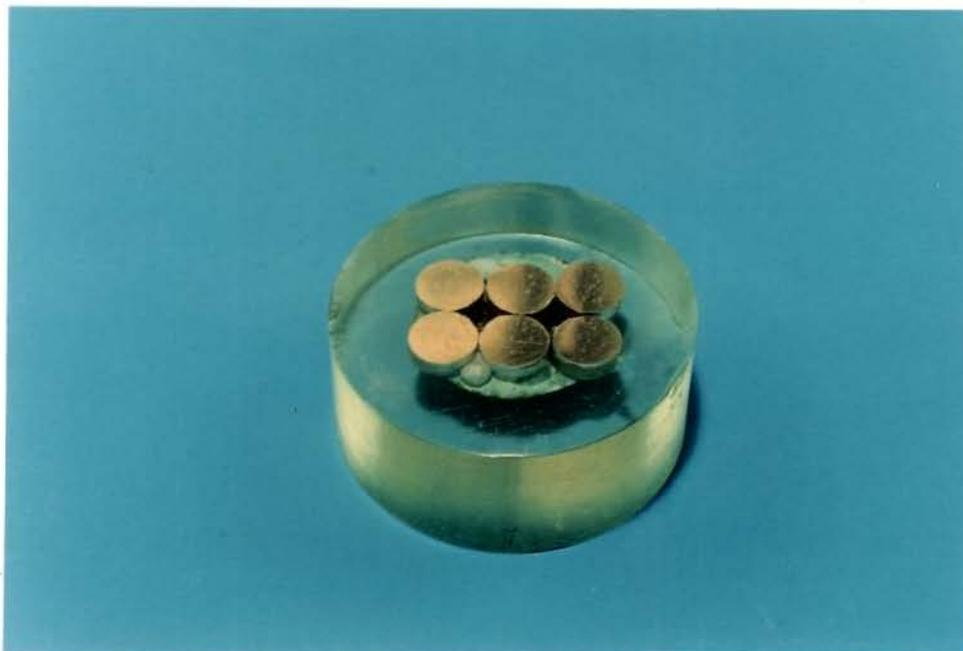


Figura 3 - Corpos de prova embutidos em resina.

Os ensaios de dureza VICKERS foram realizados segundo a norma MB-358-68, utilizando um equipamento (VICKERS - VICKERS Limited - Crayford Kent.), calibrado com carga de 1 kg, aplicada por trinta segundos.

Em cada corpo de prova foram realizadas cinco penetrações, distribuídas aleatoriamente, de acordo com o proposto por RYGE et al³⁸. Para cada penetração foram consideradas as medidas das duas diagonais do losango, obtendo-se uma média das leituras.

4.2.3 - Análise Metalográfica

Foi utilizado um corpo de prova para cada tipo de liga comercial de liga. Os corpos de prova foram confeccionados em forma de discos numa matriz metálica, medindo 4 mm de espessura por 14 mm de diâmetro interno (Figura 4), pelo método da cera perdida, conforme descrito na obtenção das amostras para o ensaio de dureza Vickers.

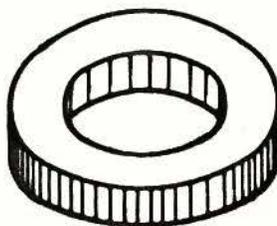


Figura 4 - Desenho esquemático da matriz metálica.

Foram utilizadas treze gramas de liga para cada fundição. Após a remoção do revestimento, limpeza das peças e separação do pino metálico, os corpos de prova foram embutidos em resina à base de poliéster, (Figura 5).



Figura 5 - Corpo de prova embutido em resina.

A preparação para análise metalográfica dos corpos de prova obedeceu à seguinte seqüência: os corpos de prova foram embutidos em resina à base de poliéster, lixados manualmente, iniciando-se pelo abrasivo cento e oitenta e passando, sucessivamente, por lixas mais finas, até seiscentos. O polimento final foi feito com óxido de cromo e finalmente com pasta de diamante, numa (POLITRIZ - METASERV - Metallurgical Services England). Após o polimento, foi feita uma limpeza final das pastilhas com algodão embebido em álcool.

O reativo utilizado no ataque metalográfico foi o indicado para as ligas à base de Cu, HOFMAN¹⁸, com a seguinte composição: 10 ml de HNO₃; 10 ml de ácido acético; 15 ml de HCL e 4 gotas de glicerina.

A seguir, todos os corpos de prova foram atacados, utilizando-se uma pinça com algodão umedecido pela solução reativa que foi aplicado suavemente sobre o corpo de prova. Em seguida, a remoção da solução foi feita em água corrente. As fotomicrografias foram obtidas através do aparelho NEOPHOT 21 (CARL ZEISS).

4.2.4 - Ensaio de Corrosão através da Análise Eletroquímica Potenciocinética

Para este experimento foram utilizados três corpos de prova em forma de disco, medindo 4 mm de espessura por 14 mm de diâmetro, para cada tipo de liga. O processo de inclusão e fundição foi semelhante ao exposto anteriormente no ensaio de dureza. O polimento utilizado foi aquele normalmente empregado nos trabalhos protéticos (coroas e blocos) para simular uma condição clínica, na seguinte ordem: brocas diamantadas cilíndricas, pedras abrasivas em forma de pera n° 24-28, rodas de borracha abrasiva e disco de lixas finas. A seguir, o polimento foi completado com uma escova de cerdas macias, acionada em baixa rotação numa POLITRIZ (NEVONE - Fábrica de motores monofásicos), com pedra pomes. Finalmente, o polimento foi concluído com uma escova de feltro montada numa POLITRIZ (NEVONE - Fábrica de motores monofásicos), com branco de espanha. Em seguida, a peça é lavada em água corrente.

Após o polimento, o corpo de prova polido foi levado num aparelho de polarização (CORROSCRIPT, TUCUSSEL) e o potencial de circuito aberto (Ecorr) foi medido entre o eletrodo de trabalho e

o de referência, com o eletrodo de platina desligado por aproximadamente duas horas, até que fosse obtido um valor constante de potencial.

Este sistema de polarização possui, basicamente, um potenciostato tipo PRT 10-0,5, um milivoltímetro tipo MVN 79, um registrador tipo EPL 2B e uma célula de polarização de vidro tipo 145/170, (Figura 6).



Figura 6 - Sistema de polarização (CORROSCRIPT - TUCUSSEL).

O eletrólito utilizado foi uma saliva artificial, BESSEING et al³ com a seguinte composição: 0,4 g NaCl (cloreto de sódio), 0,4 g KCl (cloreto de potássio), 0,795 g $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (cloreto de cálcio), 0,78 g $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (fosfato de sódio), 0,005 g $\text{Na}_2\text{S} \cdot x\text{H}_2\text{O}$ ($x = 7-9$) (sulfeto de sódio) e 1 g de uréia para 1 litro de água destilada.

A interpretação das curvas residem na leitura dos parâmetros listados abaixo. As ligas que apresentarem a combinação destes parâmetros eletroquímicos serão consideradas as melhores quanto à resistência à corrosão.

- 1 - Menores valores do potencial de corrosão, E_{corr} ;
- 2 - Menores valores de densidade de corrente de corrosão, I_{corr} ;
- 3 - Menores valores da densidade de corrente de passivação primária, I_{pp} ;
- 4 - Menores valores de densidade de corrente crítica de passivação, I_{cp} ;
- 5 - Menores valores do potencial crítico de passivação, E_{cp} ;
- 6 - Maiores valores do potencial de pite, E_p ou E_{rup} ;
- 7 - Maiores valores da relação $E_p - E_{corr}$.

Por razões de localização destes parâmetros, a (Figura 7), representa esquematicamente uma curva de polarização.

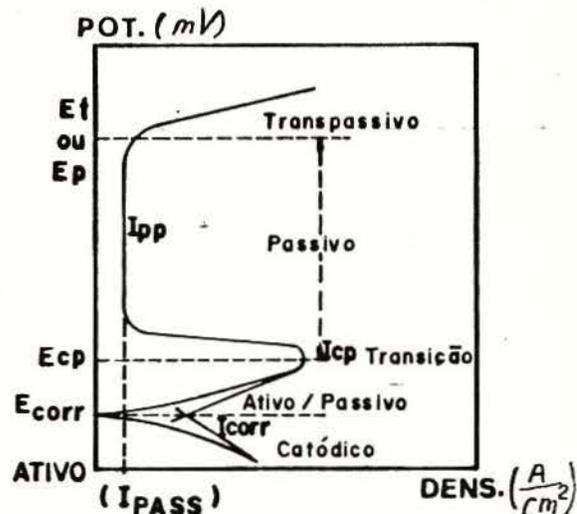


Figura 7 - Desenho esquemático da curva de polarização,

TROSELIUS⁵¹

As curvas de polarização anódica foram traçadas por meio de um registrador $E \times \log I / \text{cm}^2$, a uma velocidade de 83,3 mV/min., a partir de um potencial de - 700 mV (o potencial de -700 mV foi mantido por cinco minutos, objetivando a redução de óxidos superficiais previamente formados). Esse procedimento perdurou até o instante em que não foi obtido mais um valor de corrente praticamente fixo para um potencial aplicado entre o eletrodo de trabalho e o eletrodo auxiliar.

4.2.5 - Ensaio de Fluidez

O ensaio de fluidez empregado nesta pesquisa foi similar ao utilizado por PRESSWOOD³⁶. Os padrões usados para confeccionar os corpos de prova foram feitos com uma tela retangular de nylon, medindo 20 mm x 22 mm, com filamentos de 0,3 mm de diâmetro, contendo trezentos e seis espaços vazios. Num dos lados da tela era fixada uma barra cilíndrica de cera azul com 3 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento. O pino formador do canal de alimentação com 3 mm de diâmetro por 15 mm de comprimento era adaptado no centro da barra de cera e o conjunto posicionado na base formadora do cadinho, (Figura 8). A seguir, o anel metálico foi posicionado na base formadora do cadinho, (Figura 9).

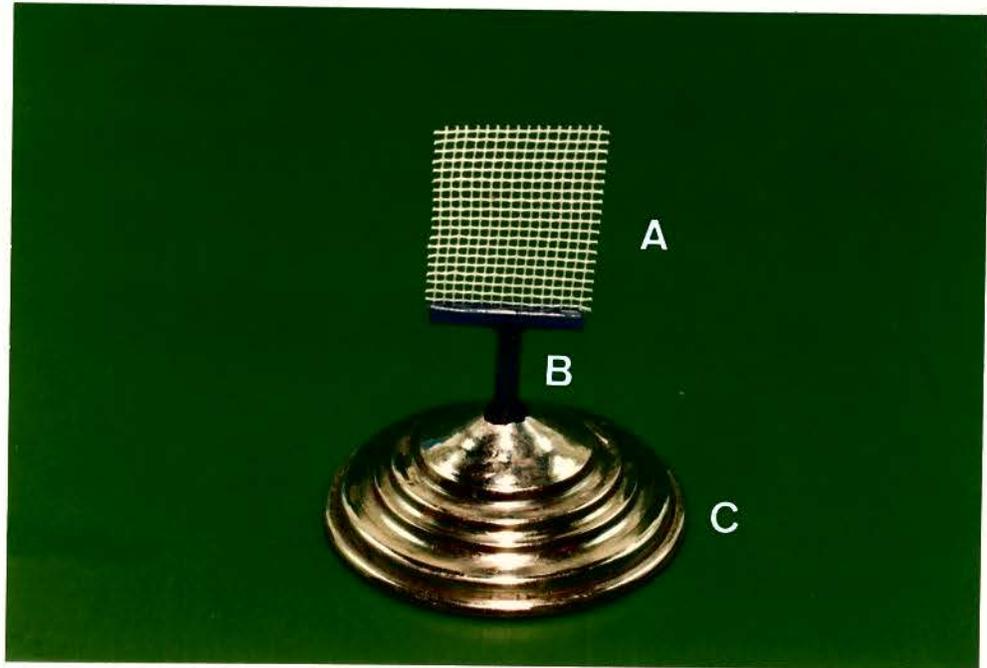


Figura 8 - Padrão de nylon: (A) tela de nylon; (B) pino de cera formador do canal de alimentação; e, (C) base formadora do cadinho.

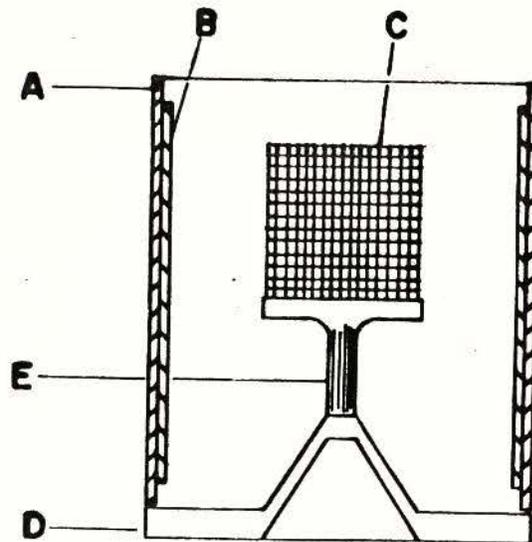


Figura 9 - Desenho esquemático do anel para fundição: (A) anel metálico; (B) tira de amianto; (C) tela de nylon; (D) base formadora do cadinho; e, (E) pino de cera formador do canal de alimentação.

O processo de inclusão e fundição foi semelhante ao descrito anteriormente no ensaio de dureza. Seis corpos de prova foram obtidos para cada tipo de liga utilizando-se doze gramas de liga para cada fundição. A avaliação da fluidez foi considerada pelas quantidades de espaços vazios que foram preenchidos após a fundição, (Figura 10).

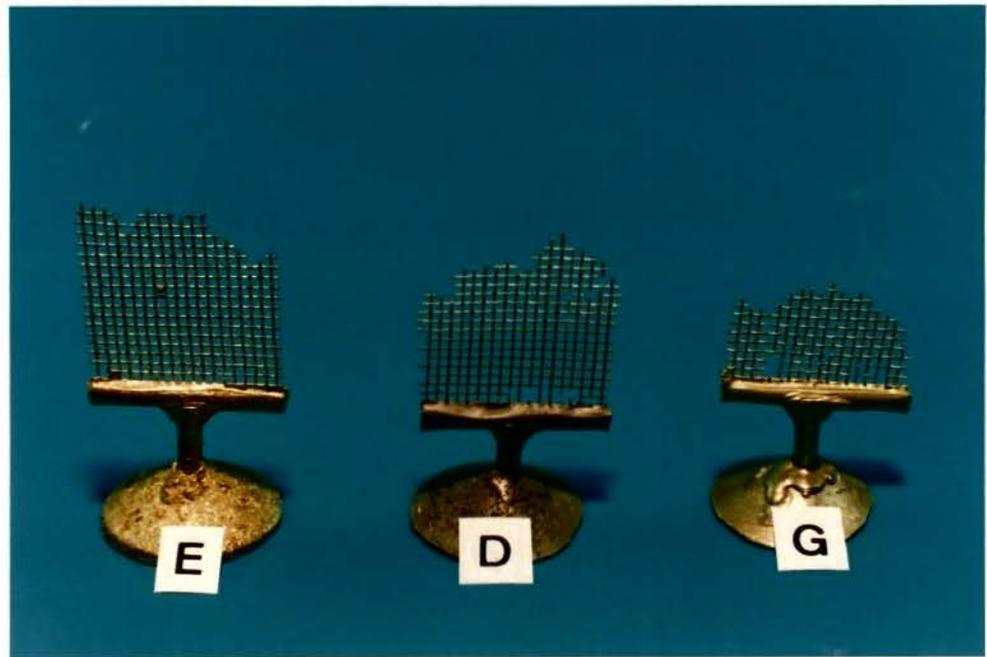


Figura 10 - Corpos de prova após fundição: (E) LIGA EXPERIMENTAL; (D) LIGA DURACAST MS; e, (G) LIGA GOLDENT LA.

4.2.6 - Ensaio de Contração de Fundição

A contração de fundição foi determinada através de um dispositivo similar ao utilizado por EARNSHAW¹⁰, (Figura 11).

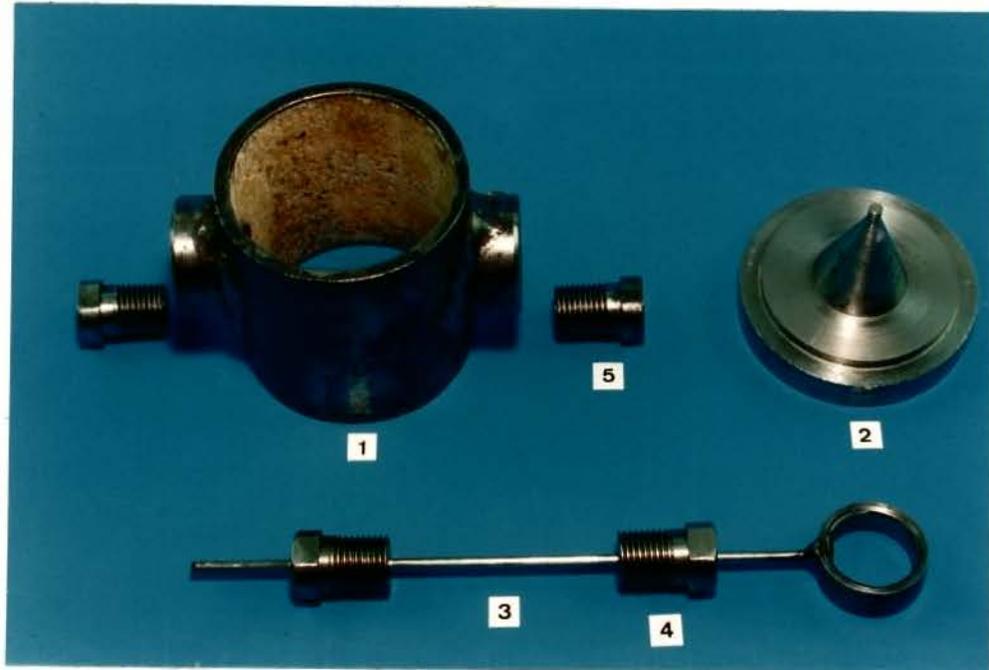


Figura 11 - Dispositivo usado na contração de fundição.

O dispositivo era constituído de um anel de fundição de aço (1) com 53 mm de diâmetro interno por 64 mm de altura. A base (2) para o anel foi confeccionado com o mesmo tipo de metal, apresentando um formador de cadinho cônico com prolongamento curto que se constituía num conduto de alimentação.

Esse anel possuía dois plugues soldados em áreas diametralmente opostas, na parte externa do anel, com orifícios preparados para receber parafusos com roscas (4). As faces internas desses parafusos apresentavam-se polidas e formavam as extremidades do molde. Esses parafusos eram perfurados para receber um pino de aço inoxidável (3) com 3,2 mm de diâmetro, que atravessava todo o anel. A base formadora de cadinho (2) era fixada ao anel com cera utilidade.

O conjunto montado (Figura 12) foi lubrificado internamente com vaselina sólida. Após, o anel foi preenchido sobre vibração com revestimento (HERODENT - VIGODENT - S/A Ind. e Com.), com 66 ml de água destilada por 220 g de pó, de acordo com as recomendações do fabricante e manipulado mecanicamente a vácuo, por trinta segundos.



Figura 12 - Conjunto com peças montadas.

Após três horas, a base formadora do cadinho (2), o pino de aço inoxidável (3) e os parafusos (4) eram cuidadosamente removidos. A seguir, os parafusos sem perfurações centrais (5) e de extremidades internas polidas eram fixados nos orifícios laterais do anel de fundição, (Figura 13).

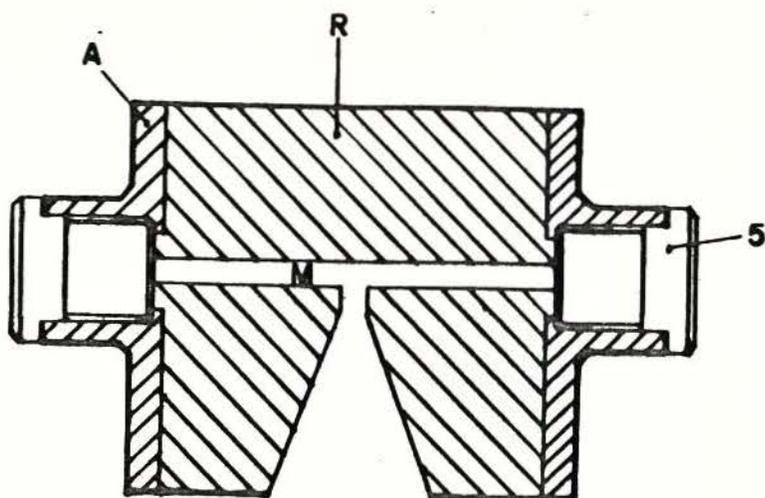


Figura 13 - Desenho esquemático do anel de fundição. (A) anel metálico, (R) revestimento, (MD) molde e (5) parafuso sem perfuração.

O anel foi levado a um forno elétrico (BRAVAC - Ind. Eletro Mecânica BRAVAC) à temperatura ambiente e aquecido lentamente até 648°C. Nessa temperatura, o anel era mantido por trinta minutos, para desidratar o revestimento. Após esse período, o anel era deixado esfriar à temperatura ambiente, para então serem realizadas as fundições.

O braço da centrífuga foi regulada com quatro voltas, uma a mais do que normalmente empregado para as ligas de ouro, devido à menor densidade das ligas não nobres. Foram utilizados doze gramas de liga para cada corpo de prova, cuja fusão foi efetuada com maçarico gás-oxigênio (DRAGER do BRASIL Ltda).

Terminada as fundições, o anel foi resfriado até a temperatura ambiente. Em seguida, com o auxílio de um micrômetro (JENA-DIN 863/Ie e TESA RENENST-LAUSANNE, com 0,01 mm de precisão),

foi determinada a distância entre as extremidades externas dos parafusos (5). Subtraindo-se essa medida do comprimento total dos parafusos, foi obtido o comprimento total do molde.

Assim, o comprimento do molde = comprimento total (extremidades externas dos parafusos) - comprimento total dos parafusos.

DETERMINAÇÃO DA PORCENTAGEM DE CONTRAÇÃO

Após serem feitas as medidas, o corpo de prova foi cuidadosamente removido do anel de fundição. O comprimento do corpo de prova foi determinado com micrômetro (JENA-DIN 863/Ie, com 0,01 mm de precisão), e a porcentagem de contração de fundição foi determinada de acordo com a seguinte fórmula:

$$\% \text{ de contração} = \frac{\text{compr. do molde} - \text{compr. do corpo de prova} \times 100}{\text{compr. do molde}}$$

A Figura 14 apresenta os corpos de prova após fundição. Um total de seis corpos de prova foram confeccionados para cada liga, totalizando dezoito corpos de prova.

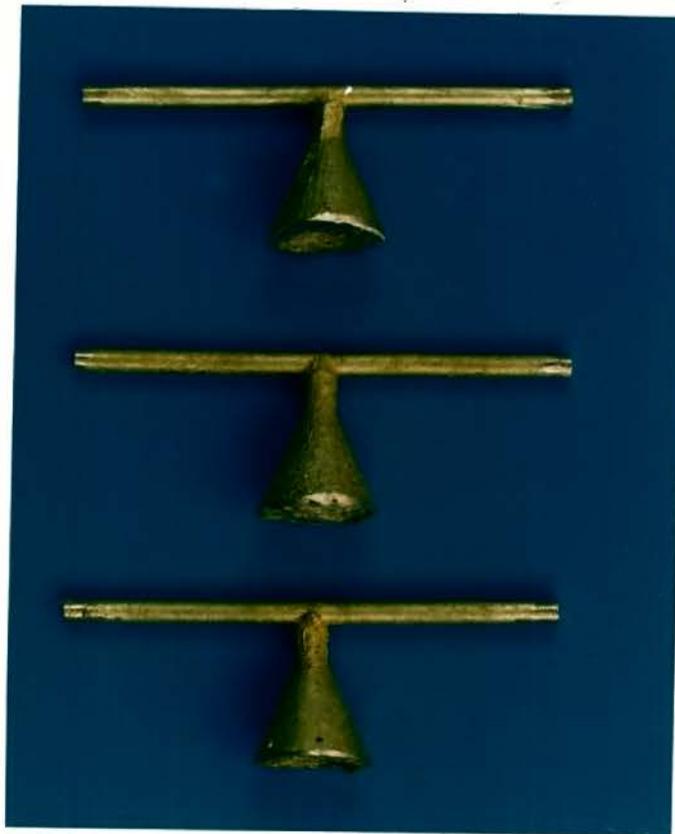


Figura 14 - Corpos de prova após fundição.

4.2.7 - Ensaio de Tração

Os corpos de prova para o ensaio de tração foram confeccionados de acordo com especificação nº 14 da A.D.A.² para ligas de cromo-cobalto. Os corpos de prova, medindo 2,3 mm de diâmetro por 35 mm de comprimento, foram obtidos através de uma matriz metálica seccionada em duas partes (A e C), cada uma medindo 9,5 mm por 18 mm por 79,7 mm de comprimento, previamente isolada com vaselina líquida. Um pino de aço inoxidável com 2,3 mm de diâmetro por 109 mm de comprimento (B) foi introduzido na parte A da matriz, seguido pela parte C. Uma extremidade do pino faceava o la-

do externo da matriz, enquanto a outra extremidade ultrapassava cerca de 29,3 mm, (Figura 15). Após, a cera azul Kerr tipo II era liquefeita na estufa à temperatura de 70°C e vertida em ambos os lados da matriz. Após cinco minutos, o padrão era removido da matriz.

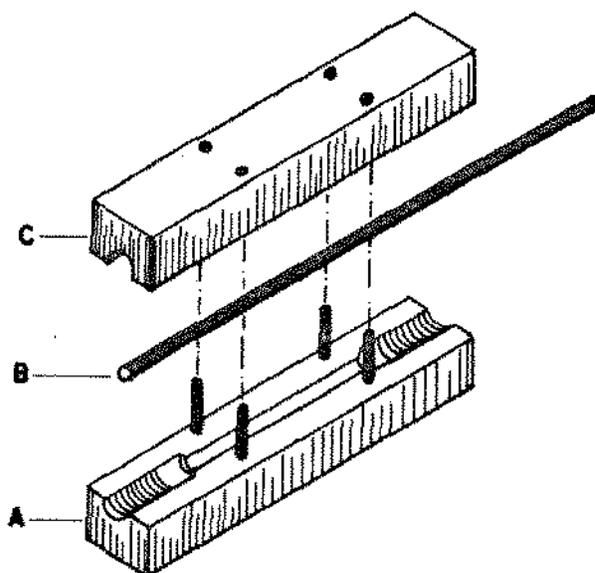


Figura 15 - Desenho esquemático da matriz metálica e pino.
(A e C) - matriz metálica, (B) - pino de aço

Os corpos de prova foram fixados com pino de cera Kerr, tipo II, medindo 83 mm de comprimento. A outra extremidade do pino foi fixada na base do cadinho e as superfícies do padrão e do pino foram pinceladas com solução antibolhas (EXCELCIOR, S.S. WHITE) para quebrar a tensão superficial da água usada na mistura do revestimento. Um anel de PVC, medindo 140 mm de altura por 70 mm de diâmetro interno, foi utilizado, sendo previamente isolado com vaselina sólida, (Figura 16). A inclusão foi realizada com revestimento para expansão térmica (CHERODENT - VIGODENT - S/A Ind. e Com.), na proporção de 195 ml de água destilada por 650 gramas de pó, de acordo com as recomendações do fabricante e espatulado

mecanicamente a vácuo em um espatulador (POLIDENTAL - Polidental, Ind. e Com. Ltda) por 30 segundos.

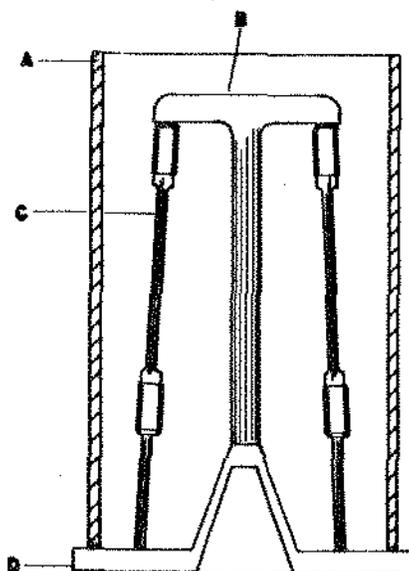


Figura 16 - Desenho esquemático do anel montado para fundição: (A) anel de PVC; (B) pino de cera formador do canal de alimentação; (C) padrões de cera; e, (D) base formadora do cadinho.

Após armazenagem em temperatura ambiente, por vinte e quatro horas, o anel era levado a um forno elétrico (BRAVAC - Ind. Eletro Mecânica BRAVAC) e mantido a 200°C, por quatro horas. Em seguida, a temperatura foi aumentada gradativamente, até atingir 648°C, onde permanecia por trinta minutos.

As ligas foram fundidas com maçarico gás-oxigênio (DRAGER do BRASIL Ltda.) numa centrífuga regulada com três voltas (J. SAFRANY - J. SAFRANY). Para cada fundição foram usadas cinquenta e sete gramas de liga.

Após as fundições, os anéis permaneceram sobre a bancada até resfriarem totalmente. A seguir, foi feita a remoção dos cor-

pos de prova do revestimento, limpeza e separação do pino metálico (Figura 17).



Figura 17 - Corpos de prova: fundido (A) e seccionado (B).

A Figura 18 mostra as dimensões desses corpos de prova.

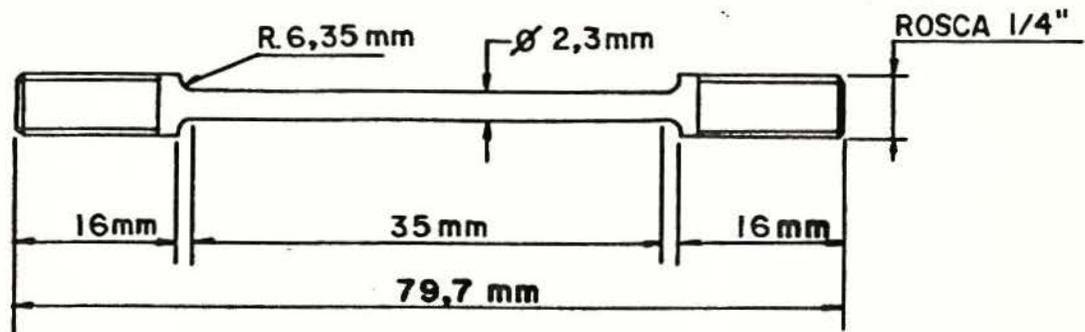


Figura 18 - Desenho esquemático das dimensões do corpo de prova.

Os ensaios de tração foram realizados numa máquina de ensaios universal (LOSENHAUSENWERK - DÜSSELDORFER MASCHINENBOU A.G. DÜSSELDORF - GRAFENBERA) (Figura 19), impondo-se uma velocidade de 0,5 mm por minutos, até a ruptura do corpo de prova, conforme especificação n° 5 da A.D.A.¹. Para cada tipo de liga foram confeccionados seis corpos de prova.

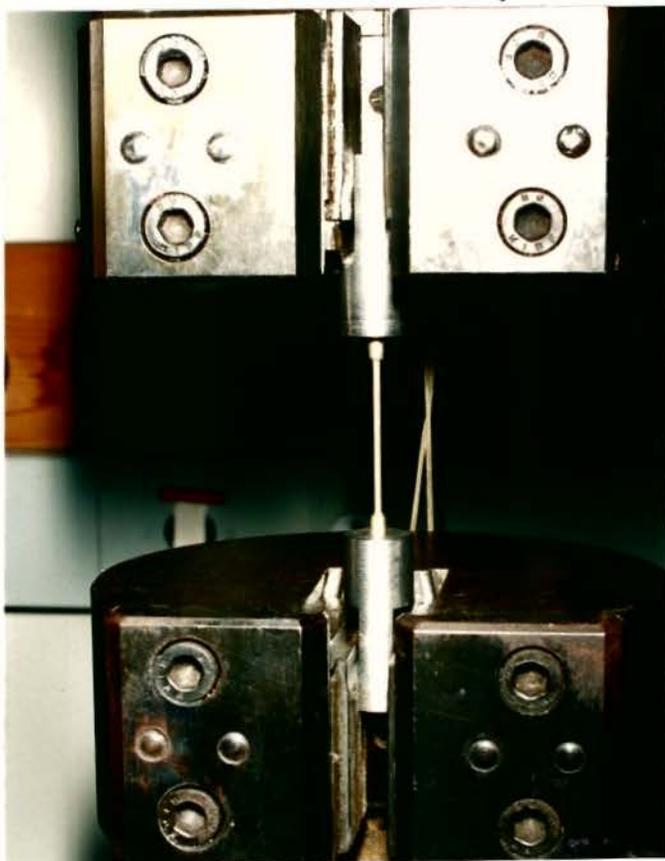


Figura 19 - Corpo de prova posicionado na máquina de tração.

RESULTADOS

5 - RESULTADOS

5.1 - ANÁLISE QUÍMICA

A Tabela 3 apresenta a análise química das ligas com suas respectivas composições nominais.

Tabela 3 - Composição nominal das ligas (%).

LIGA	C O M P O S I Ç Ã O							
	Cu	Zn	Al	Ni	Fe	Nb	Mn	Si
EXPERIMENT.	68,50	16,00	7,00	4,00	2,00	1,00	—	0,50
GOLDENT	76,40	13,10	4,80	4,70	0,50	—	0,05	—
DURACAST	80,60	—	9,42	4,10	4,60	—	1,10	—

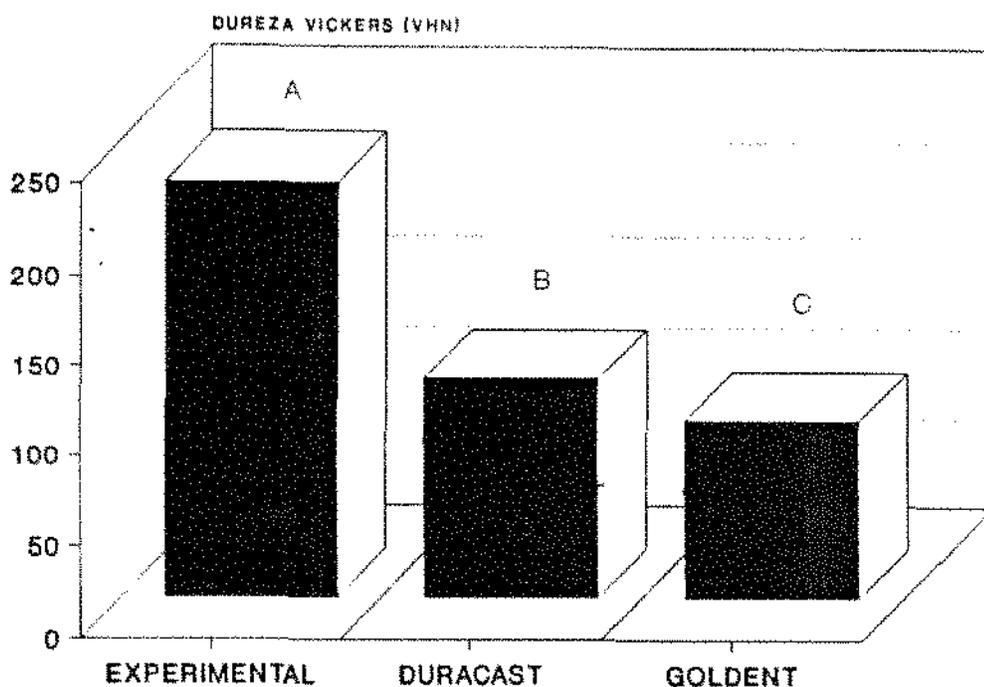
5.2 - DUREZA VICKERS

Na Tabela 4 encontram-se os resultados das médias referentes a 5 penetrações Vickers, em cada corpo de prova, num total de 6 corpos de prova para cada tipo de liga.

Tabela 4 - Dureza Vickers (VHN).

LIGA	CORPO DE PROVA (MÉDIAS)						MÉDIA TOTAL
	1	2	3	4	5	6	
EXPERIMENTAL	230	229	229	227	225	228	228
GOLDENT	99,92	99,94	98,90	94,30	95,30	99,90	98,10
DURACAST	120,40	121,8	123,4	120,4	121,6	120,2	121,30

Os valores da Tabela 4 foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância paramétrica e ao Teste de TUKEY (Figura 20).



- Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

FIGURA 20 - O gráfico ilustra a média das durezas Vickers estudadas para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, submetidos ao teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

5.3 - METALOGRAFIA

As fotomicrografias (figuras 21 e 22) permitem verificar que a liga GOLDENT LA apresentou 3 fases após fusão odontológica. As amostras apresentaram estrutura bruta de fusão, constituída de uma fase clara formada por dendritas, provavelmente ricas em cobre, intercaladas por meios escuros, apresentando uma fase que não formou uma solução sólida com a fase rica em cobre, sendo regiões provavelmente ricas em zinco ou níquel. Apresenta ainda uma região acinzentada, indicando a presença de outra fase distinta das apresentadas.



Figura 21 - Liga GOLDENT LA. Aumento 68 X.



Figura 22 - Liga GOLDENT LA. Aumento 280 X.

As fotomicrografias (figuras 23 e 24) permitem verificar que a liga DURACAST MS apresentou 3 fases após fusão odontológica. As amostras apresentaram estrutura bruta de fusão, constituída por uma fase clara formada por dendritas, provavelmente ricas em cobre, e os espaços inter-granulares apresentam veios escuros mesclando duas tonalidades de cinza, correspondentes a outras duas fases que não formaram uma solução sólida com a fase rica em cobre.

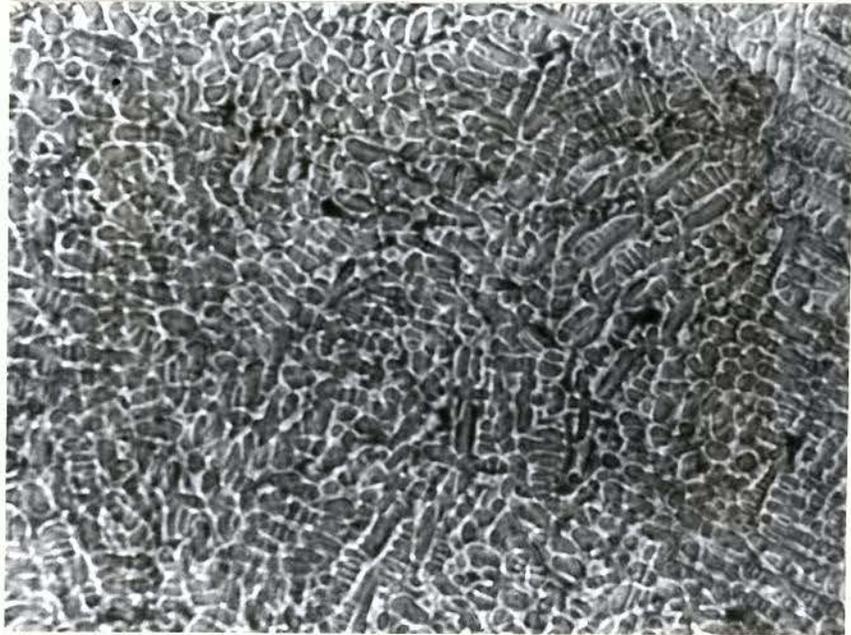


Figura 23 - Liga DURACAST MS. Aumento 68 X.

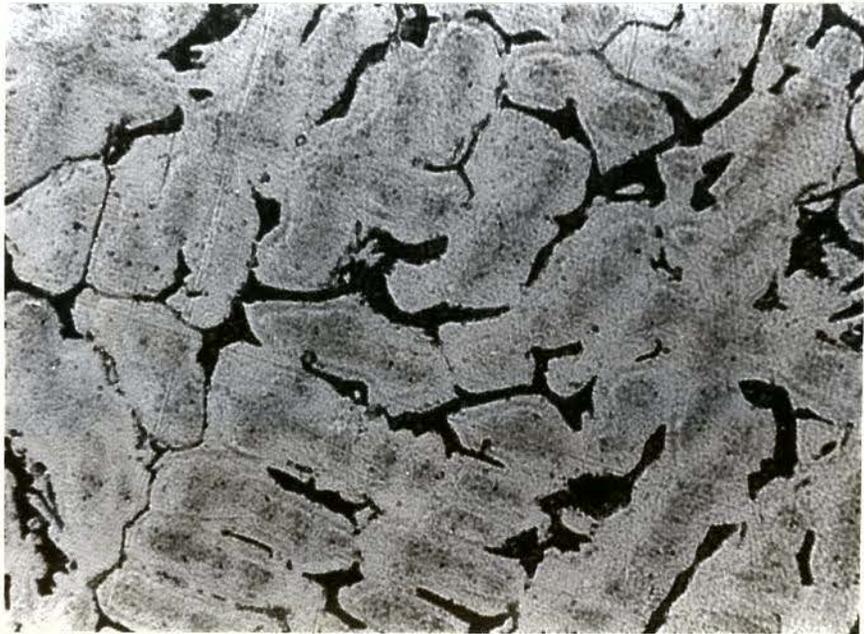


Figura 24 - Liga DURACAST MS. Aumento 280 X.

As fotomicrografias (figuras 25 e 26) permitem verificar que a liga EXPERIMENTAL apresenta 3 fases após fusão odontológica. As amostras descaracterizam a aparência do estado bruto de fusão, sendo uma fase clara provavelmente rica em cobre, zinco e alumínio, uma fase mais escura provavelmente rica em zinco e nióbio, a qual tendenciosamente se precipitou nos contornos do grão do material e uma fase acinzentada provavelmente mais rica em zinco.



Figura 25 - Liga EXPERIMENTAL. Aumento 68 X.



Figura 26 - Liga EXPERIMENTAL. Aumento 280 X.

5.4 - CORROSÃO ATRAVÉS DA ANÁLISE ELETROQUÍMICA POTENCIOCINÉTICA

Foram feitas três curvas de polarização para cada tipo de liga, sendo utilizado para cada curva um corpo de prova. Dessas três curvas obtivemos os valores médios, e os resultados dos ensaios de corrosão através das curvas de polarização anódica foram analisados pelos valores dos parâmetros eletroquímicos, conforme a Tabela 5.

Tabela 5 - Valores médios das curvas de corrosão.

LIGA	P A R Â M E T R O			
	Erup (mV)	Ecorr (mV)	Erup - Ecorr (mV)	Icorr A/cm ²
EXPERIMENT.	ZERO	- 181	181	1 X 10 ⁻³
GOLDENT LA	125	- 114	239	1 X 10 ⁻²
DURACAST MS	175	- 168	343	1 X 10 ⁻³

Assim, as ligas apresentaram as seguintes características quanto à corrosão:

Menores Ecorr - 1 - EXPERIMENTAL
 2 - DURACAST MS
 3 - GOLDENT LA

Menores Icorr - 1 - EXPERIMENTAL e DURACAST MS
 2 - GOLDENT LA

Maiores Erup - 1 - DURACAST MS
 2 - GOLDENT LA
 3 - EXPERIMENTAL

Maiores Erup - Ecorr - 1 - DURACAST MS
 2 - GOLDENT LA
 3 - EXPERIMENTAL

As curvas de polarização anódica para as ligas em estudo estão representadas pelos gráficos, Figuras 27, 28 e 29.

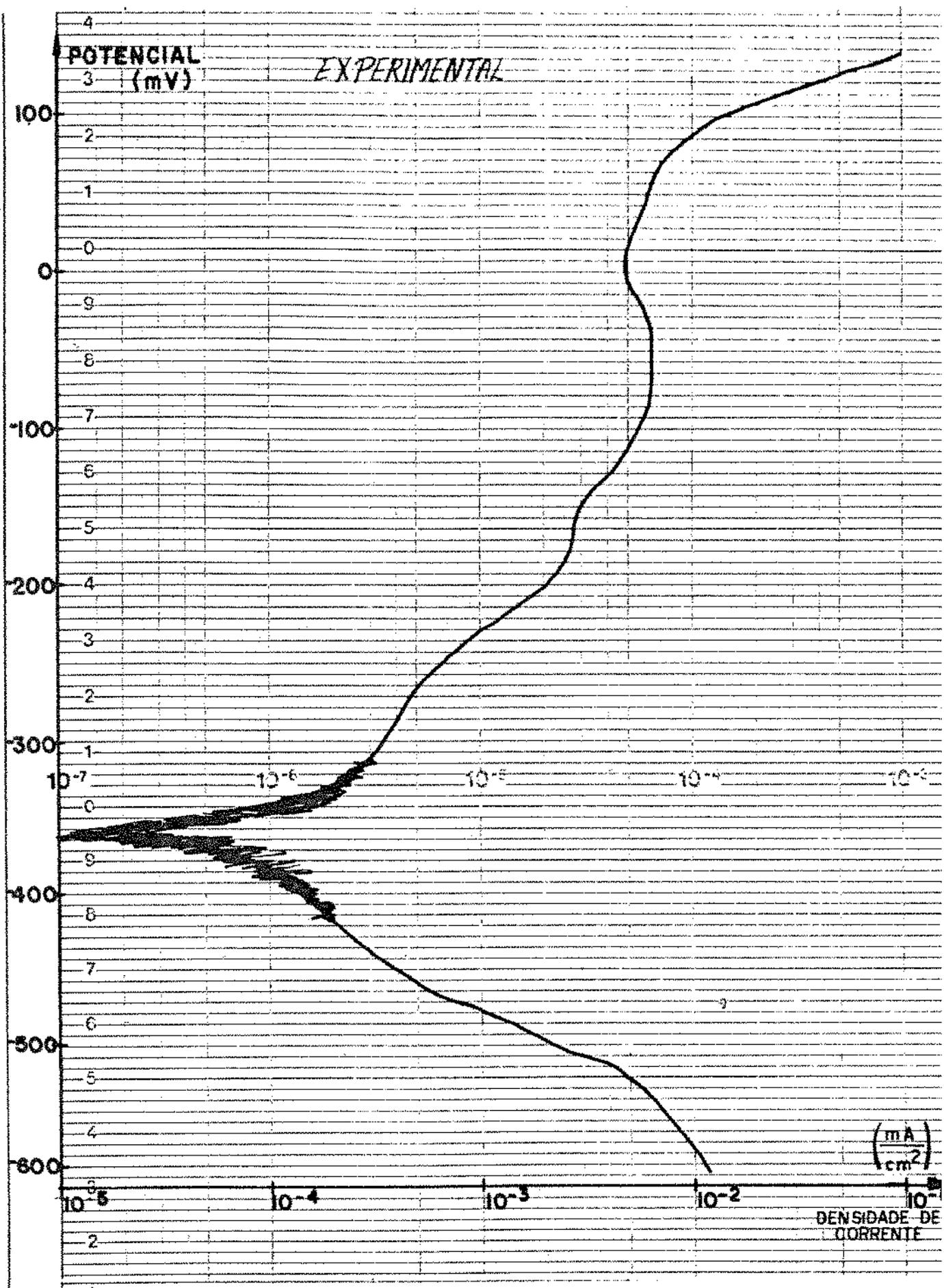


Figura 27 - Curva de polarização anódica para a liga EXPERIMENTAL

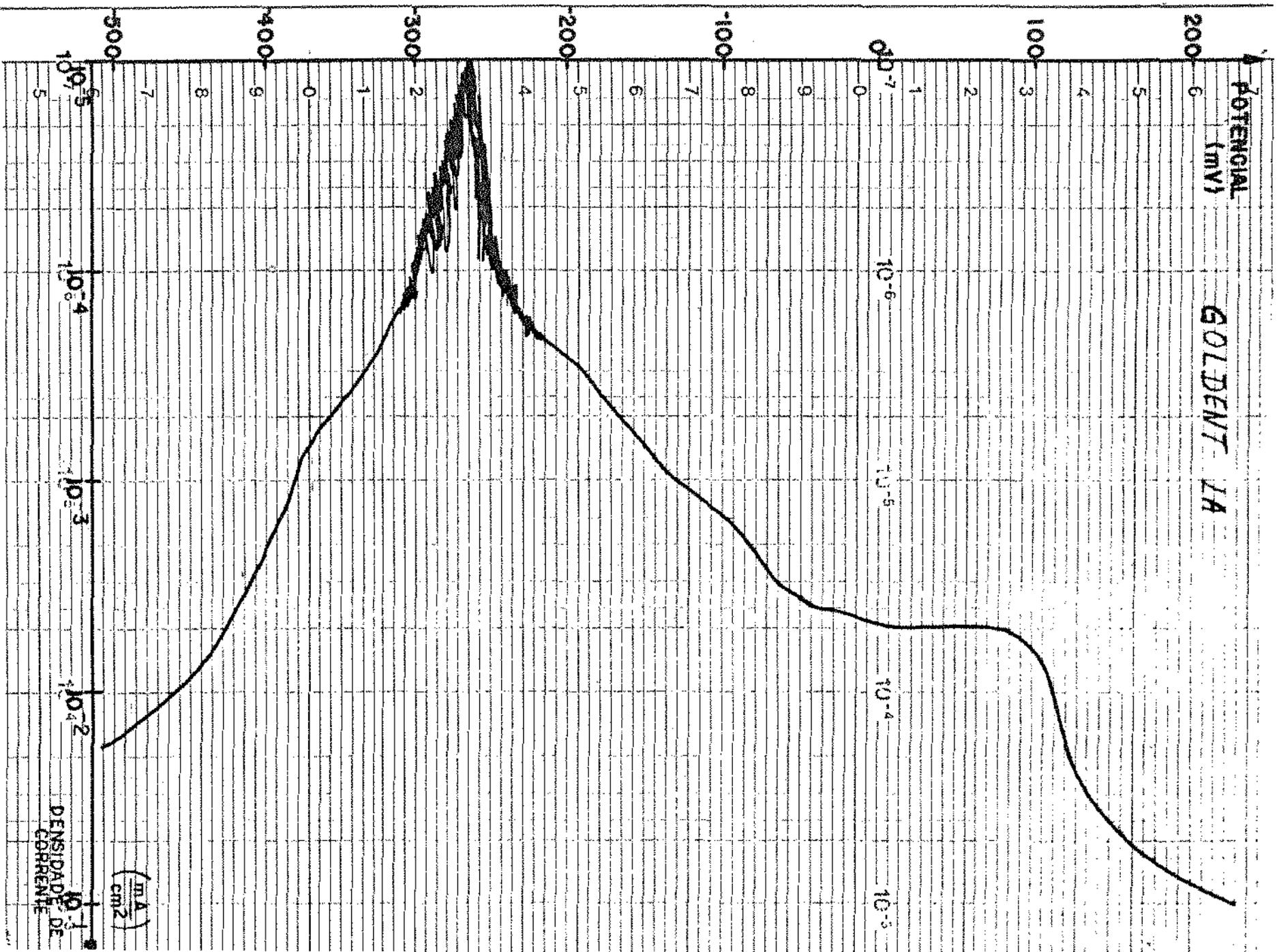


Figura 28 - Curva de polarização anódica para liga GOLDENT LA.

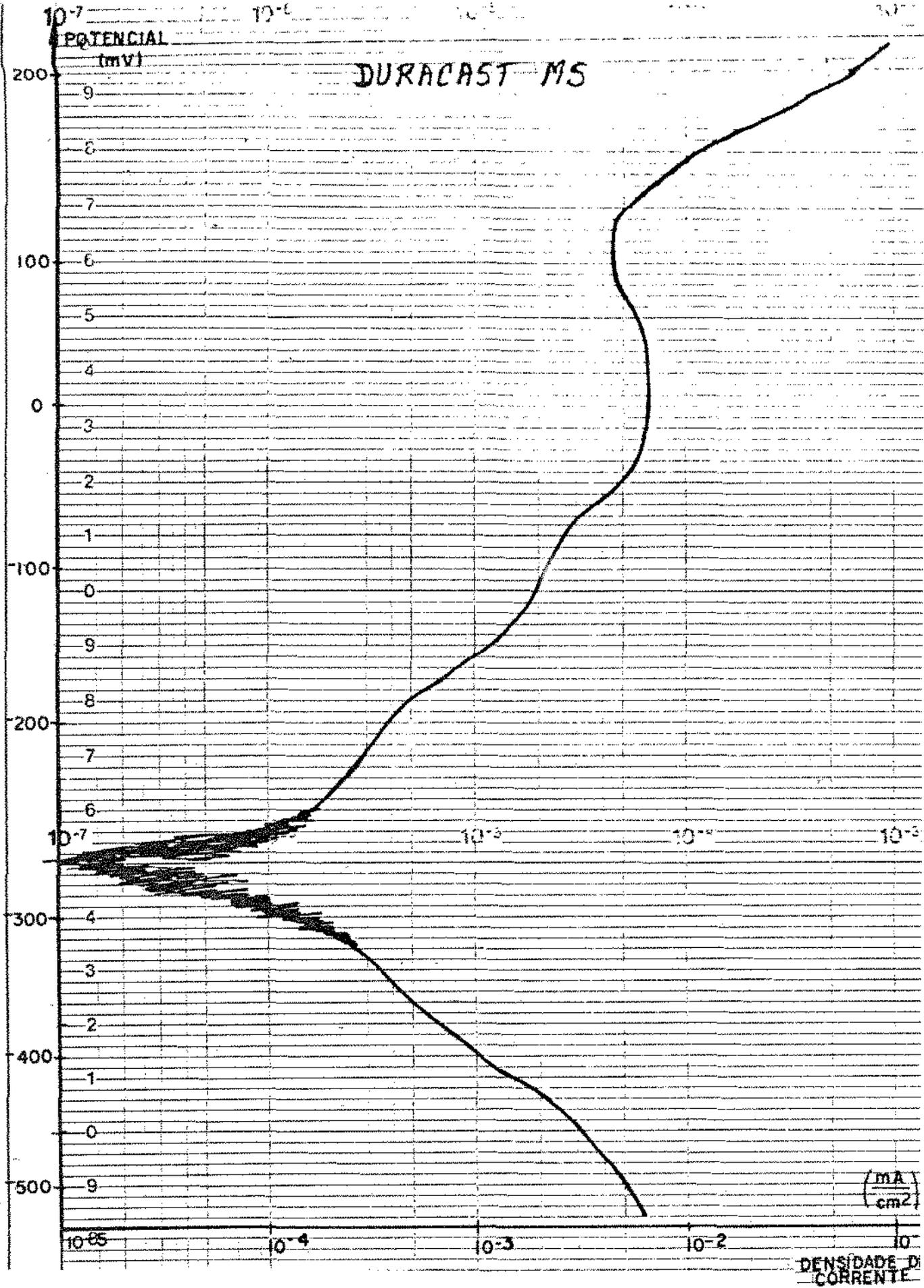


Figura 29 - Curva de polarização anódica para liga DURACAST MS.

5.5 - FLUIDEZ

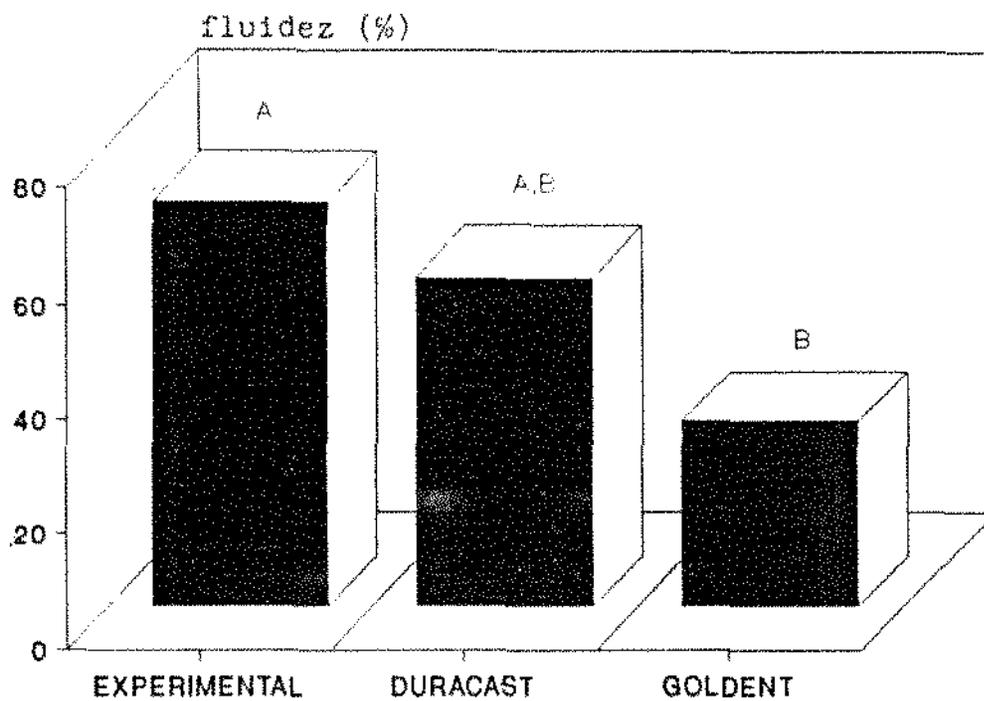
A Tabela 6 fornece os resultados obtidos no ensaio de fluidez, segundo o método de PRESSWOOD³⁶, para as duas ligas comerciais (DURACAST MS e GOLDENT LA) e para a liga EXPERIMENTAL.

Tabela 6 - Resultados individuais e médios (em n° de espaços preenchidos na fundição e sua respectiva porcentagem) quanto à fluidez das diferentes ligas estudadas.

TABELA - - FLUIDEZ (n° de espaços preenchidos e %)

L I G A S	A M O S T R A												M É D I A	
	1		2		3		4		5		6		T O T A L	
	n°	%	n°	%	n°	%	n°	%	n°	%	n°	%	n°	%
EXPERIMENTAL	280	91,50	132	43,14	255	83,33	247	80,72	248	81,10	127	41,50	214,80	70,22
GOLDENT LA	81	26,47	64	20,91	174	56,86	103	33,66	89	29,10	90	29,41	100,17	32,72
DURACAST MS	285	93,13	86	28,10	256	83,66	149	48,69	113	36,92	167	54,57	176,00	57,52

Os valores da Tabela 6 foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância paramétrica e ao Teste de TUKEY (Figura 30).



- Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

Figura 30 - O gráfico ilustra a comparação entre as médias da fluidez para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, submetidos ao teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

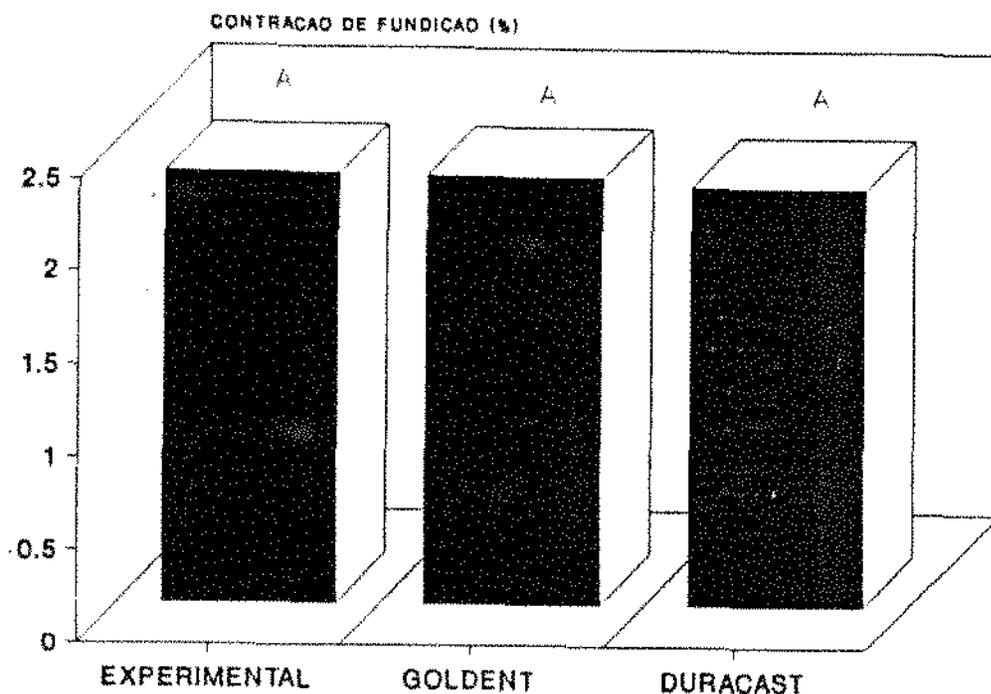
5.6 - CONTRAÇÃO DE FUNDIÇÃO

A Tabela 7 apresenta os resultados individuais e médios da porcentagem da contração de fundição das ligas estudadas.

Tabela 7 - Resultados individuais e médios da contração de fundição (%)

LIGAS	CORPO DE PROVA						MÉDIA
	1	2	3	4	5	6	TOTAL
EXPERIMENTAL	2,35	2,25	2,33	2,32	2,39	2,23	2,31
GOLDENT	2,21	2,33	2,29	2,34	2,19	2,20	2,26
DURACAST	2,35	2,39	2,32	2,28	2,35	2,24	2,32

Os valores da Tabela 7 foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância paramétrica e ao Teste de TUKEY (Figura 31).



- Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

Figura 31 - O gráfico ilustra a comparação entre as médias da contração de fundição para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, submetidos ao teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

5.7 - TRAÇÃO

A Tabela 8 apresenta os resultados individuais e as médias da tensão de ruptura e do alongamento das ligas estudadas.

Tabela 8 - Resultados individuais e médios da tensão de ruptura (kgf/cm^2) e alongamento (%) das ligas estudadas.

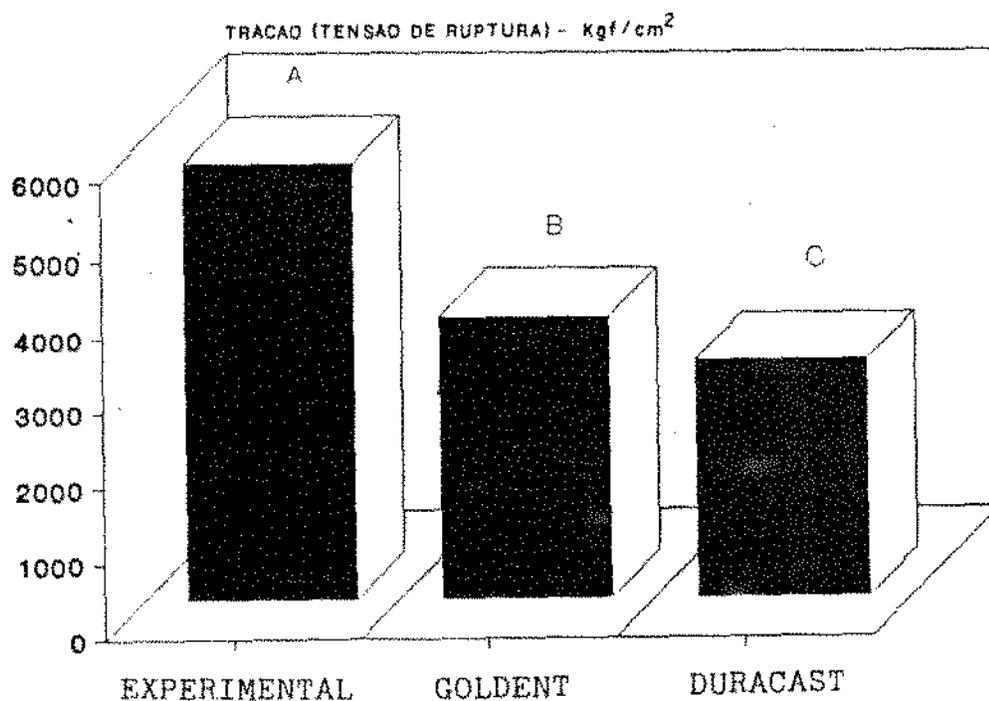
TABELA - - TRACÃO (kgf/cm^2) e ALONGAMENTO (%)

LIGAS	A M O S T R A												M É D I A	
	1		2		3		4		5		6		T O T A L	
	σ'	A	σ'	A	σ'	A	σ'	A	σ'	A	σ'	A	σ'	A
EXPERIMENTAL	5528	0,90	5504	1,10	6129	1,60	5408	1,33	6058	1,10	5649	1,10	5712,70	1,19
GOLDENT LA	4111	8,70	3414	8,40	3678	10,70	3798	10,90	3678	10,70	3774	11,60	3742,50	10,20
DURACAST MS	3221	5,80	3029	7,80	3101	8,70	3053	6,30	3076	6,50	3413	8,00	3148,00	7,20

σ' - Tensão de Ruptura (kgf/cm^2)

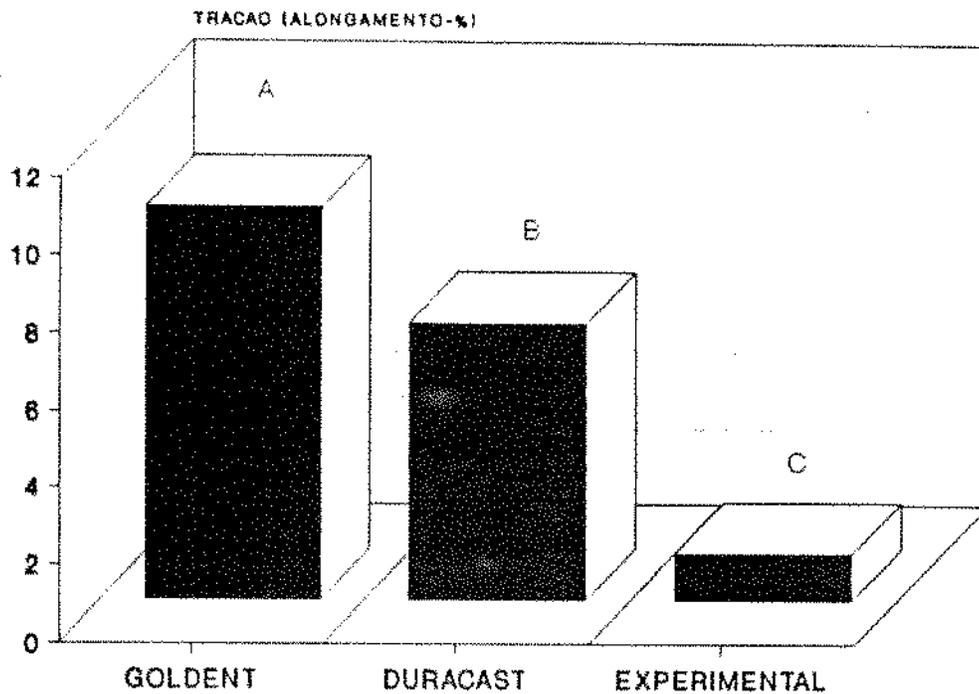
A - Alongamento (%)

Os valores da Tabela 8 foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância paramétrica e ao Teste de TUKEY (Figuras 32 e 33).



- Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

Figura 32 - O gráfico ilustra a comparação entre as médias da tensão de ruptura para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, submetidos ao teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.



- Barras seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente pelo teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

Figura 33 - O gráfico ilustra a comparação entre as médias do alongamento para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, submetidos ao teste de TUKEY ao nível de 5% de probabilidade.

9

DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

6.1 - FORMULAÇÃO DA LIGA

Fundamentamos o balanceamento dos componentes de liga EXPERIMENTAL, com base no conhecimento dos elementos: cobre, alumínio, zinco, ferro e níquel existentes nas ligas não-áuricas DURACAST MS e GOLDENT LA utilizadas em Odontologia. Desta maneira, formulamos uma nova composição cuja matriz foi baseada fundamentalmente em informações extraídas do diagrama de equilíbrio do sistema cobre-alumínio, MACKEN e SMITH²⁶ (Figura 34), acrescida dos elementos nióbio e silício e suprimindo o manganês.

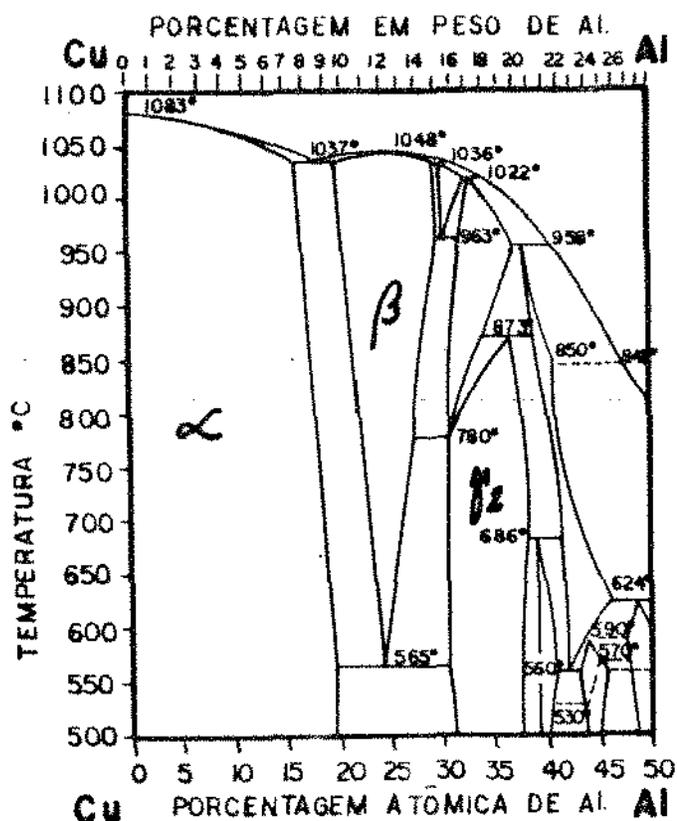


Figura 34 - Diagrama de equilíbrio do sistema cobre-alumínio.

Portanto, segundo MACKEN e SMITH²⁶, a correta interpretação da microestrutura de uma liga é de fundamental importância, porque as propriedades das ligas metálicas são determinadas basicamente pela presença e distribuição das fases constituintes. Desse modo, existe uma relação entre as propriedades das ligas de cobre e as propriedades das fases alfa, beta e gama dois, representadas no diagrama Cu-Al (Figura 34), onde é possível notar que acima de 8%, em peso, de alumínio, é praticamente impossível obter estrutura monofásica na fase alfa.

A liga EXPERIMENTAL, apesar de conter 7% de alumínio em sua composição nominal, não apresentou uma estrutura com solução sólida (fase alfa). O mesmo fato ocorreu com a formulação da liga GOLDENT LA, onde a solução sólida não se formou, apesar da adição do zinco para se constituir uma matriz Cu-Zn. Já em relação à liga DURACAST MS, apesar de também por não formar fase alfa e apresentar 9,42% de alumínio, SIMONETTI⁴⁶ justificou a existência de uma estrutura monofásica, relatando que adições de outros elementos à liga permitiriam solucionar este problema. Da mesma forma, considerou que a adição correta de alumínio metálico promoveria ligas imunes à desaluminação e, portanto, com excelentes resistências à corrosão. Esta hipótese apresentada por SIMONETTI⁴⁶ não foi discutida, por não ser assunto deste trabalho.

6.2 - ANÁLISE QUÍMICA

Com base nos resultados obtidos através da análise química, notamos que a liga EXPERIMENTAL apresentou em sua composição os elementos: cobre, alumínio, zinco, níquel, ferro nióbio e silício. Esses componentes foram semelhantes aos encontrados nas ligas GOLDENT LA e DURACAST MS, com exceção do nióbio e silício. Por outro lado, essas ligas apresentaram o elemento manganês que não foi identificado na liga EXPERIMENTAL.

A nossa intenção, ao adicionarmos o elemento nióbio, foi de melhorar a fluidez da liga EXPERIMENTAL. Através dos resultados apresentados no ensaio de fluidez, notamos que esse objetivo foi conseguido.

Ainda observamos que a porcentagem dos elementos químicos contidos nas amostras das ligas GOLDENT LA e DURACAST MS, utilizadas neste trabalho, difere da porcentagem dos elementos das mesmas ligas, quando utilizadas pelos autores GUASTALDI¹⁶, GUASTALDI et al¹⁷, MOTTA et al³¹ e MAN et al²⁸, em situações diferentes (Tabela 9).

Tabela 9 - Composição química das ligas (%), autores e data.

LIGA-AUTOR-DATA	ELEMENTOS					
	Cu	Zn	Al	Ni	Fe	Mn
GOLDENT LA-GUASTALDI ¹⁷ -1984	77,0	12,8	4,50	5,6	—	—
DURACAST MS-GUASTALDI ¹⁷ -1984	81,0	—	6,90	4,0	6,70	1,2
DURACAST MS-MAN ²⁸ et al-1983	80,8	0,007	9,27	—	4,26	—
DURACAST MS-MOTTA ³¹ et al-1985	85,0	0,01	9,00	0,4	4,40	—
GOLDENT LA-GUSTALDI ¹⁶ -1987	77,0	12,8	4,50	5,6	—	—
DURACAST MS-GUASTALDI ¹⁶ -1987	80,8	—	9,27	3,8	4,20	1,6

Diante dos resultados que evidenciaram a falta de padronização na composição química dessas ligas, não podemos, a nosso ver, prognosticar os resultados finais em relação às propriedades e qualidades desses materiais.

Assim, com o intuito de evitar falhas na fundição, inerentes ao material, os fabricantes deveriam manter um nítido controle de qualidade na formulação de seus produtos.

O conhecimento da composição da liga é de fundamental importância por uma série de motivos que podem ser englobados na faixa de resistência mecânica, corrosão e outros.

6.3 - DUREZA VICKERS

O ensaio de dureza é muito importante para o cirurgião dentista. Através dele, podemos certificar-nos se a restauração metálica sofrerá ou não deformação permanente, quando submetida a esforços no meio bucal.

Uma liga odontológica que apresente um valor pequeno de dureza corre o risco de sofrer deformação permanente, enquanto ou

tra que apresente dureza muito elevada, dificilmente poderá ser manuseada satisfatoriamente. Portanto, de preferência devemos utilizar uma liga que apresente um valor de dureza semelhante ao da liga de ouro tipo III que varia de 120 a 150 VHN (especificação nº 5 da A.D.A.¹).

Através dos dados obtidos em relação à dureza Vickers, observamos na Tabela 4, que a liga EXPERIMENTAL apresentou média aritmética superior (228 VHN) em relação à dureza das ligas GOLDENT LA (98,10 VHN) e DURACAST MS (121,30 VHN).

O gráfico na Figura 20 revela que entre as ligas EXPERIMENTAL e DURACAST MS, DURACAST MS e GOLDENT LA e EXPERIMENTAL e GOLDENT LA existem valores de dureza Vickers com diferença estatisticamente significativa, ao nível de 5%.

Pelos resultados obtidos, a liga EXPERIMENTAL apresentou dureza média de 228 VHN, valor este superior ao exigido para liga de ouro tipo III, inclusive sendo também superior ao tipo IV, que, segundo a especificação nº 5 da A.D.A.¹, deve variar de 150 a 220 VHN.

Por outro lado, a liga DURACAST MS, com valor médio de 121,30 VHN enquadrou-se nas exigências da especificação nº 5¹ para as ligas de ouro tipo III, que recomenda uma variação de 120 a 150 VHN. Porém este resultado difere dos resultados obtidos em estudos similares desenvolvidos por SILVA-FILHO⁴⁴, cujo valor foi de 167,81 VHN e dos apresentados por MOTTA et al³¹, com índice de 130 VHN. Já a liga GOLDENT LA apresentou um valor de dureza médio de 98,10 VHN, portanto significativamente mais baixo do que o exigido para a liga de ouro tipo III. Este valor se enquadra no reco

mendado para as ligas de ouro tipo II, o qual varia de 90 a 120 VHN.

Assim sendo, considerando que a liga EXPERIMENTAL apresentou valor médio de dureza elevado, ou seja, de 228 VHN, julgamos oportuno reconsiderar a formulação da composição química da liga, na tentativa de evitar que possam ocorrer alta fragilidade e baixo alongamento devido à elevada dureza.

6.4 - METALOGRAFIA

A importância do exame metalográfico decorre do fato de que as propriedades mecânicas de uma liga não dependem somente da composição química, mas também da sua microestrutura.

A análise metalográfica da liga EXPERIMENTAL (Figuras 25 e 26) revelou que não existe uma solução sólida (fase homogênea). O mesmo ocorreu com as ligas GOLDENT LA e DURACAST MS (Figuras 21, 22, 23 e 24). Mesmo que SIMONETTI⁴⁶ tenha justificado a existência de um material monofásico, a liga DURACAST MS, obtida através da adição de outros elementos, não evidenciou a existência de solução sólida nessa liga.

A liga EXPERIMENTAL apresentou grãos de forma poligonal e irregular, descaracterizando aparência estrutural do estado bruto de fusão. Tal situação demonstrou a ocorrência de maior homogeneidade entre os componentes formadores da liga, embora nos contornos de grãos existissem também segregações de alguns elementos que compõem a liga. Provavelmente, essas segregações seriam constituídas por componentes com raios atômicos grandes, que diferem

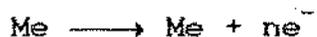
substancialmente dos raios atômicos dos elementos em solução sólida.

Assim, as ligas GOLDENT LA e DURACAST MS apresentaram estruturas diferentes da liga EXPERIMENTAL. Ambas mostraram alta segregação nos contornos interdendríticos, com aparência típica de material no estado bruto de fusão, apresentando uma fase clara, formada por dendritas provavelmente ricas em cobre e mescladas por regiões escuras provavelmente ricas em zinco ou níquel.

6.5 - CORROSÃO ATRAVÉS DA ANÁLISE ELETROQUÍMICA POTENCIOCINÉTICA

A literatura odontológica costuma fazer uma distinção entre o escurecimento que ocorre nas superfícies das ligas e a corrosão. Assim, corrosão nada mais é do que a deteriorização e a perda que um material sofre devido a um ataque químico. As condições que favorecem a corrosão envolvem tanto alterações químicas como eletrônicas (VAN VLACK⁵³). Por sua vez, manchamento é a descoloração superficial de um metal ou mesmo uma ligeira perda ou alteração do acabamento ou lustre superficial (PHILLIPS⁴¹).

Na corrosão e manchamento ocorre uma reação de oxidação do metal, sendo que, na corrosão, o processo de dissolução evolui segundo a reação:



seguida de uma imediata hidratação do íon formado. O metal dissolve-se na forma ativa. Entretanto, observa-se que a corrente de dissolução pode diminuir e aparecerá o que se conhece como pas-

șivação, ou seja, a transferência do ion metálico do metal ao eletrólito é inibida por um filme superficial formado por óxido, que atua como protetor à corrosão.

Um dos primeiros requisitos de qualquer metal ou liga que deva ser usado na boca é que ele não deve originar produtos de corrosão que possam ser prejudiciais à estrutura. Entretanto, quando presente em forma mais notável, eles não apenas causam a perda das qualidades estéticas, como podem alterar as propriedades físicas da liga, e em tal extensão, que o dispositivo dental pode enfraquecer-se ou mesmo falhar.

Infelizmente, o meio bucal é muito condutivo à formação de produtos de corrosão. A boca é úmida e continuamente sujeita a flutuações de temperatura. Os alimentos e líquidos ingeridos têm intervalos amplos de pH. Ácidos são liberados durante a degradação das substâncias alimentares. Estes detritos de alimentos frequentemente aderem, de forma tenaz, à restauração metálica, proporcionando uma condição localizada que é extremamente favorável a uma reação acelerada entre os produtos de corrosão e o metal ou liga (PHILLIPS⁴¹).

Biologicamente é importante que uma liga apresente alta resistência à corrosão. Devido ao processo de corrosão, ocorre a dissolução do metal no meio bucal e conseqüentemente absorção desses produtos e perda de resistência. Porém, segundo GABRIELLI et al¹⁴, as quantidades de cobre liberadas pelas ligas para uso odontológico, quando na cavidade oral, nem sequer se aproximam das quantidades necessárias à intoxicação, que de acordo com NAGAI³³ é de 0,034 mg/cm² por dia, correspondente a 1/150 g das exigên-

cias normais diárias de cobre.

Os resultados dos ensaios de corrosão através das curvas de polarização anódicas foram analisadas pelos valores dos parâmetros eletroquímicos, conforme Tabela.5.

A liga EXPERIMENTAL apresentou um potencial de ruptura (E_{rup}) igual a zero, um potencial de corrosão (E_{corr}) de -181 mV, um intervalo de passivação ($E_{rup}-E_{corr}$) de 181 mV e uma densidade de corrente (I_{corr}) de 1×10^3 A/cm². Já as duas ligas comerciais GOLDENT LA e DURACAST MS apresentaram os seguintes valores: potencial de ruptura (E_{rup}) de 125 e 175 mV, potencial de corrosão (E_{corr}) de -114 e -168 mV, intervalo de passivação ($E_{rup}-E_{corr}$) de 239 e 343 mV e densidade de corrente de 1×10^2 e 1×10^3 A/cm².

Analisando e comparando os resultados obtidos, observamos que as ligas DURACAST MS e EXPERIMENTAL apresentaram melhores características com respeito à corrosão, quando comparada com a GOLDENT LA.

Os resultados obtidos com a liga DURACAST MS quando comparados com a liga GOLDENT LA são semelhantes aos obtidos por GUASTALDI¹⁶, SILVA⁴⁹ e JOHANSSON et al²². Já os resultados alcançados por GUASTALDI et al¹⁷, em 1984, diferem dos obtidos, quando em seu trabalho a liga GOLDENT LA apresentou melhores resultados em relação a DURACAST MS. Mas, conforme citado anteriormente, na análise química, a composição química das ligas GOLDENT LA e DURACAST MS usadas por esse autor diferem das composições das ligas utilizadas neste trabalho. Isso vem a reforçar a recomendação da necessidade de efetuar melhor padronização e controle na fabri

cação de qualquer tipo de liga.

6.6 - FLUIDEZ

A fluidez de uma liga é uma propriedade que depende da sua alta fluidificação, ausência de produtos de oxidação e baixa tendência ao molhamento. O aumento de tensão superficial aumenta a fluidez ou o escoamento do metal com a interface do metal-molde. (YOUDELIS e YOUDELIS⁵⁵).

Qualquer profissional que tenha executado fundições odontológicas tem deparado com problemas relacionados a defeitos e à perda de integridade marginal ocorridas em suas peças. Portanto, o surgimento das ligas alternativas motivou ampla discussão e análise dos problemas de adaptação das incrustações e das coroas metálicas. Segundo YOUNIS⁵⁶ e THOMSON et al⁵⁰, a adaptação marginal das ligas não nobres foram consideradas satisfatórias, quando comparadas com as ligas de ouro. Outros autores, como COONEY e CAPUTO⁷, COONEY et al⁸ e DUNCAN⁹ demonstraram algumas dificuldades em conseguir boas adaptações marginais e boa reprodutibilidade entre as fundições executadas dentro de uma mesma técnica. Para BROCKHURST et al⁵, esse problema está diretamente relacionado com a fluidez das ligas usadas. Já MACKERT et al²⁷ considera a existência de grande variação de fluidez nas diversas ligas não nobres, embora, segundo VINCENT et al⁵², a variação de fluidez esteja relacionada com a densidade, sendo que ligas com maior densidade são as que apresentam maior fluidez. Embora LACEFIELD et al²⁵ tenha verificado que as ligas de ouro possuem maior fluidez

do que qualquer liga não preciosa ou semi-preciosa, HOWARD et al²⁰ observou apenas pequenas diferenças de fluidez entre ligas nobres e não-nobres.

Em nosso trabalho, as ligas de cobre-alumínio também apresentaram níveis diferentes de fluidez. Assim, observamos na Tabela 6, que a liga EXPERIMENTAL apresentou média percentual superior (70,22%) em relação as ligas DURACAST MS (57,52%) e GOLDENT LA (32,72%).

Por meio do gráfico mostrado na Figura 30, verificamos que as ligas EXPERIMENTAL e DURACAST MS não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ao nível de 5%. Este fato também ocorreu entre as ligas DURACAST MS e GOLDENT LA. Porém foi notada uma diferença estatisticamente significativa, ao nível de 5% entre a liga EXPERIMENTAL e a liga GOLDENT LA.

Portanto, os resultados obtidos neste trabalho, em relação às ligas DURACAST MS e GOLDENT LA, diferem dos resultados relatados por GUASTALDI¹⁶ e BOMBONATTI et al⁴. Em nosso trabalho, obtivemos 57,52% de fluidez para a liga DURACAST MS e 32,72% para a liga GOLDENT LA, enquanto BOMBONATTI et al⁴ obteve 53% para a liga DURACAST MS e GUASTALDI¹⁶ 8,7% para a liga DURACAST MS e 57,6% para a liga GOLDENT LA.

Essa diferença de níveis de fluidez entre os nossos resultados e os apresentados por esses autores talvez possa ser explicado pelo fato de que a liga EXPERIMENTAL contém o elemento químico nióbio, considerado como responsável pelo aumento da fluidez das ligas metálicas.

6.7 - CONTRAÇÃO DE FUNDIÇÃO

Segundo os resultados obtidos no teste de contração de fundição, nota-se pela Tabela 7, que a liga DURACAST MS apresentou média aritmética de 2,32%, portanto superior em relação à contração de fundição das ligas EXPERIMENTAL, com 2,31% e GOLDENT LA, com 2,26%.

Entretanto, observando e analisando o gráfico da Figura 31, verificamos que não existe diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% entre as ligas GOLDENT LA, EXPERIMENTAL e DURACAST MS.

Observamos, ainda, que os resultados obtidos na contração de fundição para as ligas EXPERIMENTAL (2,31%) e DURACAST MS (2,32%) estão bastante próximos dos resultados obtidos por GEISSLER e GALLOWAY¹⁵, que verificaram um valor de 2,4%. Já, o valor obtido para a liga GOLDENT LA (2,26%) também está próximo dos obtidos por GEISSLER e GALLOWAY¹⁵ (2,4%) e dentro da escala apresentada por ISMAIL e LYON²¹, que encontraram valores entre 2 a 3%, para as ligas de cobre-zinco.

Por outro lado, os valores obtidos com as ligas DURACAST MS e GOLDENT LA diferem dos resultados encontrados por SILVA-FILHO⁴⁴, que verificou um valor de 1,92% para a contração de fundição da liga DURACAST MS. O mesmo aconteceu com os resultados apresentados por MONDELLI et al.^{29e30}, com 2,15% para a liga DURACAST MS e 2,02% para a liga GOLDENT LA, enquanto em nosso trabalho os resultados foram 2,32% para a liga DURACAST MS e 2,26% para a liga GOLDENT LA.

Um outro fator que pode ser levado em consideração, em relação à contração de fundição, é com respeito à zona de fusão das ligas, ou seja, GOLDENT LA 948 a 979°C, DURACAST MS 900 a 1038°C e EXPERIMENTAL 920 a 1050°C. As ligas que possuem zona de fusão elevada apresentam contração de fundição também elevada, o que confirma a observação de KELLY e ROSE²⁴, que afirmaram que as ligas à base de cobre fundem-se a uma temperatura elevada e consequentemente podem apresentar uma contração de fundição maior. FUSAYAMA e IDE¹⁹ verificaram que a contração de fundição poderia ser minimizada, efetuando a fundição com os moldes em temperaturas mais baixas.

Podemos, ainda, comparar os resultados das ligas alternativas aqui obtidos com os resultados de autores que trabalharam com ligas de ouro. Utilizamos como base a liga de ouro tipo III, usada para a confecção de restaurações metálicas fundidas, com contração de fundição de 1,42%, segundo PHILLIPS⁴² e 1,37% a 1,67%, segundo HOLLENBACK e SKINNER¹⁹. Assim, verificamos que nenhuma das três ligas estudadas apresentou índices numéricos de contração de fundição semelhantes ou próximos à liga áurea tipo III.

Considerando os resultados da medida de contração linear das ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS, julgamos necessário o desenvolvimento de técnicas específicas de fundição para as ligas de cobre alumínio, onde a contração de fundição possa ser compensada através de maior expansão do revestimento ou de técnicas de inclusões apropriadas. Porém, isto não tem ocorrido porque os profissionais utilizam-se das mesmas técnicas de fundi-

ção e do mesmo tipo de revestimento usado nas fundições de ligas para ouro, seguindo as recomendações do próprio fabricante. Porém a falta de padronização na composição química das ligas também se constitui um agravante. Com isso, a cada fundição teríamos de lançar mão de variáveis na técnica de fundição.

6.8 - TRAÇÃO

Devido à necessidade de uma aceitável adaptação final nas restaurações metálicas fundidas, o ensaio de tração configurou-se de fundamental importância na Odontologia restauradora. Com base nos resultados obtidos nos ensaios de tração e dureza, teremos uma indicação do possível nível de adaptação dessa restauração.

Portanto, uma liga que apresente alta tensão de ruptura conseqüentemente será menos dúctil e apresentará um alongamento pequeno, o que a tornará altamente frágil.

Devido à falta de norma específica para as ligas de cobre, é comum a utilização da especificação nº 5 da A.D.A.¹ que normaliza os ensaios para as ligas de ouro, como referencial para as ligas de cobre. Segundo PHILLIPS³⁰, recomenda-se que a liga tipo I tenha tensão de ruptura, variando de 2100-3000 kgf/cm² e alongamento de 18%; a tipo II, de 3200-3800 kgf/cm² e 12%; a tipo III, de 3400-4000 kgf/cm² e 12%; e, a tipo IV, de 4200-5200 kgf/cm² e 2-10% de alongamento.

Assim considerando, a liga de ouro tipo III foi escolhida como parâmetro para avaliar os resultados dos ensaios de tra-

ção e alongamento, o que não ocorreu com as tipos I e II por serem moles e a tipo IV, muito dura.

A Tabela 8 apresenta os resultados individuais obtidos em relação à tensão de ruptura e alongamento. Notamos que a liga EXPERIMENTAL apresentou alta tensão de ruptura média, de 5712,7 kgf/cm² e um pequeno alongamento, de 1,19%. A liga GOLDENT LA tem tensão de ruptura de 3742,5 kgf/cm² e alongamento de 10,2% e a liga DURACAST MS foi a que apresentou menor tensão de ruptura, com 3148 kgf/cm² e alongamento médio de 7,2%.

Observando e analisando os gráficos das Figuras 32 e 33, verificamos que existe uma diferença estatística significativa, ao nível de 5%, em relação às três ligas estudadas, tanto para o ensaio de tensão de ruptura como para o alongamento.

Os resultados obtidos neste trabalho com as ligas DURACAST MS e GOLDENT LA diferem dos resultados obtidos por outros autores. Assim, GUASTALDI¹⁶ obteve um valor de tensão de ruptura para a liga GOLDENT LA de 4249 kgf/cm² e um alongamento de 13%; e, para a liga DURACAST MS, uma tensão de ruptura de 2675 kgf/cm² e um alongamento de 9%. Já, MOTTA et al³¹ obteve uma tensão de ruptura de 6300 kgf/cm² e um alongamento de 18%.

Podemos ainda comparar os resultados aqui obtidos para tensão de ruptura e alongamento com os das ligas de ouro tipo III. Segundo PHILLIPS³⁰, esses valores são de 3400-4000 kgf/cm² e 12%, respectivamente. Dos resultados obtidos neste trabalho, verificamos que apenas a liga GOLDENT LA apresentou tensão de ruptura numericamente semelhante às ligas de ouro tipo III e alongamento bastante próximo. Já a liga EXPERIMENTAL apresentou uma tensão de

ruptura muito alta e um alongamento mais baixo. Com relação à liga DURACAST MS, a tensão de ruptura e o alongamento foram inferiores a liga de ouro tipo III:

Considerando os resultados das medidas da tensão de ruptura e alongamento da liga EXPERIMENTAL apresentadas neste estudo, julgamos necessária uma nova avaliação na composição da liga para tentar melhorar suas características, pois a mesma apresentou tensão de ruptura muito elevada e alongamento pequeno, com isso a liga não poderia apresentar ductibilidade satisfatória, o que a tornaria excessivamente frágil.

CONCLUSÃO

7 - CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, parece-nos possível concluir que:

1 - As ligas apresentaram valores de dureza Vickers com diferença estatística significativa ao nível de 5%, sendo maior na EXPERIMENTAL, intermediária na DURACAST MS e menor na GOLDENT LA.

2 - A análise metalográfica revelou que nenhuma das três ligas estudadas apresentou formação de solução sólida em toda a sua extensão.

3 - Os resultados de resistência à corrosão apresentados pelas ligas DURACAST MS e EXPERIMENTAL foram superiores aos apresentados pela GOLDENT LA.

4 - Com relação à fluidez, os maiores valores foram apresentados pela liga EXPERIMENTAL, seguida pela DURACAST MS e GOLDENT LA. Não houve diferença estatística entre as ligas EXPERIMENTAL e DURACAST MS e DURACAST MS e GOLDENT LA, exceto entre a liga EXPERIMENTAL e a GOLDENT LA cuja diferença estatística foi significativa ao nível de 5%.

5 - As três ligas estudadas apresentaram diferentes valores numéricos de contrações de fundição, sendo maior a DURACAST MS, menor na GOLDENT LA e intermediária na liga EXPERIMENTAL, contudo sem diferença estatística significativa.

6 - As ligas apresentaram valores com diferença estatística significativa ao nível de 5% para o ensaio de tração (tensão de ruptura). A liga EXPERIMENTAL apresentou valor superior, enquanto a GOLDENT LA, valor intermediário e a liga DURACAST MS, valor menor.

7 - As ligas apresentaram valores com diferença estatística significativa ao nível de 5% para o alongamento, sendo maior na GOLDENT LA, intermediário na DURACAST MS e ficando a EXPERIMENTAL com menor valor.

RESUMO

8 - RESUMO

No presente estudo foi elaborada uma liga EXPERIMENTAL à base de Cu-Al-Zn-Nb, onde os elementos de maior ponto de fusão, que compõem a liga EXPERIMENTAL, foram adicionados na forma de pó. Alguns ensaios foram realizados, como: análise química, Dureza Vickers, análise metalográfica, corrosão através da análise eletroquímica potenciocinética, contração de fundição, fluidez e tração.

A análise química foi realizada por via úmida, enquanto o ensaio de Dureza Vickers numa máquina Vickers Limited, e a metalografia num aparelho NEOPHOT 21 (CARL ZEISS). Já os testes de corrosão foram realizados num aparelho tipo CORROSCRIPT - TUCUSSEL e a contração de fundição em um anel metálico similar ao utilizado por EARNSHAW¹⁰. Para o ensaio de fluidez, foram utilizadas telas de nylon similares, a usada por PRESSWOOD³⁶. O ensaio de tração foi efetuado numa máquina de ensaio UNIVERSAL LOSENHAUSENWERK de acordo com a especificação n° 5 da A.D.A.¹.

Este estudo foi desenvolvido, comparando-se os resultados da liga EXPERIMENTAL com os obtidos de duas ligas comerciais à base de cobre DURACAST MS e GOLDENT LA.

Para obtenção dos corpos de prova foi utilizada a técnica de fundição odontológica pelo método da cera perdida. As fundições foram executadas através de um maçarico gás-oxigênio numa centrífuga convencional.

Os resultados da análise metalográfica revelaram que não houve a formação de solução sólida nas três ligas estudadas. A liga EXPERIMENTAL e DURACAST MS apresentaram uma resistência à corrosão superior à liga GOLDENT LA. Quanto à Dureza Vickers, a liga EXPERIMENTAL apresentou um valor maior em relação às outras duas ligas. O valor da contração de fundição da liga DURACAST MS foi superior e a liga EXPERIMENTAL apresentou valores de fluidez superiores em relação às duas ligas comerciais. Já para o ensaio de tração, a liga EXPERIMENTAL foi superior e a liga GOLDENT LA apresentou maior valor de alongamento em relação às outras duas ligas.

SUMMARY

9 - SUMMARY

In the present study it was been developed an experimental alloy to the Cu-Zn-Al-Nb base. Where the elements the most point of fusion, that compose the experimental alloy where edds in a power form. Some experiments were made, such as: metallographic analysis, corrosion by test eletrochemical potenciocinetic analysis, castability test, tensile test, casting of shrinkage, chemical analysis and Hardness Vickres.

The chemical analysis has been made through moist medium, while the Hardness Vickers experiment has been made in a machine Vickers Limited and the metallographic analysis in a device called NEOPHOT 21 (CARL ZEISS). And the corrosion test has been realized in a device called Corroscript Tucussel and the casting of Shrinkage in a metal ring similar to the one used by EARNSHAW¹⁰. For the castability test it was used nets of nylon similar to the ones used by PRESSWOOD³⁶ and the tensile experiment was realized in a machine of the Universal test LOSENHAUSENNERK according to the expecification n° 5 of A.D.A.⁴.

All this study was developed comparing the results of the experimental alloy with ones obtained with two comercial alloys to the base of copper DURACAST MS and GOLDENT LA.

In order to obtain test samples, the routine dental casting tecnique, was used with lost wax method. The castings were executed through a gas/oxygen blowpipe in conventional centrifuge.

The results from the metalographic analysis has revealed that there hasn't been formation of a solid solution in the three studied alloys. The EXPERIMENTAL and de DURACAST MS alloys have presented a resistance to corrosion superior to the GOLDENT LA alloy. Concerning the Hardness Vickers, the EXPERIMENTAL alloy has presented a bigger value in relation to the other two alloys. The value of casting Shrinkage of the DURACAST MS alloy was superior and the EXPERIMENTAL alloy has presented superior values of castability in relation to the comercial alloys. And for the tensile test the EXPERIMENTAL alloy was superior and the GOLDENT LA alloy has presented a bigger elongation value in relation to the other two alloys.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

10 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- 1 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Guide to dental materials and device. In. SPECIFICATION nº 5 FOR DENTAL GOLD CASTING ALLOY (effective: april 1966) : 7 ed. Chicago, A.D.A. : 1974. p. 181-188.
- 2 - AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Guide to dental materials and device. In. SPECIFICATION nº 14 FOR DENTAL CHROMIUM-COBALT CASTING ALLOY (effective: july 1957) : 8 ed. Chicago, A.D.A. : 1976. p. 125-128.
- 3 - BESSING, C., BERGMAN, M., THORÉN, A. Potentiodynamic polarization analysis of low-gold and silver-palladium alloys in three different media. Dent. Mater., Copenhagen, v. 3, n. 3, p. 153-159, June 1987.
- 4 - BOMBONATTI, P.E., BARROS, L.E., SCARANELO, R.M., PELLIZZER, A.J. Fluidez de ligas de cobre-alumínio em função do aquecimento acima da temperatura de fusão. Revta Odont. UNESP, São Paulo, v. 14, n.1/2, p. 119-123, 1985.

* De acordo com NBR-6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas, 1989. Abreviaturas de Periódicos "World Medical Periodicals".

- 5 - BROCKHURST, P.J., MACLAVERT, V.G., KASLOFF, Z. A castability standard for alloys used in restorative dentistry. Operative Dent., Seattle, v. 8, n. 4, p. 130-139, Autumn 1983.
- 6 - CHAMANT, 1792. Apud PHILLIPS, R.W. op. cit. ref. 40.
- 7 - COONEY, J.P., CAPUTO, A.A. Type III gold alloy complete crowns cast in a phosphate-bonded investment. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 46, n. 4, p. 414-419, Oct. 1981.
- 8 - _____, MICHAEL DOYLE, T., CAPUTO, A.A. Surface smoothness and marginal fit with phosphate-bonded investments. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 41, n. 4, p. 411-417, Apr. 1979.
- 9 - DUNCAN, J.D. The casting accuracy of nickel-chromium alloys for fixed prostheses. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 47, n. 1, p. 63-68, Jan. 1982.
- 10 - EARNSHAW, R. The casting shrinkage of cobalt-chromium alloys. Aust. dent. J., Sydney, v. 3, n. 3, p. 159-170, June 1958.
- 11 - FAUCHARD, 1728. Apud PHILLIPS, R.W. op. cit. ref. 40.

- 12 - FUSAYAMA, T., HOSADA, H., NOMOTO, S., NAGAI, K. A new copper alloy for dental use. J. prosth. Dent., Washington, v. 15, n. 1, p. 118-128, Jan./Feb. 1965.
- 13 - FUSAYAMA, T., IDE, K. Casting shrinkage of certain dental alloys. Dent. Abstr., Chicago, v. 7, n. 9, p. 550, Sept. 1962 /RESUMO/.
- 14 - GABRIELLI, M.F.R., LEPIRA, J.S., MACANTONIO, E., TOLEDO, B.E.C., GABRIELLI, F., COMELLILIA, R.C. Reação do tecido subcutâneo de rato ao implante de uma liga binária do sistema Cu-Al. Avaliação dos níveis séricos de cobre. Revta paulista Odont., São Paulo, v. 9, n. 1, p. 49-60, jan./fev. 1987.
- 15 - GEISSLER, P.R., GALLOWAY, W. Aluminium bronze in crown and bridgework. Dent. Techn., London, v. 30, n. 1, p. 4-5, Jan. 1977.
- 16 - GUASTALDI, A.C. Desenvolvimento de ligas alternativas a base de cobre aplicadas à Odontologia. São Paulo, 1987. 195 p. Tese [Doutorado] - Escola Politécnica da USP.

- 17 - GUASTALDI, A.C. TREMILIOSI FILHO, G., POLITO, W.L. Estudo comparativo de ligas metálicas não preciosas utilizadas em Odontologia. Caracterização química e ensaios de corrosão. In. SIMPÓSIO BRASILEIRO DE ELETROQUÍMICA E ELETROANALÍTICA 4, 1984, São Carlos. Anais ... São Carlos, IFQSC/USP, UFSCAR, 1984. 1370 p., p. 531-536.
- 18 - HOFMAN, H.O. Metallurgy of copper. 2 ed. New York, McGraw Hill ; 1924. 419 p.
- 19 - HOLLENBACK, G.M., SKINNER, E.W. Shrinkage during casting of gold and alloys. J. Amer. dent. Ass., Chicago, v. 33, n. 21, p. 1391-1399, Nov. 1946.
- 20 - HOWARD, W. S., NEWMAN, S. M., NUNEZ, L.J. Castability of low gold content alloys. J. dent. Res., Chicago, v. 59, n. 5, p. 824-830, May. 1980.
- 21 - ISMAIL, I.I., LYON, F.F. An evaluation of Progold. J. Dent., London, v. 2, n. 01, p. 7-10, Oct. 1973.
- 22 - JOHANSSON, B.I., LUCAS, L.C., LEMONS, J.E. Corrosion of copper, nickel and gold dental casting alloys: in vitro and in vivo study. J. biomed. Mat. Res., New York, v. 23, n. A3, p. 349-361, Dec. 1989.

- 23 - KANATAKE, T. .Experimental studies on corrosion resistance of various dental alloys, chiefly in the saliva and several foods. Dent. Abst., Chicago, v. 3, n. 11, p. 697-698, Nov. 1958 /RESUMO/.
- 24 - KELLY, J.R., ROSE, T.C. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: a literatura reviw. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 49, n. 3, p. 363-370, Mar. 1983.
- 25 - LACEFIELD, W.R., O'NEAL, S.J., MULLINS, N. Castability of selected crown and bridge alloys. J. dent. Res., Chicago, v. 62, p. 287, Mar. 1983 /Abst. 1062/.
- 26 - MACKEN, P.J., SMITH, A.A. The aluminium bronzes. 2 ed. London : C.D.A., 1966 (Publication, 31).
- 27 - MACKERT JUNIOR, J.R., MOFFA, J.P., JENDRESEN, M.D. A castability test for dental alloys. J. dent. Res., Chicago, v. 54, Special Issue, p. 134, Mar. 1975 /Abst 355/.
- 28 - MAN, C.S., CHICVARQUER, I., MATSON, E. Ligas não-áuricas para restaurações metálicas fundidas. Revta paulista Odont., São Paulo, v. 5, n. 5, p. 13-28, set./out. 1983.

- 33 - NAGAI, I.K. Behavior of metals in oral cavity. J. Nihon. Univ. Sch. Dent., Manila, v. 1, n. 4, p. 203-210, June 1959.
- 34 - PAFFENBARGER, G.C., CAUL, H.J., DICKESON, G. Base metal alloys for oral restorations. J. Amer. dent. Ass., Chicago, v. 30, n. 11, p. 852-862, June 1943.
- 35 - PFAFF, 1756. Apud. PHILLIPS, R.W. op. cit. ref. 40.
- 36 - PRESSWOOD, R.G. The castability of alloys for small castings. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 50, n. 1, p. 36-39, July 1983.
- 37 - ROEBUCK, L.N. Cast aluminum inlays. Amer. dent. J., Chicago, v. 13, p. 527-529, 1915.
- 38 - RYGE, G., FOLEY, D.E., FAIRHUST, C.W. Micro-Indentation hardness. J. dent. Res., Chicago, v. 40, n. 6, p. 1116-1126, Nov./Dec. 1961.
- 39 - PHILLIPS, R.W. The science dental materials: 6 ed. Philadelphia, Saunders, 1967. 467 p..
- 40 - _____. Introdução. In: _____. Materiais dentários de SKINNER. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro, Guanabara S.A., 1986. Cap. 1, p. 1-6.

- 41 - PHILLIPS, R.W. Mancha e Corrosão. In: _____. Materiais dentários de SKINNER. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro, Guanabara S.A., 1986. Cap. 19, p. 211-218.
- 42 - _____. Ligas de metais nobres para fundições dentárias. In: _____. Materiais dentários de SKINNER. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. 8 ed. Rio de Janeiro, Guanabara S.A., 1986. Cap. 24, p. 268-278.
- 43 - SILVA, E.M.M. DA Verificação de algumas características de ligas alternativas decorrentes de processos de aquecimento. Ribeirão Preto, 1989. 213 p. Tese [Doutorado] - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP.
- 44 - SILVA-FILHO, F.P.M. Ligas do sistema cobre-alumínio. Efeitos de ligas, técnicas de fusão e tratamentos térmicos na contração de fundição e dureza. Efeito de tipos cavitários e técnicas de fundição no desajuste cervical. Araraquara, 1983. 96 p. Tese [Livre-Docência] - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.
- 45 - SIMONETTI, E.L. Ligas do sistema cobre-alumínio. São Paulo, 1975. 123 p. Tese [Doutorado] - Faculdade de Odontologia de São Paulo - USP.

- 46 - SIMONETTI, E.L. DURACAST MS: a única liga odontológica de cobre-alumínio. Revta paulista Odont., São Paulo, v. 9, n. 2, p. 12-28, mar./abr. 1987.
- 47 - _____, ALONSO, A. DURACAST MS. Revta paulista Odont., São Paulo, v. 2, n. 5, p. 2-9, set./out. 1980.
- 48 - TAGGART, W.H. A new and accurate method of making gold inlays. Dent. Cosmos., Philadelphia, v. 49, n. 11, p. 1117-1121, Nov. 1907.
- 49 - TAYLOR, N.O. A report on postizo gold. J. Amer. dent. Ass., Washington, v. 18, n. 4, p. 771-772, Apr. 1931 /RESUMO/.
- 50 - THOMSON, D.H., MOSER, J.B., RICKER, J.B., GREENER, E.H., BRINSDEN, G.I. Use of high-copper casting alloys: marginal fit of cast copings. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 50, n. 5, p. 654-656, Nov. 1983.
- 51 - TROSELIUS, L. Use of polarization measurements in the development of stainless steels. Suécia, Usinas de Aço Sanduik, 1971.

- 52 - VINCENT, P.F., STEVENS, L., BASFORD, K.E. A comparison of the casting ability of precious and nonprecious alloys for porcelain veneering. J. prosth. Dent., St. Louis, v. 37, n. 5, p. 527-536, May 1977.
- 53 - VAN VLACK, L.H. Princípio de ciência dos materiais. 8 ed. São Paulo, Edgard Bhücher Ltda : 1988. 427 p.
- 54 - WALD, F.V., COCKS, F.H. Investigation of copper-manganese-níquel alloys for dental purposes. J. dent. Res., Chicago, v. 50, n. 1, p. 48-59, Jan./Feb. 1971.
- 55 - YOUDELIS, W.V., YOUDELIS, R.A. Silver-copper-germanium alloys. J. Can. dent. Ass., Toronto, v. 47, n. 2, p. 101-106, Feb. 1981.
- 56 - YOUNIS, O. Castability of the new casting alloy systems. J. dent. Res., Chicago, v. 56, Special Issue, p. B178, 1977 /Abst. 507/.

APÊNDICE

11 - APÊNDICE

11.1 - RELATÓRIO ESTATÍSTICO

Os resultados do ensaio de dureza Vickers para as ligas EXPERIMENTAL, GOLDENT LA e DURACAST MS estão representados nas Tabelas 11.1, 11.2 e 11.3.

Tabela 11.1 - Dureza Vickers (VHND) - Liga EXPERIMENTAL.

PENE- TRA- ÇÃO	A M O S T R A					
	1	2	3	4	5	6
1	229	229	229	229	224	229
2	229	229	229	229	229	229
3	229	229	229	219	219	224
4	234	229	229	229	224	229
5	229	229	229	229	229	229

Tabela 11.2 - Dureza Vickers (VHND) - Liga GOLDENT LA.

PENE- TRA- ÇÃO	A M O S T R A					
	1	2	3	4	5	6
1	105,0	98,3	100,0	90,7	102,0	103,0
2	102,0	96,0	103,0	102,0	89,4	90,7
3	96,0	102,0	98,8	89,4	81,3	102,0
4	94,8	106,0	102,0	100,0	105,0	98,8
5	102,0	97,4	90,7	89,4	98,8	105,0

Tabela 11.3 - Dureza Vickers (VHN) Liga DURACAST MS.

PENE- TRA- ÇÃO	A M O S T R A					
	1	2	3	4	5	6
1	127	121	127	123	123	119
2	131	119	127	125	125	119
3	117	123	117	123	129	121
4	112	119	121	110	106	121
5	115	127	125	121	125	121

Os resultados da análise de variância estão representados na Tabela 11.4.

Tabela 11.4 - Dureza Vickers (VHN) - Análise de variância.

CAUSA DA VARIÇÃO	G.L	S.Q	Q.M	F	NIVEL %
TRATAMENTOS	2	57628.800000	28814.400000	7624.53**	0.00
RESÍDUO	15	56.687500	3.779170		
TOTAL	17	57685.400000			

Dados transformados para

** - Ao nível de 1% ao menos um contraste de médias difere de zero

Coefficiente de variação = 1.3037%

Teste de TUKEY 5% para tratamentos

DMS = 2.91265

Tratamento 1 = 228.00000 A

Trat1: EXPERIMENTAL

Tratamento 3 = 121.30000 B

Trat3: DURACAST MS

Tratamento 2 = 98.04330 C

Trat2: GOLDENT LA

Média das repetições

Repetição 1 = 150.10700

Repetição 2 = 150.24700

Repetição 3 = 150.43300

Repetição 4 = 147.23300

Repetição 5 = 147.30000

Repetição 6 = 149.36700

Processamento = 00/00/00 00:00:40 H. MS. SS

Os resultados da análise de variância para a contração de fundição estão representados na Tabela 11.5.

Tabela 11.5 - Contração de fundição (%) - Análise de variância.

CAUSA DA VARIACÃO	G. L	S. Q	Q. M	F	NIVEL %
TRATAMENTOS	2	0.013184	0.006592	1.76NS	20.65
RESÍDUO	15	0.056320	0.003755		
TOTAL	17	0.069504			

Dados transformados para
Coeficiente de variação = 2.66673%

Teste de TUKEY 5% para tratamentos

DMS = 0.0918072

Tratamento 3 = 2.32167 A

Trat3: EXPERIMENTAL

Tratamento 1 = 2.31167 A

Trat1: DURACAST MS

Tratamento 2 = 2.26000 A

Trat2: GOLDENT LA

Média das repetições
 Repetição 1 = 2.30333
 Repetição 2 = 2.32333
 Repetição 3 = 2.31333
 Repetição 4 = 2.31333
 Repetição 5 = 2.31000
 Repetição 6 = 2.22333

Processamento = 00/00/00 00:00:39 H.MS.SS

Os resultados da análise de variância para tração kgf/cm^2 estão representados na Tabela 11.6.

Tabela 11.6 - Tração (kgf/cm^2) - Análise de variância.

CAUSA DA VARIACÃO	G. L	S. Q	Q. M	F	NIVEL %
TRATAMENTOS	2	%21610000.000000	%10805000.000000		195.05**
RESÍDUO	15	%830944.000000	55396.300000		
TOTAL	17	%22440900.000000			

Dados transformados para

** - Ao nível de 1% ao menos um contraste de médias difere de zero

Coefficiente de variação = 5.60206%

Teste de TUKEY 5% para tratamentos

DMS = 352.639

Tratamento 1 = 5712.67000 A

Trat1: EXPERIMENTAL

Tratamento 3 = 3742.17000 B

Trat3: GOLDENT LA

Tratamento 2 = 3149.33000 C

Trat2: DURACAST MS

Média das repetições

Repetição 1 = %4286.67000

Repetição 2 = %3982.33000

Repetição 3 = %4302.67000

Repetição 4 = %4086.33000

Repetição 5 = %4270.67000

Repetição 6 = %4279.67000

Processamento = 00/00/00 00:00:48 H.MS.SS

Os resultados da análise de variância do alongamento estão representados na Tabela 11.7.

Tabela 11.7 - Alongamento (%) - Análise de variância.

CAUSA DA VARIACÃO	G. L	S. Q	Q. M	F	NIVEL %
TRATAMENTOS	2	250.902000	125.451000	123.50**	0.00
RESÍDUO	15	15.237300	1.015820		
TOTAL	17	266.139000			

Dados transformados para

** - Ao nível de 1% ao menos um contraste de médias difere de zero

Coefficiente de variação = 16.3102%

Teste de TUKEY 5% para tratamentos

DMS = 1.51008

Tratamento 2 = 10.16670 A

Trat2: GOLDENT LA

Tratamento 3 = 7.18833 B

Trat3: DURACAST MS

Tratamento 1 = 1.18833 C

Trat1: EXPERIMENTAL

Média das repetições

Repetição 1 = 5.13333

Repetição 2 = 5.76667

Repetição 3 = 7.00000

Repetição 4 = 6.17667

Repetição 5 = 6.10000

Repetição 6 = 6.90000

Processamento = 00/00/00 00:00:39 H. MS. SS

Os resultados da análise de variância para fluidez estão representados na Tabela 11.8.

Tabela 11.8 - Fluidez (%) - Análise de variância.

CAUSA DA VARIACÃO	G. L	S. Q	Q. M	F	NIVEL %
TRATAMENTOS	2	1703.220000	851.611000	4.82*	2.40
RESÍDUO	15	2647.710000	176.514000		
TOTAL	17	4350.930000			

Dados transformados para arco-seno de $\sqrt{X/100}$

* - Ao nível de 5% ao menos um contraste de médias difere de zero
Coeficiente de variação = 27.8519%

Teste de TUKEY 5% para tratamentos

DMS = 19.9058

Tratamento 1 = 58.05010 A

Trat1: EXPERIMENTAL

Tratamento 3 = 50.37720 AB

Trat3: DURACAST MS

Tratamento 2 = 34.67790 B

Trat2: GOLDENT LA

Média das repetições

Repetição 1 = 59.60590

Repetição 2 = 33.42680

Repetição 3 = 60.33430

Repetição 4 = 47.88870

Repetição 5 = 44.76480

Repetição 6 = 40.18970

Cálculo da Carga Base Real para quatro kg da liga EXPERIMENTAL

$$\% \text{ adição} = \frac{\text{carga base nominal} \times (\% \text{ elem. desejado} - \% \text{ sucata})}{\text{rendimento } (\eta) \times \text{comprimento equivalente (C.E.)}}$$

Composição Química Nominal Desejada:

68,5% Cu + 16,0 Zn + 7% Al + 4% Ni + 1% Nb + 0,5% Si + Fe

Adições: Ni em pó

Fe-Nb (eutético) em pó (Fe-67% Nb)

Fe-Si (eutético) em pó (Fe-67% Si)

Al, Zn, Cu → puro comercial

$$\% \text{ Adição Al} = \frac{4.000 \times (7 - 0)}{95 \times 1} = 294,74 \text{ g}$$

$$\% \text{ Adição Zn} = \frac{4.000 \times (16 - 0)}{95 \times 1} = 673,68 \text{ g}$$

$$\% \text{ Adição Cu} = \frac{4.000 \times (68,5 - 0)}{95 \times 1} = 2.884,21 \text{ g}$$

$$\% \text{ Adição Nb} = \frac{4.000 \times (1 - 0)}{95 \times 0,67} = 62,84 \text{ g}$$

$$\% \text{ Adição Si} = \frac{4.000 \times (0,5 - 0)}{95 \times 0,67} = 31,42 \text{ g}$$

$$\% \text{ Adição Ni} = \frac{4.000 \times (4 - 0)}{95 \times 1} = 168,42 \text{ g}$$

Carga: 4.115,31 g

Repetir os cálculos em método iterativo até que o resultado da Carga Base real seja inferior a 5% de erro:

II Interação: carga resultante: 4.233,96 g

III Interação: carga resultante: 4.356,03 g

IV Interação: carga resultante: 4.481,62 g

V Interação: carga resultante: 4.610,80 g

VI Interação: carga resultante: 4.743,72 g

VII Interação: carga resultante: 4.880,48 g

Recomenda-se a Carga Base Real Resultante. = 4.880,48 g.

Constituída de:

% Al = 349,54 g

% Zn = 798,94 g

% Cu = 3.420,47 g

% Nb = 74,53 g

% Si = 37,26 g

% Ni = 199,74 g

Obs.: Composição química obtida:

71,21% Cu + 16,2% Zn + 7,12% Al + 4,2% Ni + 0,14% Si + 0,04% Nb +
0,09% Fe.

Causas do possível desvio da composição nominal desejada:

- 1) Pesagem do material (secagem, etc.)
- 2) Rendimento usado nos cálculos diverge do real (fusão ao ar, fornecedor; etc.)
- 3) Análise química (menos provável)