



1150053008



NORMA SABINO PRATES , C. D.

T/UNICAMP P887c

**CONTRIBUIÇÃO AO ESTUDO DA PROPRIEDADE FÍSICA  
DE FIOS DE AÇO INOXIDÁVEL PARA FINS ORTODÔNTICOS  
(DUREZA)**

Trabalho apresentado para a obtenção  
do grau de Mestre em Ciências  
(Ortodontia), na Faculdade de Odon-  
tologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual de Campinas.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

**BIBLIOTECA**  
*T252*

PIRACICABA - S. P.

1972



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Rua D. Pedro II, 627 - Caixa Postal, 52 - Fone, 2-5344  
C.E.P. 13.400 - PIRACICABA

N.

Piracicaba,

Este trabalho foi submetido a julgamento aos 14 de dezembro de 1972, na Faculdade de Odontologia de Piracicaba e aprovado com distinção e louvor pela seguinte comissão examinadora:

Prof. Dr. MANOEL CARLOS MULLER DE ARAÚJO - Titular da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Ortodontia.

Prof. Dr. ANTONIO MUENCH - Professor-Adjunto da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de S. Paulo da Universidade de São Paulo .

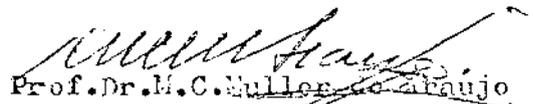
Prof. Dr. LUIZ ANTONIO RUMKE - Titular da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - da Universidade Estadual de Campinas e Orientador do candidato.

Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI - Assistente-Doutor da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - Suplente -

Piracicaba, 15 de dezembro de 1972

  
Prof. Dr. José Kerzel

- Diretor -

  
Prof. Dr. M.C. Muller de Araújo

- Prof. de Ortodontia -

HOMENAGEM PÓSTUMA

Ao Professor Doutor Carlos  
Henrique Robertson Liberalli, Ex-  
Diretor desta Faculdade.

A vós, pais queridos, que fostes, desde os primeiros instantes, os guias de meus passos, através da vida, as honras desta conquista.

## AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor ZEFERINO VAZ, Magnífico Reitor da Universidade Estadual de Campinas, a qual nos apraz pertencer.

Ao Professor Doutor PLÍNIO ALVES DE MORAES, Diretor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pelos seus esforços em prol desse Estabelecimento de Ensino.

Ao Professor Doutor LUIZ ANTONIO RUHNKE, Titular da Disciplina de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela segura orientação e elevado espírito de confiança, em nós depositada, em todo o transcorrer deste trabalho.

Ao Professor Doutor MANOEL CARLOS MULLER DE ARAUJO, Titular da Disciplina de Ortodontia e Orientador do Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que, indicando-nos como Instrutora nessa Disciplina, propiciou o início de nossa carreira universitária.

À Professora-Assistente Doutora SÔNIA VIEIRA, da Disciplina de Bioestatística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, pela inestimável colaboração no desenvolvimento da análise estatística.

Ao Professor-Assistente Doutor EDY FRANCESCHI PIE-  
DADE, da Disciplina de Odontologia Preventiva e Saúde Públ  
ica, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universida  
de Estadual de Campinas, pelas valiosas sugestões e constant  
e estímulo na realização deste trabalho.

À Professora Doutora MARIA APPARECIDA POURCHET CAM  
POS, membro do Conselho Deliberativo da CAPES, pelas sugest  
ões na montagem deste trabalho.

À Engenheira Agrônoma CYBELE DE SOUZA MACHADO CRE  
STANA, amiga dedicada, pela valiosa colaboração na revisão -  
de nossa tese.

Ao Professor FREDERICO ALBERTO BLAAUW, pela revis  
ão do vernáculo.

Às Senhoras IVANY DO CARMO GUIDOLIM GEROLA E MY-  
RIAM SOARES DE ARRUDA, prestimosas bibliotecárias da Facul-  
dade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual  
de Campinas, pelo auxílio bibliográfico.

Aos Senhores SIDNEY BARBOSA DE SOUZA e JORGE ALCA  
RDE, técnicos do Departamento de Materiais Dentários, pe-  
la inestimável colaboração nos trabalhos de laboratório.

Aos Senhores IVES ANTONIO CORAZZA e SEBASTIÃO RO  
DRIGUES DE BARROS, pela composição datilográfica e impressão  
deste trabalho.

Aos Colegas do Departamento e do Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, pela constante manifestação de amizade e compreensão.

\*

\*

\*

## S U M Á R I O

	P.
Capítulo 1 - Introdução .....	9
Capítulo 2 - Revisão da Literatura .....	13
Capítulo 3 - Parte Experimental .....	25
3.1 - Materiais .....	25
3.2 - Instrumentos .....	25
3.3 - Aparelhos .....	26
3.4 - Métodos .....	31
3.4.1 - Preparo dos corpos de prova .....	31
3.4.2 - Tratamento térmico para libertação de tensões ...	37
3.4.3 - Ensaios de dureza Knoop .	39
Capítulo 4 - Resultados .....	41
Capítulo 5 - Discussão .....	52
Capítulo 6 - Conclusões .....	57
Capítulo 7 - Referências Bibliográficas .....	58
Apêndice .....	63

INTRODUÇÃO

A seleção dos materiais para construir dispositivos ortodônticos constituiu, no passado, uma proposição muito simples, de modo que o planejamento dos aparelhos e o método de tratamento eram determinados em função dos materiais existentes na época.

Segundo BRADEL (5), desde o tempo de Fauchard(1726) até 1850, os aparelhos foram construídos de ouro ou prata.- Todavia, a introdução do uso das ligas de níquel-prata por Angle, em 1887, constituiu, inegavelmente, notável acontecimento na padronização dos dispositivos, durante o século XIX. Por volta de 1900, apareceram as ligas complexas de ouro, platina, prata e cobre, de elevada resistência, como um novo material para a Ortodontia. A boa aceitação e baixo custo das ligas tradicionais limitaram, inicialmente, o emprego do novo material, porém a evolução da ciência ortodôntica passava a exigir a confecção de aparelhos menores e mais delicados à base de ligas de maior resistência e elasticidade. Em 1912, Angle aprovou o uso das ligas de metais nobres para construção de seus aparelhos. Esse novo material passou a ter papel de destaque, na evolução dos aparelhos ortodônticos e no tratamento que tomou lugar nos 30 anos passados.

A introdução do aço inoxidável, na prática ortodôntica, constituiu, incontestavelmente, um marco na evolução da Ortodontia.

BRUSSE & CARMAN (6) afirmam que, embora conhecido

no meio científico há anos, e na forma de aço-cromo, tal conhecimento não se tornou de domínio público senão em 1913, quando o inglês Brearly inventou o "aço inoxidável" feito pela adição de ferro-cromo ao aço fundido.

Desde 1934 considerável interesse vem sendo demonstrado pelas ligas de cromo, particularmente pelo aço inoxidável (18/8), como o novo substituto dos metais nobres no tratamento ortodôntico. Apesar do longo tempo de uso clínico, muitas indagações parecem persistir no tocante ao comportamento físico do material.

Na opinião de KOHL (19), o ortodontista deve compreender o caráter e o grau das alterações que ocorrem na estrutura do metal em consequência de esforços introduzidos durante seu manuseio, para o efetivo uso clínico e controle dos aparelhos ortodônticos. Infelizmente, ele possui pouco conhecimento das leis que governam a mecânica das forças e dos efeitos produzidos pelas mesmas sobre os materiais. Isso freqüentemente o leva ao uso impróprio dos mesmos, o que resulta num menor grau de eficiência, durante o tratamento ortodôntico.

Não raramente ocorrem fraturas de fios e arcos, ainda em fase de acabamento e mesmo durante o tratamento ortodôntico, e tem sido mais cômodo para o ortodontista utilizar novo fio em vez de procurar conhecer a causa da fratura.

A pesquisa no campo da Metalurgia vem-se desenvolvendo no sentido de prover o profissional de materiais de melhor qualidade, tentando colocar a sua disposição informações mais completas, concernentes às suas propriedades, sugerindo que esses elementos devem ser utilizados para a seleção mais adequada dos materiais com vistas a uma função específica.

A íntima cooperação entre o profissional e o fabricante muito contribuirá para o desenvolvimento e aperfeiçoamento do aço inoxidável, pois para os diferentes tipos de ligas se faz necessário o estabelecimento de valores-padrão determinados por métodos científicos.

É fato conhecido que durante a construção de um arco, tensões são incorporadas na estrutura do metal, as quais podem interferir nas propriedades do fio e modificar o comportamento dos dispositivos ortodônticos. Assim, quando um fio está sendo dobrado e manipulado, ou como o metalurgista diria, "está sendo trabalhado a frio", cada dobra que sucede encrua mais e mais o fio, até que um estado de fragilidade é atingido e o fio se rompe.

Na opinião de COLPAERT (8), "o encruamento causado pelo trabalho a frio altera profundamente quase todas as propriedades do material: aumenta a resistência à tração, o limite de escoamento, a dureza, a fragilidade, a resistência elétrica, etc., e diminui o alongamento, a estrição, a permeabilidade magnética, a resistência à corrosão, a densidade, etc."

Por essas observações deduzimos que o material se torna inadequado para a prática ortodôntica. Necessário se faz que os fios de aço inoxidável possuam suficiente força elástica para que possam suportar esforços consideráveis durante sua aplicação clínica. Portanto, após submetidos a esforços mecânicos, os fios deverão ser tratados termicamente para alívio de tensões e recuperação de suas propriedades desejáveis.

Segundo BACKOFEN & GALES (1), o tratamento térmico a baixas temperaturas aplicado a fios de aço inoxidável des

tinados à construção de dispositivos ortodônticos, foi introduzido por Emery Fraser, em 1949, através da Fundação Charles Tweed, para pesquisas em Ortodontia.

A partir dessa época, os pesquisadores passaram - chamar a atenção sobre o valor do tratamento térmico dos fios de aço inoxidável. A maioria deles afirma que o mesmo não só promove um aperfeiçoamento das propriedades elásti--cas, como também alivia tensões introduzidas durante o manuseio dos fios, apesar de terem utilizado combinações de tempe-ratura diferentes.

Todos os fatos abordados anteriormente, chamaram-nos a atenção desde o início de nossas atividades clínicas, no Curso de Pós-Graduação. Procurando resposta a uma série de indagações concernentes aos efeitos do trabalho a frio e do tratamento térmico sobre a dureza Knoop dos fios, consultamos a literatura especializada e constatamos que poucos autores se preocuparam com avaliar quantitativamente tais efeitos. A maioria deles o fez de maneira subjetiva, sem submeter os dados obtidos à análise estatística.

Em vista disso, propusemo-nos realizar um trabalho experimental a fim de avaliar o comportamento da dureza de fios redondos de diferentes diâmetros, de aço inoxidável, em função do trabalho a frio e do tratamento térmico. Com esse objetivo, procuramos identificar o grau de dureza do material:

- 1 - adquirido nas casas especializadas;
- 2 - submetido a esforços mecânicos;
- 3 - dobrado e tratado termicamente.

\*

\*           \*

## CAPÍTULO 2

### REVISÃO DA LITERATURA

O primeiro estudo sobre aço inoxidável e ligas relacionadas ao mesmo foi realizado por PLEASURE (22), em 1928, onde aborda aspectos concernentes à composição, propriedades e uso desses materiais em Odontologia.

No entanto, a literatura ortodôntica revela que BRUSSE & CARMAN (6) foram, na América do Norte, os primeiros a introduzir, na prática ortodôntica, o aço inoxidável como o novo material substituto dos metais nobres. Os autores, em seu trabalho sobre "Liga de cromo" publicado em 1934, apresentaram série de informações com base no uso desse material em suas atividades clínicas, referindo-se particularmente ao aço inoxidável (18/8), como o mais comum de todos os aços de cromo e que permite ampla possibilidade de aplicações, em razão de suas qualidades elásticas e elevada resistência à corrosão.

Em 1934, BENTON & JONES (3) publicaram trabalho sobre a aplicação das ligas de cromo em Ortodontia, em o qual focalizam os princípios técnicos envolvidos na construção de aparelhos ortodônticos.

WILKINSON (27), no mesmo ano, realizou trabalho sobre ligas de cromo em que afirma ser o aço inoxidável (18/8) "um metal superior à melhor liga de ouro-platinado, por suas inúmeras qualidades elásticas".

Em 1935, WILLIAMS (29) fez uma série de considerações acerca do aço inoxidável para fins ortodônticos, referindo-se especialmente à liga de cromo-níquel e salientando

suas propriedades elásticas, sua perfeita resistência à corrosão e seu baixo custo. Todavia, afirma que enquanto seu uso na prática ortodôntica for limitado, ele jamais poderá ser considerado um substituto para as ligas de metais nobres.

No ano seguinte, YOST (30), baseado em sua vivência clínica com as ligas de cromo-níquel, publicou trabalho em que expõe as inúmeras vantagens dessas ligas sobre as de ouro. Referiu-se, ainda, às técnicas de soldagem à chama e elétrica, em que dá preferência à última, devido à facilidade de união e ao controle mais adequado da temperatura.

BARR (2), em 1937, publicou um trabalho sobre a aplicação do aço inoxidável na prática ortodôntica, em que faz especial referência à ligas de cromo-níquel. Entre as inúmeras qualidades do material, salienta seu baixo custo, elevada resistência e imperceptibilidade concernente à cor neutra e ao tamanho reduzido das aplicações. Por outro lado, aborda aspectos relacionados às soldagens à chama e elétrica, afirmando tratar-se de condutas simples e favorecidas pela baixa condutividade térmica e elevada resistência elétrica das ligas de cromo-níquel.

Um ano depois, CARMAN (7) realizou pesquisa relacionada ao aço inoxidável (18/8) e constatou a possibilidade de desintegração na estrutura cristalina desse metal, quando submetido a tratamento térmico numa faixa de temperatura de 537,8 - 871°C (1.000 - 1.600°F). Contudo, afirma que a incorporação de elementos estabilizadores ao aço inoxidável o torna resistente àquela variação de temperatura e aumenta sua resistência à corrosão.

ROSE (24), em 1941, ao avaliar os efeitos do trabalho a frio, sobre fios de liga de ouro-platinado, constatou aumento na dureza alteração essa proporcional ao aumento do trabalho a frio. Segundo o autor, quando um metal é trabalhado a frio, ocorre uma redução no tamanho dos cristais e como resultado dessa alteração estrutural há aumento na dureza e força elástica. Portanto, para aliviar forças estruturais incorporadas durante o trabalho a frio, necessário - se faz submeter o metal a tratamento térmico.

GREEN (13), em 1945, fez estudo a respeito do aço inoxidável, em que afirma tratar-se de excelente material - para emprego na Ortodontia, devido a suas qualidades elásticas e ao seu baixo custo em relação ao ouro.

Em 1951, BACKOFEN & GALES (1) realizaram pesquisa a fim de determinar os efeitos do tratamento térmico a baixas temperaturas sobre fios redondos e retangulares de aço inoxidável. O efeito mais notável constatado pelos autores, foi o aumento na força elástica. Por outro lado, visando a dar cunho clínico ao experimento, incorporaram alças em fios retangulares. Verificaram que o tratamento térmico a baixas temperaturas promovia alteração no comportamento mecânico, bem como um notável aumento na força elástica dos fios. Concluíram que o efeito máximo do tratamento térmico era obtido a temperaturas de 398,1°C e 437,1°C (750°F e 820°F) durante tempo de 10 minutos.

No mesmo ano, FUNK (11) afirmava que o objetivo de sua pesquisa não era pôr fim na controvérsia existente entre o uso de metais nobres e aço inoxidável, mas tentar dar resposta a uma série de indagações sobre o tratamento térmico do aço inoxidável. Inicialmente, trabalhou com fios re-

dondos e retangulares de aço inoxidável, submetendo-os a diferentes temperaturas e tempos, a fim de obter uma relação tempo-temperatura, que poderia melhorar marcadamente as propriedades elásticas do material. Contudo, observou que os efeitos do tratamento sobre fios retos não foram significantes, mas que os arcos utilizados para o tratamento ortodôntico, após tratados termicamente, apresentavam melhores propriedades no desempenho de suas funções. Baseado nessas observações, propôs-se investigar os efeitos do tratamento térmico sobre fios que continham número suficiente de dobras de padrão definido, a fim de simular as forças exercidas sobre os dentes, durante o tratamento ortodôntico. Constatou que os melhores resultados foram obtidos à relação tempo-temperatura de 3 minutos -  $454,5^{\circ}\text{C}$  ( $850^{\circ}\text{F}$ ). Verificou ainda, que apesar de os fios de diâmetros menores absorverem calor mais rapidamente em relação aos de diâmetros maiores, a discrepância não foi suficiente para justificar tempos e temperaturas diferentes, para os tratamentos térmicos de fios de vários diâmetros.

TEETZEL (25), em 1954, ao trabalhar com fios redondos e retangulares de aço inoxidável, de diferentes marcas, procurou determinar a relação entre o diâmetro dos fios e suas propriedades físicas, e constatou não haver tal conexão. Observou ainda, que apesar de os fios retangulares possuírem secção transversal maior que aquela de fios redondos, esses últimos apresentavam maiores valores em suas propriedades. Quanto ao tratamento térmico, concluiu que ele melhora consideravelmente as propriedades elásticas dos fios.

Em 1956, HARRINGTON (15), referiu-se ao tratamento

térmico dos metais, como "uma modificação da estrutura atômica de maneira desejável", entretanto, deduzimos através de suas informações que o tratamento térmico produz pequeno efeito sobre os metais nobres e nenhuma influência sobre as ligas de cromo-cobalto, e sua aplicação é restrita às ligas de ouro e ao aço inoxidável.

No mesmo ano, RICHMAN (23), realizou uma pesquisa procurando demonstrar através de fotomicrografias, as alterações que ocorriam na estrutura do metal, quando transformado em aparelho ortodôntico. Verificou que a ruptura de bandas e arcos de aço inoxidável era causada pelo superaquecimento durante a soldagem, pelo trabalho mecânico excessivo e por defeitos estruturais de fabricação, como bolhas, fendas, porosidades, etc. Na opinião do autor, o melhor conhecimento a respeito dessas alterações estruturais, aumentará a eficiência da mecanoterapia empregada.

KEMLER (18), na mesma época, realizou estudo visando avaliar os efeitos do tratamento térmico a baixas temperaturas sobre fios ortodônticos de aço inoxidável e de níquel-cromo. Ambos os tipos de fios foram testados antes e após o tratamento térmico, depois de providos de alças. O autor obteve medidas do limite de proporcionalidade, do módulo de elasticidade e de resiliência, constatando um aumento em todas as medidas como efeito do tratamento térmico, todavia, essa alteração foi maior nos fios de níquel-cromo. Por outro lado, demonstrou que o tempo e temperaturas ótimos para ambos os tipos de fios foram semelhantes.

Em 1960, WILKINSON (26) estudou os efeitos das altas temperaturas sobre a força elástica e a dureza Vickers de fios de aço inoxidável (18/8) de 0,502 mm (0,0198 de po-

legada). As propriedades mecânicas foram determinadas antes e depois dos tratamentos térmicos. Utilizou para os ensaios de dureza o escleroscópico Durimet "Leitz", com uma carga de 300 gramas. Foram realizadas de 8 a 10 marcas em cada superfície metálica, considerando-se a média das leituras como unidade experimental, pois constatou grande variação entre as leituras feitas em um mesmo segmento de fio. Baseado nos resultados obtidos, concluiu que a dureza e a força elástica diminuíam significativamente quando os fios eram tratados termicamente na faixa de temperatura de 500 - 700°C, com tempos variando de 15 a 120 segundos.

BILLBERG (4), dois anos mais tarde, na Suécia, publicou um trabalho sobre as propriedades mecânicas de fios de aço inoxidável (18/8), usados na prática ortodôntica. Após submeter o material a testes-padrão de tensão e flexibilidade, constatou grande variação dessas propriedades em uma mesma marca e entre as diferentes marcas de fios. Segundo o autor, esses resultados indicam a necessidade de se estabelecerem requisitos específicos a ser apresentados pelos fios de aço inoxidável para fins ortodônticos. Por outro lado, comparando fios de aço inoxidável com os de ouro-platinado, os primeiros se mostraram superiores, apesar de mais duros para dobrar e mais sensíveis ao superaquecimento.

Em 1963, DELGADO & ANDERSON (10) utilizando fios redondos de aço inoxidável (18/8) duros e extra-duros, de diferentes marcas, demonstraram que a libertação de esforços às temperaturas de 370°C e 480°C, melhora consideravelmente as propriedades elásticas dos fios, embora esse efeito tenha sido pequeno sobre alguns deles. Chegaram à conclusão de que o tratamento térmico a baixas temperaturas sobre

a força de tensão e capacidade de dobra dos fios, não é tão grande.

No ano seguinte, KOHL (19) em seu trabalho "Metalurgia em Ortodontia", afirma que as propriedades físicas dos materiais para fins ortodônticos variam amplamente sob diferentes condições de manipulação. Dessa forma, quando um fio é dobrado severamente e não submetido a tratamento térmico acumulam-se sobre ele esforços que podem causar sua ruptura. O autor conclui, fundamentado nos estudos de KEMLER (18), BACKOFEN & GALES (1) e FUNK (11), que o tratamento térmico não só promove o aperfeiçoamento das propriedades elásticas, como também liberta tensões introduzidas durante a manipulação dos fios de aço inoxidável, reduzindo sua possibilidade de ruptura durante o uso clínico. Segundo o autor, a eficiência do tratamento térmico depende em grande parte da composição do aço, no entanto, a exata composição química do fio e suas propriedades físicas nem sempre são fornecidas ou definidas pelos fabricantes. A seguir, comparou os fios de aço inoxidável (18/8) com os de cromo-cobalto, constatando que o tratamento térmico produz uma variação maior na resiliência da liga de cromo-cobalto do que no aço inoxidável (18/8).

Ainda em 1964, WILLIAMS (28) realizou pesquisa visando avaliar quantitativamente os efeitos das forças residuais, do tratamento térmico e do polimento eletrolítico, sobre as propriedades elásticas de fios redondos, australianos. Os resultados obtidos levaram o autor a concluir que os esforços residuais acumulados no material e os subsequentes dobramentos, podem afetar seriamente as suas propriedades elásticas. Quanto ao tratamento térmico, verificou que

a combinação tempo-temperatura utilizada, de 3 minutos a 454,5°C (850°F), foi parcialmente efetiva na recuperação das propriedades elásticas do material. Constatou ainda, que o polimento eletrolítico não alterou marcantemente as propriedades elásticas dos fios australianos.

CRAIG et alii (9), em 1965, através de estudo comparativo entre fios redondos de aço inoxidável (18/8), (17/7PH) e de fios de liga cromo-níquel-cobalto (Elgiloy), procuraram determinar as propriedades elásticas, a dureza Knoop e a resistência à ruptura desses materiais. Os valores de dureza apresentados pelo autor representam as médias de 10 leituras feitas em um mesmo segmento de fio, para cada marca estudada. Através da comparação de médias, concluíram que a dureza dos fios de aço inoxidável (17/7PH) é superior à dos demais materiais estudados. Por outro lado, verificaram que os fios de aço inoxidável (17/7PH) de 0,355 mm (0,014 de polegada) apresentavam resistência à ruptura superior em relação aos fios de 0,558 mm (0,022 de polegada) da mesma marca. Constataram também, que o aço inoxidável (18/8), após tratamento térmico, durante 3 minutos a 482°C (900°F), apresentava maior resistência à ruptura.

No ano seguinte, INGERSLEV (17) realizou pesquisa, com o propósito de evidenciar as variações nas propriedades físicas de fios de aço inoxidável (18/8), provocadas pelo tratamento térmico. O autor constatou que o limite de elasticidade aumenta nos testes de expansão, mas diminui nos de compressão. Isso o levou a concluir que aquelas variações ocorrem devido à remoção total ou parcial das forças internas, através tratamento térmico. Para o autor, é muito importante a localizar direção das forças, ou seja, se elas

estão atuando na mesma direção ou em direção oposta à função desojável. Portanto, para a última possibilidade, haveria necessidade de tratamento térmico, para alívio de tensões. Por outro lado, concluiu que o tratamento térmico a 350-375°C, durante 20 a 25 minutos, melhora consideravelmente as propriedades elásticas dos arcos ortodônticos. Entretanto, se a temperatura ultrapassar 400°C, a resistência à corrosão diminuirá. Verificou também que na prática, o tempo de tratamento térmico pode ser reduzido pois, cerca de 70% do seu efeito total é obtido após 4 minutos.

Em 1967, HARCOURT & MUNNS (14), através exame microscópico de fraturas em grampos de Adams, molas helicoidais e arcos vestibulares, constataram a presença de imperfeições na superfície da maioria dos fios fraturados, o que os levou a deduzir que esses defeitos são as causas mais comuns da ruptura de fios, e podem ser introduzidos durante a confecção do aparelho, no momento de sua aplicação na boca e durante o tratamento ortodôntico. Tentando simular as forças desenvolvidas durante o tratamento ortodôntico, os autores submeteram molas helicoidais a testes de flexibilidade e verificaram que o esforço se localiza no centro da dobra, nas hélices, uma área severamente trabalhada a frio. Por outro lado, constataram através exame microscópico da estrutura do aço inoxidável, a presença de inclusões não metálicas, introduzidas durante a manufatura do material. Na opinião dos autores, elas não causam efeito sério sobre as propriedades mecânicas do aço inoxidável, a menos que ocorram em grande extensão. Realizaram também, ensaios de dureza Vickers a fim de determinar a natureza das inclusões, e constataram que a dureza média para as áreas livres de in-

clusões é superior àquela obtida para as áreas com inclusões.

Nessa mesma época, MAHLER & GOODWIN (21) estudaram algumas propriedades mecânicas de maior valor clínico, das diferentes marcas de fios ortodônticos de pequenos diâmetros, aos quais se incorporou alças de várias conformações. Constataram que a força elástica foi maior, quando da aplicação de determinada força. Verificaram também, que o tratamento térmico aumentava apreciavelmente o limite de elasticidade, mas diminuía ligeiramente a deformação elástica.

HOWE et alii (16), em 1968, investigaram os efeitos do tratamento térmico sobre as propriedades elásticas, a estabilidade dimensional e o rendimento de força dos arcos, bem como as dos próprios fios de aço inoxidável (18/8) dos tipos 302 e 316. Após terem determinado as propriedades mecânicas dos fios, submeteram-nos a tratamento térmico e constataram um aumento no módulo de elasticidade, e também no rendimento de força de ambos os tipos, sendo que o aumento mais notável ocorreu num intervalo de temperatura de 372,2 - 482°C (700 - 900°F), com tempo variando entre 5 a 15 minutos.

No ano seguinte, GALVÃO et alii (12) utilizando - fios redondos de aço inoxidável (18/8), de origem sueca, verificaram sua resistência a esforços contínuos de flexão. Os resultados obtidos levaram-nos a conclusões sobre a ductilidade, o limite de proporcionalidade, a resistência à fadiga e a tenacidade. Tais conclusões sugeriram que os esforços, se sucessivos, poderão causar ruptura do fio, em consequência de encruamento prévio, e, principalmente, de se ter ultrapassado o limite de proporcionalidade. Por outro lado,

constatarem que, após ter sofrido deformação permanente, o fio redondo, quando submetido a tensões inferiores a seu limite de proporcionalidade, funciona como uma estrutura capaz de desenvolver esforços. Verificaram, ainda, que os fios, quando submetidos a grandes esforços de tração e independentemente do seu diâmetro, não resistem à flexão sucessiva. No entanto, quando sob flexão sucessiva, os fios de menor diâmetro resistem mais à ruptura, e este fato se relaciona a sua maior resistência à flexão.

LINO (20), em 1970, realizou pesquisa visando avaliar as propriedades mecânicas de algumas formas de alça de retração ortodôntica, em função do tratamento térmico. Utilizou para os ensaios, fio retangular de 0,533 x 0,653 mm (0,021 x 0,025 de polegada), da UNITEX, e construiu corpos de prova de quatro formas diferentes. Os resultados obtidos mostraram que a forma das alças interfere no rendimento mecânico das mesmas, o que levou o autor a concluir que essas devem ser o mais longas possível, tanto quanto o permitam as condições clínicas. Desta feita, eliminou a possibilidade de aplicação clínica de alças muito curtas, por causa da alta intensidade de força que exibem quando ativadas, pois podem causar danos às estruturas de suporte, assim como ao próprio órgão dentário. Quanto ao tratamento térmico, concluiu que ele influi significativamente sobre o limite de proporcionalidade, a deformação elástica e o trabalho correspondente, promovendo grande aumento em seus valores. Por outro lado, a fim de acompanhar as variações de dureza em função do tratamento térmico, realizou testes de dureza Knoop, nas alças com penetrações, tanto no sentido longitudinal como no transversal, sempre nos braços das alças e sem atin-

gir as áreas de curvatura, procurando evitar a interferência do trabalho a frio aí executado. Essa manobra foi realizada no aparelho de medir dureza Knoop, com carga de 200 gramas. Baseado nos resultados obtidos, concluiu que acima de 450°C e por tempos prolongados, já se iniciavam modificações estruturais capazes de refletir sobre a dureza Knoop do material estudado. Concluiu, também, que a melhor relação tempo-temperatura de tratamento térmico foi de 6 minutos a 450°C, do ponto de vista do rendimento mecânico das alças e rapidez de realização de processo.

\*

\*

\*

## CAPÍTULO 3.

### PARTE EXPERIMENTAL

#### 3.1 - MATERIAIS

- 3.1.1 - Fios redondos de aço inoxidável de 0,406 mm (0,016 de polegada), 0,457 mm (0,018 de polegada) e 0,508 mm (0,020 de polegada), fabricados pela UNITEK CORPORATION, Monrovia, Califórnia, U.S.A.
- 3.1.2 - Acrílico auto-polimerizante marca "CLÁSSICO", distribuído por Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil.
- 3.1.3 - Lixas nºs 280, 1F, 1/0, 2/0, 3/0 e 4/0, marca "EMERY PAPER BLUE".
- 3.1.4 - Pasta para polimento à base de óxido de cromo.

#### 3.2 - INSTRUMENTOS

- 3.2.1 - Alicates de Tweed, nº 350, fabricado pela ROCKY MOUNTAIN DENTAL PRODUCTS COMPANY, Denver, Colorado, U.S.A.
- 3.2.2 - Alicates de Nance, nº 000-001, fabricado pela DENTAURUM, Pforzheim, Alemanha.
- 3.2.3 - Alicates de corte para fios grossos, nº 037-266, fabricado pela DENTAURUM, Pforzheim, Alemanha.

3.3 - APARELHOS

- 3.3.1 - Forno "HUPPERT", com controle automático de temperatura, fabricado pela K.H.HUPPERT CO., Chicago, Illinois, U.S.A.
- 3.3.2 - Matriz para inclusão dos corpos de prova.
- 3.3.3 - Politriz horizontal "LUFERCO", fabricada pela Lutz Ferrando Ótica e Instrumental Científico S.A., São Paulo, Brasil.
- 3.3.4 - Microscópio metalográfico metallux "LEITZ", fabricado por Ernst Leitz G.m.b.H. Wetzlar, Alemanha.
- 3.3.5 - Escleroscópio Durimet "LEITZ", fabricado por Ernst Leitz G.m.b.H. Wetzlar, Alemanha.



FIG. 3.2 - Instrumentos utilizados para confecção das alças.



Fig. 3.3.1 - Forno "HUPPERT" utilizado para tratamento térmico



Fig. 3.3.2 - Matriz para inclusão dos corpos de prova

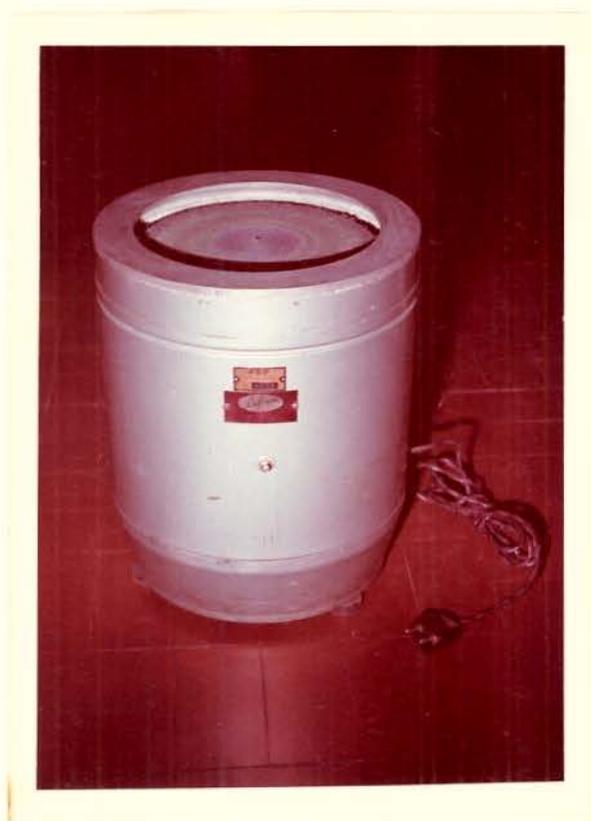


Fig. 3.3.3 - Politriz horizontal "LUFERCO"  
para polimento final das superfícies metálicas.

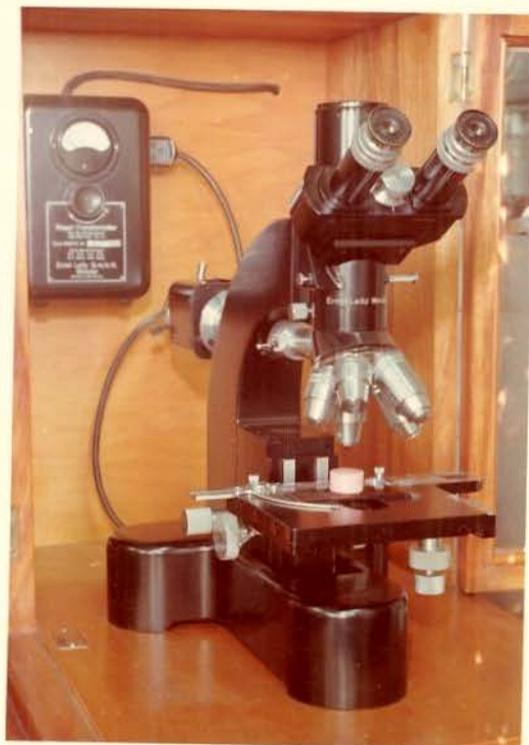


Fig. 3.3.4 - Microscópio metalográfico metallux  
"LEITZ" para exame das superfícies  
metálicas



Fig. 3.3.5 - Escleroscópico Durimet "LEITZ",  
para medidas de dureza.

### 3.4 - MÉTODOS

#### 3.4.1 - Preparo dos corpos de prova

Visando a dar cunho clínico aos ensaios, confeccionamos alças de conformação helicoidal, tão uniformemente - quanto possível. As dobras em ângulo reto foram realizadas com o alicate de Nance e as hélices com o de Tweed (fig.3.2).

Dessa forma, obtivemos 18 alças de segmentos retos de fio - de 10 cm, cujas dimensões eram de 6 mm de comprimento por 2 mm de largura.

Precisamos esclarecer que escolhemos alças de conformação helicoidal, porque essa forma é mais adequada para fios redondos de pequenos diâmetros, utilizados na presente pesquisa. No entanto, essa escolha se fundamentou, principalmente, no fato de que, durante a confecção dessas alças, podemos incorporar ao fio consideráveis esforços mecânicos. Isso nos possibilitaria avaliar a interferência do trabalho a frio sobre a dureza dos fios nas áreas de curvatura. Assim sendo, os braços das alças foram desprezados e as hélices foram seccionadas no sentido transversal, como pode ser visto na fig. 3.4.1.1. Os segmentos resultantes de cada hélice foram fixados em resina acrílica, constituindo as pastilhas para os ensaios de dureza.



Fig. 3.4.1.1 - Corpos de prova

Tomamos, como padrão, segmentos retos de fio, incluídos em resina acrílica, adquiridos nas casas especializadas.

27 pastilhas foram montadas e distribuídas em 3 grupos, de acordo com as condições apresentadas pelos fios de aço inoxidável.

No grupo 1 figuraram 9 pastilhas, a conter segmentos retos de 1 cm de fios de 0,406, 0,457 e 0,508 mm de diâmetro, adquiridos no comércio. Para cada diâmetro foram montadas 3 pastilhas, sendo que, em cada uma delas, foram incluídos 3 segmentos de fios do mesmo diâmetro (fig. 3.4.1.2).

O grupo 2 também constou de 9 pastilhas, 3 para cada diâmetro de fio. Em cada pastilha incluímos 3 segmentos resultantes do seccionamento de cada hélice, de fios do mesmo diâmetro. Portanto, esse grupo se caracterizou pela presença de fios, que foram dobrados (fig. 3.4.1.3).

No grupo 3 figuraram mais 9 pastilhas, montadas de maneira semelhante à do grupo 2, diferindo apenas quanto à condição dos fios que, após dobrados, foram submetidos a tratamento térmico para libertação de tensões, a 450°C durante 6 minutos (fig. 3.4.1.4).

Em todos os grupos, as pastilhas e os segmentos foram por nós numerados como 1, 2 e 3, para cada diâmetro de fio.



Fig. 3.4.1.2 - Pastilhas contendo segmentos retos de fios, adquiridos nas casas especializadas (grupo 1).

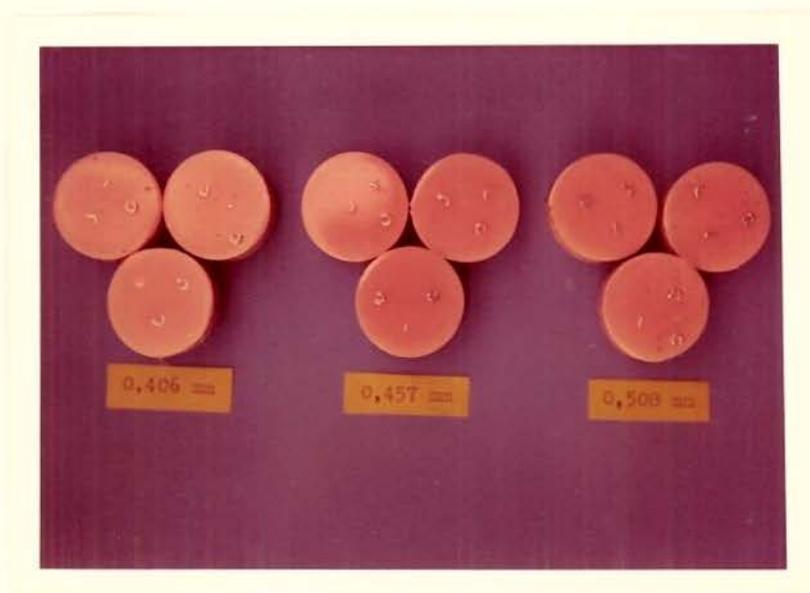


Fig. 3.4.1.3 - Pastilhas contendo segmentos de fios, dobrados (grupo 2).

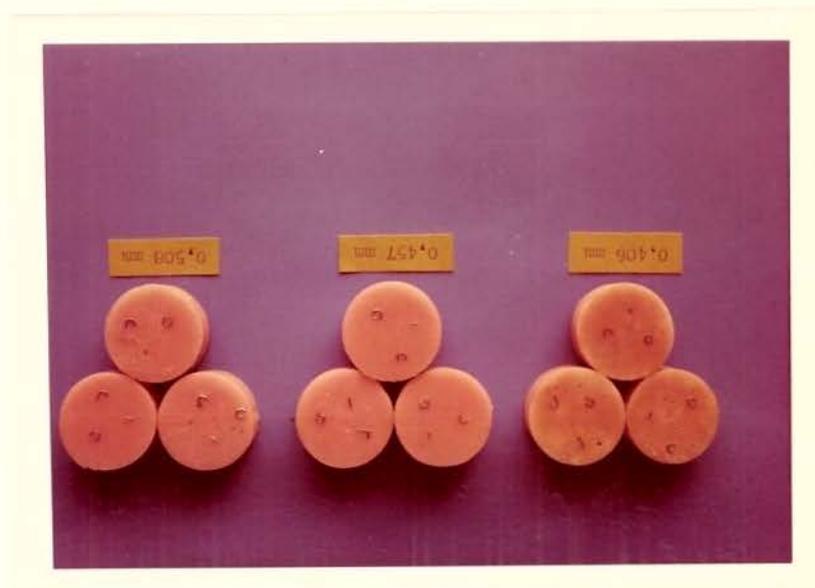


Fig. 3.4.1.4 - Pastilhas contendo segmentos de fios, dobrados e submetidos a tratamento térmico (grupo 3).

Após a fixação dos corpos de prova em resina acrílica, a superfície dos fios sofreu abrasão através de lixas, utilizadas em ordem decrescente, conforme seu grau de abrasão: 280, 1F, 1/0, 2/0, 3/0 e 4/0.

O polimento final da superfície metálica foi executado na politriz (fig. 3.3.3), cujo material abrasivo foi pasta à base de óxido de cromo, por nós preparada em laboratório. Com o fim de verificar se o polimento já estava satisfatório, passamos a examinar a superfície ao microscópio (fig. 3.3.4), depois de lavá-la em água e secá-la com um jacto de ar. No momento em que a superfície dos fios deixou de apresentar riscos perceptíveis com aumento de 200 vezes, estava preparada para os ensaios de dureza.

#### 3.4.2 - Tratamento térmico para libertação de tensões

Constatamos na literatura especializada, que as opiniões dos autores divergem quanto à melhor relação tempo-temperatura, empregada para tratamento térmico de fios de aço inoxidável. Todavia, a maioria deles empregou temperaturas inferiores a  $500^{\circ}\text{C}$ , talvez fundamentados no trabalho de CARMAN (7), que constatou a possibilidade de desintegração na estrutura cristalina do aço inoxidável (18/8), quando submetido a tratamento térmico numa faixa de temperatura de  $537,8 - 871^{\circ}\text{C}$  ( $1.000 - 1.600^{\circ}\text{F}$ ).

Por outro lado, verificamos também, que o tempo de tratamento térmico utilizado pelos autores variou de 15 segundos a 54 minutos. Assim, INGERSLEV (17) tendo submetido arcos ortodônticos de aço inoxidável (18/8) a tratamento térmico por 20 a 25 minutos, verificou que na clínica esse tempo poderia ser reduzido, pois, cerca de 70% do efeito total do tratamento é obtido após 4 minutos.

No entanto, LINO (20) após submeter fios retangula

res de aço inoxidável da UNITEK a várias relações de tempo-temperatura, concluiu que a melhor foi a de 6 minutos - 450°C e que acima dessa temperatura por tempos prolongados, já se iniciavam modificações estruturais capazes de refletir sobre a dureza Knoop do material estudado.

Em vista disso, adotamos também a referida relação tempo-temperatura de tratamento térmico, uma vez que trabalhamos com fios de igual marca comercial, embora redondos.

Apesar de trabalharmos com fios de diferentes diâmetros, utilizamos apenas a relação tempo-temperatura de 6 minutos - 450°C, pois FUNK (11) constatou que apesar de os fios de diâmetros menores absorverem calor mais rapidamente em relação aos de diâmetros maiores, a discrepância não foi suficiente para justificar tempos e temperaturas diferentes para os tratamentos térmicos de fios de vários diâmetros.

Utilizamos para tratamento térmico dos corpos de prova, o forno "HUPPERT" (fig. 3.3.1), devidamente aferido. Por ocasião do tratamento térmico, os corpos de prova foram colocados em bandeja de aço inoxidável e conduzidos ao forno previamente aquecido a 450°C. Logo após a introdução dos corpos de prova, o forno foi fechado e o cronômetro acionado, iniciando-se a contagem do tempo. Uma vez atingido o tempo de tratamento térmico (6 minutos), abriu-se o forno e a bandeja foi retirada. Os corpos de prova foram depositados sobre placa de material refratário, onde resfriaram espontaneamente.

Tendo em vista que os corpos de prova eram de diferentes diâmetros, a conduta de tratamento térmico foi a mesma para cada diâmetro. Inicialmente, foram tratadas 3

alças de 0,406 mm, a seguir 3 de 0,457 mm e finalmente 3 de 0,508 mm de diâmetro.

Logo após o resfriamento dos corpos de prova, efetuamos o seccionamento das alças, da maneira já esclarecida anteriormente.

### 3.4.3 - Ensaaios de dureza

Os corpos de prova, após preparados como preconizada COLPAERT (8), foram submetidos aos ensaios de dureza. Utilizamos o escleroscópio Durimet "LEITZ" (fig. 3.3.5), conforme instruções de uso do aparelho, com carga de 200 gramas. Os valores foram obtidos em micra e através de uma tabela de conversão transformados em unidades de dureza Knoop (K.H.N.). As marcas foram feitas por meio de penetração, no sentido longitudinal, com ponta de diamante em forma de losango (fig. 3.4.3), dando-se preferência à parte central da superfície dos fios, evitando-se, assim, as extremidades. Foram realizadas 567 marcas, 7 em cada superfície metálica, - considerando-se a média de 7 leituras de dureza Knoop como unidade experimental.

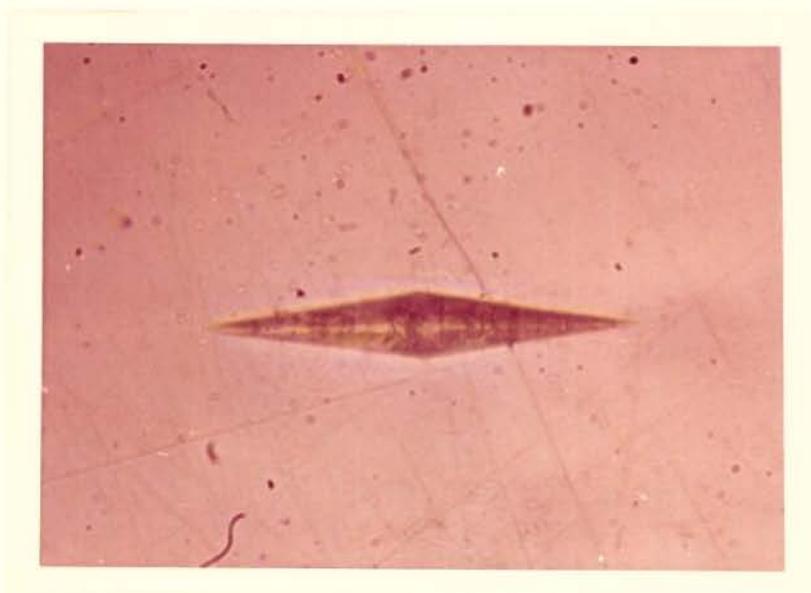


Fig. 3.4.3 - Fotomicrografia da marca Knoop (microscópio me  
talográfico metallux "Leitz", aumento 200 x).

\*

\*

\*

## CAPÍTULO 4

### RESULTADOS

Realizamos análises de variância, considerando como unidades experimentais as médias de 7 leituras de dureza Knoop feitas em um mesmo segmento de fio. Determinamos também os coeficientes de variação (CV) e os valores críticos significantes ao nível de 5% de probabilidade, para comparação de médias, através do teste de Tukey ( $\Delta$ ).

Essas análises foram elaboradas a partir das médias dos dados coletados, os quais se encontram no apêndice.

Inicialmente, fizemos a análise de cada grupo, considerando como fontes de variação para o grupo 1 os diâmetros e o erro residual e para os grupos 2 e 3 os diâmetros, os segmentos da dobra, a interação (diâmetros x segmentos) e o erro residual.

A seguir, elaboramos a análise conjunta dos dados, considerando como fontes de variação os grupos, os diâmetros, a interação (grupos x diâmetros) e o erro residual.

Para a análise dos diâmetros individualmente, consideramos como fontes de variação os grupos e o erro residual, deixando de lado os segmentos da dobra pois, conforme podemos observar nas tabelas 4.1.7 e 4.1.11, não existe diferença significativa para os mesmos.

4.1 - ANÁLISE ESTATÍSTICA PARA GRUPOSTabela-4.1.1 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop (grupo 1)

Diâmetros Segmentos	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm
1	691,71	678,11	670,63
	685,60	672,11	673,77
	685,60	684,17	673,66
2	694,86	676,57	670,63
	685,66	673,60	658,97
	685,54	684,11	673,60
3	687,08	678,11	669,14
	678,07	663,26	656,06
	697,88	666,17	676,57

Tabela 4.1.2 - Análise de Variância para dureza Knoop (grupo 1).

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Diâmetros	2	1.659,8046	829,9023	18,25*
Resíduo	24	1.091,6015	45,4834	-
Total	26	2.751,4062	-	-

CV = 1,00%

\* - Significante ao nível de 5%

Tabela 4.1.3 - Médias de dureza Knoop para diâmetros (grupo 1)

Diâmetros	0,406mm	0,457 mm	0,508 mm	△
Médias	688,00	675,13	669,22	7,94

Tabela 4.1.4 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop (grupo 2)

Diâmetros	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm
Segmentos			
1	693,26	670,74	658,97
	679,60	676,63	662,11
	685,66	679,60	667,77
2	681,14	673,65	651,94
	687,20	660,40	663,35
	685,66	679,60	662,00
3	679,66	687,20	649,08
	682,68	672,17	673,60
	682,68	679,66	673,71

Tabela 4.1.5 - Análise de Variância para dureza Knoop (grupo 2)

Fontes de Variação	G.L.	S.C.	Q.M.	F
Diâmetros (D)	2	2.144,4609	1.072,2304	19,60*
Segmentos (S)	2	81,3984	40,6992	0,74
Interação D X S	4	121,2109	30,3027	0,55
Resíduo	18	984,7344	54,7075	-
Total	26	3.331,8046	-	-

CV = 1,10%

\* - Significante ao nível de 5%

Tabela 4.1.6 - Médias de dureza Knoop para diâmetros (grupo 2)

Diâmetros	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm	△
Médias	684,17	675,50	662,49	9,82

Tabela 4.1.7 - Médias de dureza Knoop para segmentos (grupo 2)

Segmentos	1	2	3	△
Médias	674,93	671,63	675,60	9,82

Tabela 4.1.8 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop (grupo 3)

Diâmetros Segmentos	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm
1	676,57	678,17	660,46
	690,28	670,63	672,17
	675,20	652,00	660,46
2	687,26	679,60	657,48
	667,66	664,74	659,08
	666,17	669,25	659,03
3	675,08	670,63	661,88
	673,66	654,63	652,00
	669,14	663,35	669,31

Tabela 4.1.9 - Análise de Variância para dureza Knoop (grupo 3)

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Diâmetros (D)	2	939,8125	469,9063	6,57*
Segmentos (S)	2	118,7578	59,3789	0,83
Interação D X S	4	150,4844	37,6211	0,53
Resíduo	18	1.286,7109	71,4839	-
Total	26	2.495,7656	-	-

CV = 1,26%

\* - Significante ao nível de 5%

Tabela 4.1.10 - Médias de dureza Knoop para diâmetros (grupo 3)

Diâmetros	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm	△
Médias	675,67	667,02	661,32	10,18

Tabela 4.1.11 - Médias de dureza Knoop para segmentos (grupo 3)

Segmentos	1	2	3	△
Médias	670,66	667,81	665,53	10,18

4.2 - ANÁLISE ESTATÍSTICA CONJUNTATabela 4.2.1 - Análise de Variância para dureza Knoop

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Grupos (G)	2	1.238,0625	619,0313	11,62*
Diâmetros (D)	2	4.523,2500	565,4063	10,62*
Interação G X D	4	220,7813	55,1953	1,04
Resíduo	72	3.834,7187	53,2600	-
Total	80	9.816,8125	-	-

CV = 1,08%

\* - Significante ao nível de 5%

Tabela 4.2.2 - Médias de dureza Knoop para grupos

Grupos	1	2	3	$\Delta$
Médias	677,45	674,05	668,00	8,24

Tabela 4.2.3 - Médias de dureza Knoop para diâmetros

Diâmetros	0,406 mm	0,457 mm	0,508 mm	$\Delta$
Médias	682,61	672,55	664,34	8,24

4.3 - ANÁLISE ESTATÍSTICA PARA DIÂMETROSTabela 4.3.1 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop de fios de 0,406 mm de diâmetro

Grupos			
Segmentos	1	2	3
1	691,71	693,26	676,57
	685,60	679,60	690,28
	685,60	685,66	675,20
2	694,86	681,14	687,26
	685,66	687,20	667,66
	685,54	685,66	666,17
3	687,08	679,66	675,08
	678,07	682,68	673,66
	697,88	682,68	669,14

Tabela 4.3.2 - Análise de Variância para dureza Knoop de fios de 0,406 mm de diâmetro

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Grupos	2	717,0938	358,5469	8,76*
Resíduo	24	982,2578	40,9274	-
Total	26	1.699,3515	-	-

CV = 0,94%

\* - . Significante ao nível de 5%

Tabela 4.3.3 - Médias de dureza Knoop de fios de 0,406 mm de diâmetro, para grupos

Grupos	1	2	3	△
Médias	688,00	684,17	675,67	7,52

Tabela 4.3.4 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop de fios de 0,457 mm de diâmetro

Grupos	1	2	3
Segmentos			
1	687,11	670,74	678,17
	672,11	676,63	670,63
	684,17	679,60	653,00
2	676,57	673,65	679,60
	673,60	660,40	664,74
	684,11	679,60	669,26
3	678,11	687,20	670,63
	663,26	672,17	654,63
	666,17	679,66	663,48

Tabela 4.3.5 - Análise de Variância para dureza Knoop de fios de 0,457 mm de diâmetro

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Grupos	2	414,4141	207,2070	3,15 n.s.
Resíduo	24	1.580,0156	65,8340	-
Total	26	1.994,4296	-	-

CV = 1,21%

n.s. - Não significante

Tabela 4.3.6 - Médias de dureza Knoop de fios de 0,457 mm de diâmetro, para grupos.

Grupos	1	2	3	△
Médias	675,13	675,50	667,01	9,53

Tabela 4.3.7 - Médias de 7 leituras de dureza Knoop de fios de 0,508 mm de diâmetro

Grupos	1	2	3
Segmentos			
1	670,63	658,97	660,46
	673,77	662,11	672,17
	673,66	667,77	660,46
2	670,63	651,94	657,48
	658,97	663,35	659,08
	673,60	662,00	659,03
3	669,14	649,08	661,88
	656,06	673,60	652,00
	676,57	673,71	669,31

Tabela 4.3.8 - Análise de Variância para dureza Knoop de fios de 0,508 mm de diâmetro

Fontes de Variação	G.L.	S.Q.	Q.M.	F
Grupos	2	327,3438	163,6719	3,09 n.s.
Resíduo	24	1.272,6718	53,0280	-
Total	26	1.600,0156	-	-

CV = 1,10%

n.s. - Não significativa

Tabela 4.3.9 - Médias de dureza Knoop de fios de 0,508 mm de diâmetro, para grupos

Grupos	1	2	3	$\Delta$
Médias	669,22	662,49	661,32	8,58

\*

\*

\*

DISCUSSÃO

Nas tabelas 4.1.1, 4.1.4 e 4.1.8, encontram-se as médias de 7 leituras de dureza Knoop, para os grupos 1, 2 e 3, respectivamente.

Através análises de variância das tabelas 4.1.2, 4.1.5 e 4.1.9, notamos que existe significância ao nível de probabilidade considerado, para diâmetros, nos três grupos estudados. No entanto, não ocorre o mesmo para segmentos da dobra, o que também é verificado pelo contraste de médias que constam nas tabelas 4.1.7 e 4.1.11.

Comparando os contrastes de médias de dureza Knoop para diâmetros, com os respectivos valores críticos que se encontram nas tabelas 4.1.3, 4.1.6 e 4.1.10, concluímos que a dureza dos fios de 0,406 mm de diâmetro, adquiridos nas casas especializadas, é superior à dos outros dois diâmetros estudados. Por outro lado, após dobrados, os fios de 0,406 e 0,457 mm apresentaram maior dureza em relação aos fios de 0,508 mm de diâmetro. Constatamos, também, que os fios de 0,406 mm, após dobrados e tratados termicamente mostraram maior dureza em relação aos fios de 0,508 mm de diâmetro. Portanto, podemos dizer que os fios de 0,406 mm apresentaram maior dureza, nos 3 grupos estudados.

Lembre-se aqui de TEETZEL (25) que, ao trabalhar com fios retangulares e redondos de aço inoxidável, de di-

ferentes marcas comerciais, constatou não existir correlação entre o diâmetro dos fios e suas propriedades físicas. Afirmava que, apesar de fios retangulares possuírem secção transversal maior que aquela de fios redondos, em muitos casos, esses últimos apresentavam valores-padrão mais elevados.

Essa afirmação parece-nos bastante válida, uma vez constatamos que fios de diâmetros menores apresentam valores de dureza mais elevados em relação aos de diâmetros maiores. Contudo, chamamos a atenção para o fato que trabalhamos apenas com fios redondos de mesma marca comercial.

Por outro lado, CRAIG et alii (9) verificaram que fios de aço inoxidável de 0,355 mm de diâmetro apresentavam maior resistência à ruptura em relação aos de 0,558mm de diâmetro.

Levando-se ainda em consideração a afirmação dos autores de que a medida de dureza é boa indicação geral das qualidades de resistência do material, vimos a possibilidade de correlacionar a dureza do material estudado com sua resistência à ruptura. Assim, comparando nossos resultados com os de CRAIG et alii (9), constatamos estarem coerentes, embora tenhamos trabalhado com fios de marca comercial diferente.

Para a análise conjunta utilizamos os valores de dureza Knoop, distribuídos nas tabelas 4.1.1, 4.1.4 e 4.1.8.

Observando os resultados dessa análise na tabela

4.4.1, notamos existir significância para grupos e diâmetros, não ocorrendo o mesmo para a interação (grupos x diâmetros).

Na tabela 4.2.2, encontram-se as médias de dureza Knoop para grupos e o respectivo valor crítico. Esse, quando comparado com os contrastes de médias, informa que tratamento térmico a 450°C durante 6 minutos diminui a dureza dos fios de aço inoxidável.

No entanto, LINC (20) constatou que, acima de 450°C e por tempos prolongados, já se iniciavam modificações estruturais capazes de refletir sobre a dureza Knoop do fio retangular de 0,533 x 0,653 mm, da UNITEK.

Essa discrepância de resultados talvez se deva ao fato de trabalharmos com fios redondos, de diâmetros menores, embora da mesma marca comercial empregada pelo autor.

Observando ainda a tabela 4.2.2, constatamos que a média de dureza dos fios que receberam dobras não difere significativamente quando comparada com as médias de dureza dos outros dois grupos estudados.

Devemos lembrar ROSE (24) que, ao trabalhar com fios de liga ouro-platinado, demonstrou que o trabalho a frio promovia aumento na dureza, todavia afirmou que isso não podia ser estendido às demais ligas, sem a comprovação de testes de laboratório. Essa afirmativa nos parece válida, uma vez que trabalhamos com fios de aço inoxidá-

vel e não constatamos alteração na dureza dos mesmos em consequência do trabalho mecânico a frio.

Através exame da tabela 4.2.3, constatamos que a média de dureza dos fios de 0,406 mm é superior a dos de 0,457 e 0,508 mm de diâmetro, o que vem reforçar os resultados das análises de variância para os grupos 1, 2 e 3.

Interessou-nos analisar, também, o comportamento da dureza Knoop para cada diâmetro, tendo-se para esse fim, elaborado análises de variância a partir dos valores que constam nas tabelas 4.3.1, 4.3.4 e 4.3.7, para os fios de 0,406, 0,457 e 0,508 mm de diâmetro, respectivamente.

Observando as análises de variância que constam nas tabelas 4.3.2, 4.3.5 e 4.3.8, notamos que há significância para grupos, ao nível de 5% de probabilidade, para os fios de 0,406 mm, não ocorrendo o mesmo para os fios de 0,457 e 0,508 mm de diâmetro.

Comparando os contrastes de médias de dureza Knoop para grupos com o respectivo valor crítico que se encontra na tabela 4.3.3, concluímos que dureza dos fios de 0,406 mm de diâmetro diminui com o tratamento térmico a 450°C durante 6 minutos.

No entanto, FUNK (11), ao empregar a relação tempo-temperatura de 3 minutos - 454,5°C para o tratamento térmico de fios redondos e retangulares de aço ino

xidável, constatou que apesar de fios de diâmetros menores absorverem calor mais rapidamente em relação aos de diâmetros maiores, a discrepância não foi suficiente para justificar tempos e temperaturas diferentes, para os tratamentos térmicos de fios de vários diâmetros.

A redução obtida na dureza dos fios de 0,406 mm de diâmetro talvez se deva ao fato de termos utilizado relação tempo-temperatura diferente daquela estabelecida por FUNK (11). Isso parece justificar a necessidade de se estabelecer uma nova relação para o tratamento térmico dos fios de 0,406 mm de diâmetro.

Observando as tabelas 4.3.6 e 4.3.9, notamos que não existe contraste significativo de médias de dureza Knoop, para os fios de 0,457 e 0,508 mm de diâmetro, quando comparamos grupos.

No entanto, WILKINSON (26) constatou diminuição na dureza e força elástica de fios de 0,502 mm de diâmetro, de aço inoxidável (18/8), como efeito do tratamento térmico na faixa de temperatura de 500-700°C, com tempo variando de 15 a 120 segundos.

Devemos admitir que, embora exista uma proximidade entre diâmetros de 0,502 e 0,508 mm, as relações tempo-temperatura empregadas foram diferentes, o que justifica a disparidade dos resultados.

Os coeficientes de variação (CV) que seguem cada análise são relativamente baixos e mostram boa precisão nos ensaios.

## CAPÍTULO 6

### CONCLUSÕES

Com base na experimentação, observação e análise estatística dos resultados, ao nível de 5% de probabilidade, podemos concluir:

6.1 - Os fios de aço inoxidável de 0,406 mm de diâmetro, adquiridos nas casas especializadas (grupo 1), apresentaram maior dureza em relação aos fios de 0,457 e 0,508 mm de diâmetro.

6.2 - Os fios de aço inoxidável de 0,406 e 0,457 mm de diâmetro, dobrados (grupo 2), apresentaram maior dureza em relação aos fios de 0,508 mm de diâmetro.

6.3 - Os fios de aço inoxidável de 0,406 mm de diâmetro, dobrados e submetidos a tratamento térmico durante 6 minutos a 450<sup>o</sup>C (grupo 3), apresentaram maior dureza em relação aos fios de 0,508 mm de diâmetro.

6.4 - A dureza dos fios de aço inoxidável de 0,406 mm de diâmetro diminuiu com o tratamento térmico, quando comparada com a dos fios de mesmo diâmetro dos grupos 1 e 2.

CAPÍTULO 7

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS (\*)

- 1 - BACKOFEN, W.A. & GALES, G.F. The low temperature heat treatment of stainless steel for Orthodontics. Angle Orthod., Chicago, 21 (2): 117-24, Apr. 1951.
- 2 - BARR, F. J. Haddin. The manipulation of stainless steel and its use in Orthodontia. N.Z.dent.J., Wellington, 33: 348-9, 1937.
- 3 - BENTON, J. Victor & JONES, J.M. Chrome alloy orthodontic appliances. Dent.Surv., Minneapolis, 10 (9): 43-7, Sept. 1934.
- 4 - BILLBERG, B. The mechanical properties of stainless steel wire used in orthodontic practice, Part II. Svensk Tandläk.Tidskr., Stockholm, 55 (8): 405-29, Aug. 1962.
- 5 - BRADEL, Sigmund F. One hundred years of development in Metallurgy and its relation to Orthodontia. J. Am.dent.Ass., Chicago, 21 (6): 1018-22, June 1934.

---

(\*) Conforme o PNB-1969 da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas dos títulos de periódicos, segundo o World list of scientific periodicals. 4 ed. London, Butterworths, 1963. 3v.

---

- 6 - BRUSSE, Archie & CARMAN, J. Lyndon. Chrome alloy. -  
Int.J.Orthod., St. Louis, 20 (4): 337-48, Apr.  
1934.
- 7 - CARMAN, J. Lyndon. Metallurgy and uses of chrome alloy  
in Orthodontics. Am.J.Orthod.oral Surg., St.  
Louis, 24 (4): 346-62, Apr. 1938.
- 8 - COLPAERT, Hubertus. Metalografia dos produtos siderúr-  
gicos comuns. São Paulo, Ed. Edgard Blücher, 2  
ed., 1959, p.130-6, 213.
- 9 - CRAIG, R.G.; SLESNICK, H.J.; PEYTON, F.A. Application  
of 17-7 precipitation-hardenable stainless steel  
in Dentistry. J.dent.Res., Chicago, 44 (3): 587-  
95, May/June 1965.
- 10 - DELGADO, V.P. & ANDERSON, J.N. Tensile and bending -  
properties of stainless steel orthodontic wires.  
Br.dent.J., London, 114 (10): 401-6, May 1963.
- 11 - FUNK, Albert C. The heat-treatment of stainless steel.  
Angle Orthod., Appleton, 21 (3): 129-38, July -  
1951.
- 12 - GALVÃO, C.A.; GARLIPP, W.; PANNAIN, R. Resistance of  
orthodontic wires to continuous bending. I round  
wires of swedish manufacture. Arq.Cent.Est. Fac.  
Odont., Belo Horizonte, 6 (1): 91-104, Jan./June  
1969.

- 13 - GREEN, J.H. Stainless steel in Orthodontics. J. Am. dent.Ass., Chicago, 32 (15): 986-90, Aug. 1945.
- 14 - HARCOURT, H.J. & MUNNS, Douglas. A metallurgical examination of fractures stainless steel wire in orthodontic appliances. Dent.Practnr.dent.Rec., - Bristol, 17 (9): 307-21, May 1967.
- 15 - HARRINGTON, J.N. Heat treatment of metals. Dent. Techn., London, 9 (3): 30-2, Mar. 1956.
- 16 - HOWE, G.L.; GREENER, E.H.; CRIMMINS, D.S. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. Angle Orthod., Appleton, 38 - (3): 244-9, July 1968.
- 17 - INGERSLEV, Carsten H. Influence of heat treatment on the physical properties of bent orthodontic wire. Angle Orthod., Appleton, 36 (3): 236-47, July - 1966.
- 18 - KEMLER, E.A. Effect of low temperature heat treatment on physical properties of orthodontic wire. Am. J.Orthod., St. Louis, 42 (10): 793, Oct. 1956. - (Abstract).
- 19 - KOHL, Ronald W. Metallurgy in Orthodontics. Angle Orthod., Appleton, 34 (1): 37-52, Jan. 1964.

- 20 - LINO, Alael de Paiva. Avaliação de propriedades mecânicas de algumas formas de alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico. São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, 1970. 84p. (Tese Doutorado).
- 21 - MAHLER, D.B. & GOODWIN, L. Evaluation of small diameter orthodontic wires. Angle Orthod., Appleton, 37 (1): 13-7, Jan. 1967.
- 22 - PLEASURE, Max. Stainless steel and some related alloys. A discussion of their composition, properties and uses, with special reference to Dentistry. Dent.Items, New York, 50 (1): 11-8, Jan. 1928.
- 23 - RICHMAN, George Y. Practical Metallurgy for orthodontist. Am.J.Orthod., St. Louis, 42 (8): 573-87, Aug. 1956.
- 24 - ROSE, Arnold S. Some metallurgy aspects of orthodontic materials. Am.J.Orthod. & Oral Surg., St. Louis, 27 (3): 127-39, Mar. 1941.
- 25 - TEETZEL, James H. The effect of section size and shape on the mechanical properties of stainless steel - orthodontic wire. Am.J.Orthod., St. Louis, 40 (3): 233, Mar. 1954 (Abstract).

- 26 - WILKINSON, J.V. Effect of high temperatures on stainless steel orthodontic arch wire. Aust.dent.J.,-- Sydney, 5 (5): 264-8, Oct. 1960.
- 27 - WILKINSON, W. Stanley. The chrome-steel alloys. Aust. dent. J., Sydney, 38 (1): 4-6, Jan. 1934.
- 28 - WILLIAMS, J.C. The effects of residual stress, thermal stress relief and electrolytic polishing on the elastic properties of australian wire. Am.J.Orthod. St. Louis, 50 (10): 785, Oct. 1964 (Abstract).
- 29 - WILLIAMS, Percy Norman. Stainless steel. J.Am.dent. Ass., Chicago, 22 (12): 2121-3, Dec. 1935.
- 30 - YOST, Howard. Practicability of chrome nickel alloys for orthodontic use. J.Am.dent.Ass., Chicago, 23 (5): 798-800, May 1936.

\*

\*

\*

= A P Ê N D I C E =

Tabela 1 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,406 mm, adquiridos nas casas especializadas (Grupo 1).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	694.8	705.6	694.8	684.0	684.0	673.6	684.0	684.0	694.8
2ª	694.8	716.8	684.0	684.0	694.8	684.0	684.0	684.0	705.6
3ª	694.8	694.8	694.8	684.0	694.8	673.6	673.6	684.0	705.6
4ª	694.8	694.8	684.0	673.6	673.6	673.6	684.0	684.0	705.6
5ª	694.8	684.0	684.0	694.8	694.8	673.6	684.0	684.0	694.8
6ª	684.0	684.0	684.0	684.0	684.0	684.0	705.6	694.8	694.8
7ª	684.0	684.0	684.0	694.8	673.6	684.0	684.0	684.0	684.0

Tabela 2 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,457 mm, adquiridos nas casas especializadas (Grupo 1).

Pastilhas Segmentos Leituras	1ª			2ª			3ª		
	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
	1ª	673.6	673.6	684.0	684.0	684.0	663.2	694.8	673.6
2ª	694.8	684.0	673.6	673.6	673.6	663.2	694.8	694.8	663.2
3ª	673.6	663.2	673.6	663.2	673.2	663.2	694.8	684.0	663.2
4ª	684.0	673.6	673.6	673.6	663.2	653.2	663.2	673.6	673.6
5ª	673.6	684.0	663.2	673.6	684.0	673.6	684.0	684.0	663.2
6ª	673.6	684.0	684.0	673.6	663.2	663.2	684.0	694.8	663.2
7ª	673.6	673.6	694.8	663.2	673.2	663.2	673.6	684.0	663.2

Tabela 3 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,508 mm, adquiridos nas casas especializadas (Grupo 1).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
	Segmentos								
	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	663.2	673.6	673.6	663.2	653.2	663.2	694.8	673.6	673.6
2ª	663.2	663.2	684.0	663.2	663.2	653.2	684.0	663.2	684.0
3ª	663.2	663.2	663.2	684.0	653.2	653.2	663.2	663.2	684.0
4ª	684.0	684.0	673.6	694.8	653.2	653.2	673.6	684.0	663.2
5ª	673.6	684.0	663.2	694.8	653.2	653.2	663.2	663.2	663.2
6ª	663.2	663.2	663.2	663.2	663.2	653.2	663.2	684.0	684.0
7ª	684.0	663.2	663.2	653.2	673.6	663.2	673.6	684.0	684.0

Tabela 4 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,406 mm, submetidos a esforços mecânicos (Grupo 2)

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	694.8	684.0	673.6	684.0	673.6	673.6	694.8	684.0	673.6
2ª	694.8	673.6	705.6	673.6	684.0	673.6	684.0	673.6	673.6
3ª	694.8	694.8	673.6	673.6	684.0	684.0	694.8	694.8	694.8
4ª	684.0	673.6	684.0	684.0	694.8	694.8	684.0	673.6	694.8
5ª	694.8	694.8	673.6	694.8	673.6	673.6	694.8	694.8	673.6
6ª	705.6	673.6	673.6	673.6	694.8	705.6	673.6	684.0	694.8
7ª	684.0	673.6	673.6	673.6	705.6	673.6	673.6	694.8	673.6

Tabela 5 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,457 mm, submetidos a esforços mecânicos (Grupo 2).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	684.0	684.0	694.8	673.6	663.2	684.0	694.8	684.0	673.6
2ª	663.2	673.6	684.0	663.2	663.2	684.0	673.6	694.8	663.2
3ª	653.2	673.6	694.8	673.6	653.2	663.2	684.0	684.0	673.6
4ª	673.6	653.2	694.8	663.2	673.6	684.0	684.0	684.0	694.8
5ª	684.0	684.0	694.8	684.0	663.2	673.6	684.0	673.6	694.8
6ª	653.2	673.6	673.6	684.0	653.2	653.2	673.6	663.2	684.0
7ª	684.0	673.6	673.6	694.8	653.2	663.2	663.2	673.6	673.6

Tabela 6 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,508 mm, submetidos a esforços mecânicos (Grupo 2).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	653.2	653.2	653.2	673.6	673.6	684.0	673.6	653.2	684.0
2ª	653.2	663.2	653.2	653.2	673.6	663.2	653.2	653.2	653.2
3ª	673.6	663.2	643.6	643.6	673.6	663.2	684.0	643.6	684.0
4ª	663.2	643.6	653.2	643.6	653.2	663.2	673.6	684.0	684.0
5ª	653.2	643.6	643.6	673.6	653.2	684.0	663.2	663.2	673.6
6ª	663.2	643.6	643.6	684.0	663.2	673.6	653.2	663.2	684.0
7ª	653.2	653.2	653.2	663.2	653.2	684.0	673.6	673.6	653.2

Tabela 7 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,406 mm, dobrados e tratados termicamente (Grupo 3).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	673.6	673.6	684.0	705.6	673.6	684.0	673.6	673.6	663.2
2ª	684.0	694.8	673.6	673.6	673.6	694.8	694.8	663.2	663.2
3ª	684.0	705.6	673.6	705.6	673.6	663.2	694.8	673.6	673.6
4ª	673.6	673.6	673.6	694.8	663.2	663.2	663.2	663.2	673.6
5ª	673.6	673.6	673.6	694.8	663.2	673.6	673.6	663.2	673.6
6ª	673.6	694.8	673.6	673.6	663.2	663.2	663.2	663.2	663.2
7ª	673.6	694.8	673.6	684.0	663.2	673.6	663.2	663.2	673.6

Tabela 8 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,457 mm, dobrados e tratados termicamente (Grupo 3).

Pastilhas	1ª			2ª			3ª		
Segmentos									
Leituras	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
1ª	694.8	663.2	673.6	663.2	663.2	653.2	653.2	684.0	673.6
2ª	684.0	684.0	663.2	673.6	663.2	663.2	643.6	673.6	653.2
3ª	663.2	673.6	673.6	663.2	653.2	653.2	643.6	684.0	673.6
4ª	663.2	694.8	663.2	673.6	673.6	653.2	673.6	653.2	673.6
5ª	684.0	684.0	673.6	684.0	673.6	653.2	653.2	653.2	643.6
6ª	694.8	684.0	684.0	663.2	663.2	653.2	643.6	663.2	653.2
7ª	663.2	673.6	663.2	673.6	663.2	653.2	653.2	673.6	673.6

Tabela 9 - Valores de dureza Knoop de fios de aço inoxidável de 0,508 mm, dobrados e tratados termicamente (Grupo 3).

Pastilhas Segmentos Leituras	1ª			2ª			3ª		
	1º	2º	3º	1º	2º	3º	1º	2º	3º
	1ª	673.6	653.2	663.2	673.6	673.6	673.6	673.6	653.2
2ª	653.2	663.2	653.2	684.0	653.2	643.6	663.2	653.2	653.2
3ª	653.2	653.2	673.6	653.2	643.6	653.2	673.6	673.6	684.0
4ª	663.2	663.2	653.2	663.2	653.2	643.6	653.2	673.6	673.6
5ª	653.2	653.2	653.2	684.0	663.2	653.2	653.2	653.2	653.2
6ª	653.2	663.2	673.6	673.6	673.6	673.6	653.2	653.2	684.0
7ª	673.6	653.2	663.2	673.6	653.2	643.6	653.2	653.2	684.0