

FLÁVIO COLOSIO, C.D.

**Estudo da força produzida pela Mola
Helicoidal quando ativada por
Carregamento Axial de Tração**

Orientador: Prof. Luiz Antonio Ruhnke

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, para a obtenção do título de
Mestre em Odontologia (Ortodontia)

PIRACICABA, SP

1981

**UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL**

À minha esposa *Raquel*, pela compreensão nos momentos mais difíceis, durante o curso de Pós-graduação em Ortodontia.

ÀOS MEUS PAIS, ALFEU E ALICE, E
MINHA IRMÃ, SILVIA, PELO ES-
TÍMULO NAS HORAS DIFÍCEIS.

A querida tia Carola Medeiros
Bailão, nossa singela home-
nagem.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

AO PROF. DR. LUIZ ANTONIO RUHNKE, TÍ-
TULAR DA ÁREA DE MATERIAIS DENTÁ-
RIOS DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA, DA UNIVERSIDADE ESTA-
DUAL DE CAMPINAS, A QUEM DEVEMOS SE-
GURA ORIENTAÇÃO DESTA TESE.

AO PROF. DR. SIMONIDES CONSANI, TÍ-
TULAR DA ÁREA DE MATERIAIS DENTÁRIOS
DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRA-
CICABA, DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
CAMPINAS, AMIGO E INCENTIVADOR, CU-
JAS INESTIMÁVEIS SUGESTÕES PERMITIRAM
CONCRETA COLABORAÇÃO NA EXECUÇÃO DES-
TE TRABALHO.

A PROF.^A DR.^A SONIA VIEIRA, TÍTULAR DA
DISCIPLINA DE BIOESTATÍSTICA DA FACUL
DADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA, DA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS, PE
LA ORIENTAÇÃO NO DESENVOLVIMENTO DA
ANÁLISE ESTATÍSTICA.

A G R A D E C I M E N T O S

- Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Neder, Diretor da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pela oportunidade que nos ofereceu para a realização deste curso, bem como a UNICAMP, através do seu Magnífico Reitor, Prof. Dr. Plínio Alves de Moraes, pelo apoio dispensado aos que dedicam ao ensino e a pesquisa.
- Ao Prof. Dr. Manoel Carlos Muller de Araujo, Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, pelos ensinamentos, colaboração e compreensão.
- À Universidade para o Desenvolvimento do Estado de Santa Catarina, pela oportunidade e confiança em nós depositada, o que possibilitou a realização da nossa Pós-graduação.
- À Coordenadoria do Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), através do Plano Institucional para Capacitação de Docentes (PICD), pela concessão da bolsa de estudos.
- Aos Prof.^S Dr.^S Darcy Flávio Nouer, Everaldo Oliveira Santos Bacchi e Tatsuko Sakima, nossos agradecimentos pela orientação segura e estímulos sinceros durante nossa capacitação profissional.
- Às Prof.^{as} Maria Helena Castro de Almeida e Norma Sabino Prates, que sempre procuraram nos ajudar durante o período de Pós-graduação.

À Sr.^a Maria S. Fernandes da Silva, Secretária do Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, nosso profundo agradecimento pela presteza e atenção.

Aos Funcionários: Sr.^s Pedro de Oliveira Miguel, Joselene Casati Lodi e Philomena dos Santos Orsini, pela compreensão e amizade demonstradas durante o Curso.

Ao Amigo Nivaldo Nuremberg, que nos incentivou para fazer o curso de Pós-Graduação em Ortodontia.

À Sr.^a Ivany Guidolim Gerola, Bibliotecária da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela revisão das referências bibliográficas.

Às Sr.^{tas} Rafaela Espósito e Sr.^a Maria Cecília Usberti Salat-
ti, que sempre nos ajudaram na parte das referências bibliográficas.

E a todos os nossos amigos do Curso de Pós-Graduação e aos que direta ou indiretamente contribuíram para a concretização deste trabalho.

I N D I C E

	Pág.
1 - INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
3 - PROPOSIÇÃO	12
4 - MATERIAIS E MÉTODOS	14
5 - RESULTADOS OBTIDOS	20
6 - DISCUSSÃO	34
7 - CONCLUSÃO	39
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
9 - APÊNDICE	46
10 - RESUMO	49

I - INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

A movimentação dos dentes no tratamento ortodôntico ocorre pela indução de tensões que se estabelecem a níveis de raiz e de tecido de sustentação. Assim sendo, os dispositivos ortodônticos usados imprimem movimentos aos dentes graças ao complexo fenômeno de reabsorção e neoformação de tecido ósseo.

Os diferentes mecanismos criadores de tensões aplicados ao sistema de movimentação do dente têm sido analisados em inúmeras pesquisas, como a apresentada por SCHWARTZ¹² na qual estabeleceu que a força empregada deverá ser contínua e não maior do que a pressão capilar sanguínea, ou seja, 15 a 20 mm de Hg (20 a 26 g/cm²).

Em trabalhos realizados em cães e seres humanos, STUTEVILLE^{16, 17} concluiu que a distância através da qual a força é ativada era um fator mais importante do que a magnitude da força ortodôntica aplicada ao sistema. Apesar desta afirmação, autores como HALDERSON, JOHNS e MOYERS⁶; LEE⁷; FASTLICHT⁵ e ARBUCKLE e SONDHI¹ também se empenharam em estudar qual seria o esforço ideal para a movimentação dos dentes, sem causar danos aos tecidos de sustentação.

STOREY e SMITH¹⁵ e SMITH e STOREY¹³ determinaram que uma carga situada entre 150 a 200 gramas seria a força máxima requerida na retração do canino superior. Posterior

mente, REYTAN¹¹ concluiu que 250 gramas seria a força máxima exigida para um movimento contínuo do canino, sendo que, de acordo com BURSTONE e GROVES², um índice de 50 a 75 gramas seria a carga necessária para tracionar dentes anteriores.

A mola helicoidal tem sido utilizada como dispositivo de tração na movimentação contínua dos dentes, nos trabalhos relatados por STONER¹⁴; BURSTONE, BALDWIN e LAWLESS³; BURSTONE e KOENING⁴ e RAMOS, WEINER e HANNA¹⁰.

Esses trabalhos indicam que a força produzida pela mola helicoidal depende de alguns fatores, como o diâmetro do fio, o número de voltas formando a mola e o diâmetro da espiral; havendo, entretanto, divergências quanto a configuração das molas, na capacidade de alterar a produção dessas mesmas forças.

Assim, este estudo foi elaborado com a finalidade de determinar a força de tração produzida pelas molas helicoidais com espiral de uma volta, confeccionadas com fios redondos de espessuras diferentes.

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2 - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A bibliografia colocada ao nosso alcance permiti-nos referendar os trabalhos científicos que passamos a relatar:

Em 1932, SCHWARTZ¹² realizou um estudo biológico do tratamento ortodôntico efetuado em cães, por um período de cinco semanas. A força de tração aplicada na extremidade livre do aparelho foi de 3 a 5 gramas; na parte intermediária, de 17 gramas e na dobradura, de 67 gramas. Concluiu que o tratamento mais satisfatório seria obtido com uma força contínua não maior do que a pressão capilar sanguínea, ou seja, 15 a 20 mm de mercúrio (20 a 26 g/cm²).

Em estudos realizados em cães e seres humanos, STUTEVILLE^{16, 17}, em 1937 e 1938, concluiu que a distância através da qual a força é ativada era um fator mais importante do que a magnitude da força ortodôntica aplicada ao sistema.

HALDERSON, JOHNS e MOYERS⁶, em 1952, desenvolveram um estudo no qual relatam que, teoricamente, a maneira ideal de movimentar o dente 1 mm de distância é usar uma força menor do que a pressão sanguínea capilar. Este fato pode ser mostrado experimentalmente, mas é uma prática clínica impossível. A grande maioria dos movimentos ortodônticos são possíveis por meio de uma resposta tecidual patológica. Os dispositivos de tração mantêm a carga relativamente constante

permitindo uma recuperação da membrana periodontal.

Ainda em 1952 , SMITH e STOREY¹³ desenvolveram um estudo no qual concluíram que um movimento do canino ocorre rapidamente quando o valor da força aplicada for da ordem de 150 a 200 gramas. Existe uma escala ótima de pressão sobre a interface dente-alvéolo, a qual produz um nível máximo de movimentação do dente.

No mesmo ano de 1952 , STOREY e SMITH¹⁵ estudando a movimentação do canino concluíram que existe uma escala ótima de valores de força que poderia ser usada para produzir um movimento máximo do dente sem nenhum movimento da ancoragem. Essa escala de força situa-se aproximadamente entre 150 a 200 gramas. Um aumento de força acima da escala considerada ótima acarreta um decréscimo da movimentação do dente ao mesmo tempo que uma movimentação da ancoragem começa a ocorrer. Uma retração eficiente é obtida com aplicação de forças leves e contínuas.

Em 1957 , REYTAN¹¹ estudou a variação individual na reação tecidual, os tipos de força aplicados e os princípios mecânicos envolvidos no sistema de correção ortodôntica. Concluiu que a duração de um processo de reabsorção é influenciada pelo comprimento da raiz. Forças intermitentes de 70 a 100 gramas podem produzir áreas de hialinização no lado de pressão do dente, porém, de duração mais curta do que no

movimento contínuo. A quantidade de força pode variar consideravelmente de acordo com o tipo de movimento requerido ; por exemplo, 250 gramas durante o estágio final do movimento contínuo do corpo do canino.

STONER¹⁴ , no ano de 1960 , desenvolveu um trabalho no qual analisa as forças usadas no tratamento ortodôntico. Quanto à ação da mola helicoidal, este autor considera que a escala de esforço sofre maior aumento quando a mola é ativada por compressão do que pela distensão das hastes. A ativação por distensão é aproximadamente metade daquela obtida quando a mesma mola é ativada por compressão das hastes.

BURSTONE & GROVES² , em 1960, verificaram os valores das forças contínuas aplicadas na retração de dentes anteriores. A relação entre a magnitude da força e o índice de movimentação do dente também foi estudado. Molas helicoidais foram empregadas para retrair dentes anteriores em protusão, em crianças com idade média de 9 anos. O valor inicial da força de tensão da mola variou de 25 a 150 gramas por quadrante, com um índice médio de 13 gramas por milímetro. Um índice ótimo de movimentação do dente foi observado quando foram aplicadas forças de 50 a 75 gramas.

No ano seguinte, BURSTONE , BALDWIN e LAWLESS³ também analisaram os princípios biomecânicos das forças contínuas aplicadas em Ortodontia. Os autores relatam que numa mola devem ser considerados as seguintes características:

1) relacionamento entre força e deformação ; 2) carga que produz a deformação permanente ; e 3) a escala de ativação em que ocorre a deformação permanente. Com a relação a força ótima, dois diferentes mecanismos ortodônticos podem desenvolver um esforço de 150 gramas, para a movimentação do dente. Entretanto, para produzir 150 gramas, uma mola helicoidal de 10 mm de alça de fio 0,021 x 0,025 pol. (0,534 x 0,636 mm) requer somente meio milímetro de ativação, ao contrário de uma mola similar de 0,010 x 0,020 pol. (0,254 x 0,636 mm), a qual necessita ser ativada com mais de 4 milímetros. Assim, mesmo que a propriedade mecânica do fio determine parcialmente a sua ação, o fator principal na distribuição da força contínua é o desenho da mola.

Em 1964, HOLTZ⁸ desenvolveu um trabalho abordando fatores que influenciam a elasticidade de fios ortodônticos. Considerou que a elasticidade do fio é baseada em três propriedades: dureza, carga permitida e escala de ativação. Os fatores que influenciam a elasticidade compreendem a fórmula da liga e propriedades físicas, configuração, desenho e dimensões do fio. O autor também demonstrou que a resistência de um material a determinada força de tração pode ser vista graficamente. A primeira porção da curva é uma linha reta e indica que a tração é diretamente proporcional a deformação, isto é, a proporção entre tração e deformação é constante. Concluiu que a força aplicada deveria ser constante através da

escala de ativação do fio.

LEE⁷, em 1965, estudou a movimentação do canino superior em pacientes masculinos de 12 a 14 anos. Os movimentos de inclinação e do corpo do dente foram comparados simultaneamente. Uma mola de torção helicoidal com uma força de ativação de 450 gramas foi aplicada em cada canino. O autor concluiu que a força ótima situa-se na escala de 150 a 260 gramas.

Estudando a influência do tratamento térmico sobre as propriedades mecânicas de alças de retração ortodôntica, LINO⁹, em 1970, concluiu que a melhor relação tempo-temperatura de tratamento térmico foi de 6 minutos a uma temperatura de 450°C, considerando-se o rendimento mecânico e a rapidez de realização do processo. Por outro lado, a forma das alças de retração interferem no comportamento elástico das mesmas. As alças devem ser mais longas possíveis, conforme o permitam as condições clínicas. Alças muito curtas exibem alta intensidade de força quando ativadas, o que poderia ser clinicamente nocivo. Acima de 450°C e por tempos mais prolongados, já se iniciam algumas modificações estruturais no material estudado.

Em 1973, FASTLICHT⁵ demonstrou um método eficiente para a retração do canino com um mínimo de esforço mecânico e um máximo de controle. Empregou braquete, tubo vestibular e mola espiral fechada em conjunto com fios leves.

Concluiu que uma média de quatro meses é necessária para a retração total do canino superior. O canino inferior requer mais um mês de retração. A força usada variou de 112 a 126 gramas e a reativação das molas foi feita em intervalos de 4 ou 6 semanas.

Um estudo envolvendo retração do canino e incisivos foi desenvolvido por BURSTONE e KOENIG⁴, em 1976. Os autores concluíram que o desenho e as dimensões de uma mola helicoidal podem influenciar nas suas características, principalmente, quando se trata da altura vertical, da largura horizontal e do diâmetro da espiral da mola. Considerando-se apenas a força, uma mola helicoidal de hastes curtas pode potencialmente criar magnitudes de força maiores se ativada próxima ao ponto de deformação permanente. Uma mola de 4 mm de haste pode ser ativada a 0,7 mm sem que ocorra deformação permanente, e uma de 10 mm de haste pode ser ativada a 3,3 mm. Então, a haste vertical da mola é importante no aumento da quantidade de ativação possível.

RAMOS, WEIMER e HANNA¹⁰, em 1979, compararam as forças produzidas pelas molas helicoidais fabricadas por diversas indústrias. Concluíram que: 1) Um aumento de 0,051 mm no diâmetro do fio resultou num aumento de força duas vezes maior para cada grau de ativação no braquete. 2) Comparando molas com 2 e 3 espirais, determinou-se que as molas com

dois espirais produziam forças mais altas do que as molas com três espirais, na escala de ativação máxima. Entretanto, o contrário aconteceu com graus baixos de ativação da mola. Isto pode sugerir que a técnica experimental não conseguiu encontrar diferenças nas ativações menores. Isto é mostrado na irregularidade dos gráficos. 3) Nenhuma diferença significativa foi verificada entre molas feitas com fio Australiano e fios domésticos. 4) Os valores de forças variam inversamente com o grau de angulação do braquete.

Em 1980, ARBUCKLE e SONDHI¹ apresentaram uma análise do mecanismo requerido para a distalização da raiz do canino. A carga empregada foi calibrada por uma escala de 5 a 150 gramas/cm. Os autores concluíram que as cargas aplicadas são diretamente proporcionais a ativação angular se o limite elástico não for ultrapassado.

3 - PROPOSIÇÃO

3 - PROPOSIÇÃO

Considerando que as opiniões expostas pelos autores demonstraram fatos que envolvem variações de forças obtidas pela ação das molas helicoidais, propusemo-nos a determinar:

- A - A força máxima de tração das molas helicoidais.
- B - A influência da espessura do fio na magnitude da carga de tração.
- C - A influência da manufaturação do fio com características similares, na magnitude do esforço das molas.

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4 - MATERIAIS E MÉTODOS

A presente pesquisa foi realizada com fios redondos, de três diâmetros diferentes, fabricados pela Rock Mountain (1), Unitek (2), Australiano TP (3) e Dentaurum (4).

Os corpos de prova foram construídos com fios de 0,016 pol. (0,381 mm), 0,018 pol. (0,457 mm) e 0,020 pol. (0,533 mm), cujas características de dureza podem ser vistas na Tabela 1.

Cinco amostras foram feitas para cada interação tipo de fio versus marca comercial, perfazendo um total de 15 corpos de prova para cada fabricante. Ao todo foram efetuados 60 ensaios de tração.

A confecção das molas helicoidais foi feita da seguinte maneira: Cortamos um fio com 70 mm de comprimento. O mordente do alicate "Tweed-loop" foi colocado na metade do comprimento do fio, o qual foi dobrado no sentido horário, até obtermos uma espiral com uma volta.

(1) Denver, Co., USA

(2) Monrovia, Ca., USA

(3) La Porte, Ind., USA

(4) Pforzheim, Alemanha Ocidental

TABELA 1 - Características quanto à dureza

Marca \ Tipo	0,016 pol	0,018 pol	0,020 pol
Rock Mountain	True-chrome	True-chrome	True-chrome
Unitek	Standard	Standard	Standard
Australiano TP	Extra-duro	Extra-duro	Extra-duro
Dentaurum	Extra-duro- flexível	Extra-duro- flexível	Extra-duro- flexível

O diâmetro da espiral era de 2 mm. Na extremidade livre de cada haste foi confeccionada uma argola, com o alicate "Bird-beak", cuja finalidade era amarrar uma alça de fio ortodôntico de 0,007 pol. (0,178 mm), que servia para prender as hastes da mola nos mordentes da máquina de ensaio. Assim, obtínhamos uma mola helicoidal, de hastes paralelas, medindo 6 mm cada uma. (Figura 1).

Os testes de tração foram feitos num aparelho INSTRON, modelo 1130 ⁽⁵⁾, com capacidade de carga de 1.000 gramas. A velocidade de tração foi de 100 mm por minuto. A curva de tração versus deformação da mola foi simultaneamente re-

(5) Instron Corp., Canton, Mass. USA

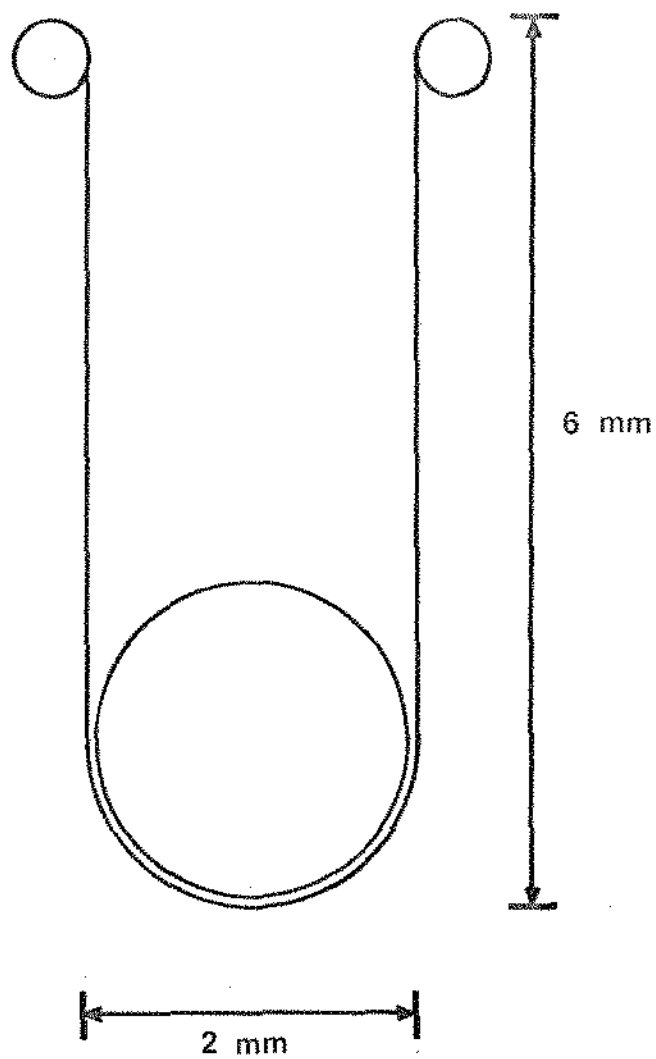


FIGURA 1 - Desenho esquemático do corpo de prova

gistrada em gráficos, com escala de 1:0,100.

A interpretação gráfica da curva tração versus deformação foi feita considerando-se a carga utilizada para atingir o limite de deformação permanente da mola. Para isso, usamos as referências indicativas dos estágios de tração (Figura 2), representados por:

- 0 = início da ativação da mola;
- x = limite proporcional da mola;
- b = rompimento da mola;
- ox = carga de tração até o limite proporcional da mola;
- oy = alongação da mola;
- oz = estiramento da mola.

No gráfico, o limite proporcional (x) foi determinado no exato momento em que a curva deixou de ser uma reta. Além do ponto (x), isto é, quando a curva deixa de ser uma reta, a mola sofre deformação permanente⁸.

Em seguida, traçamos uma reta que passou pelo ponto (x) e se projetou até a coordenada cartesiana correspondente ao eixo vertical (y), com a finalidade de obtermos a medida (oy) que indica a alongação da mola sob carregamento axial de tração, até o limite proporcional (x).

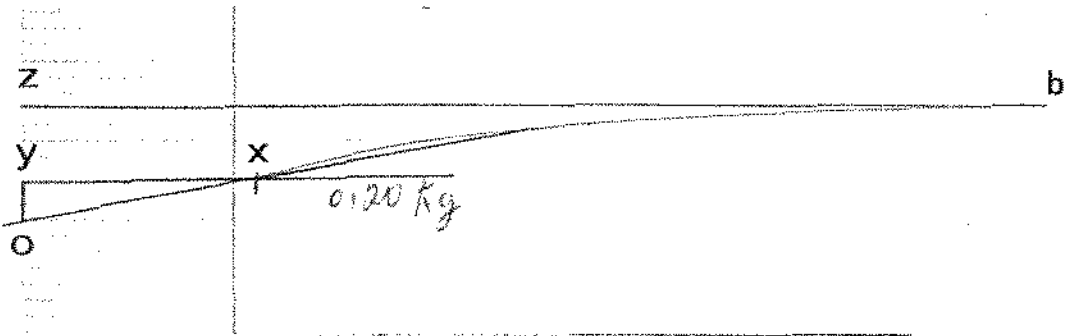


FIGURA 2 - Curva tração-deformação. Início da ativação da mola (o). Limite proporcional (x). Rompimento da mola (b). Carga de tração (ox). Elongação da mola (oy). Estiramento da mola (oz).

5 - RESULTADOS OBTIDOS

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

5 - RESULTADOS OBTIDOS

As Tabelas 2 , 3 , 4 e 5 mostram os resultados relacionando carga de tração (g) versus deformação (mm) , obtidos com molas helicoidais, confeccionadas com fios fabricados pela Rock Mountain , Unitek , Australiano TP e Dentaurum. Os resultados médios desses valores podem ser observados na Tabela 6.

As Figuras 3 , 4 , 5 e 6 mostram as curvas carga de tração versus deformação, obtidas segundo os tipos de fio e as marcas de fabricação. As Figuras 7 , 8 e 9 mostram essas mesmas curvas relacionando a similaridade do fio entre os fabricantes.

TABELA 2 - Resultados relacionando carga de tração (g) versus deformação (mm) obtidos com molas helicoidais confeccionadas com fios Rock Mountain

Tipos	Carga de tração (g) versus deformação (mm)				
0,016 pol. 0,381 mm	170 x 2,6	200 x 2,2	180 x 1,9	180 x 2,0	180 x 2,0
0,018 pol. 0,457 mm	220 x 1,8	190 x 2,0	190 x 1,8	190 x 1,8	180 x 1,5
0,020 pol. 0,533 mm	330 x 3,0	360 x 2,0	330 x 2,0	300 x 1,6	300 x 1,6

TABELA 3 - Resultados relacionando carga de tração (g) versus deformação (mm) obtidos com molas helicoidais confeccionadas com fios Unitek

Tipos	Carga de tração (g) versus deformação (mm)				
0,016 pol. 0,381 mm	120 x 1,8	150 x 2,0	170 x 2,5	150 x 2,1	150 x 2,1
0,018 pol. 0,457 mm	220 x 2,5	290 x 2,2	260, x 2,9	290 x 2,6	260 x 2,5
0,020 pol. 0,533 mm	250 x 2,0	320 x 3,0	500 x 1,0	350 x 2,0	350 x 2,0

TABELA 4 - Resultados relacionando carga de tração (g) versus deformação (mm) obtidos com molas helicoidais confeccionadas com fios Dentaurum

Tipos	Carga de tração (g) versus deformação (mm)				
0,016 pol. 0,381 mm	120 x 1,5	120 x 1,5	150 x 1,2	150 x 2,0	130 x 1,6
0,018 pol. 0,457 mm	170 x 1,0	270 x 2,0	120 x 1,0	290 x 2,9	230 x 1,2
0,020 pol. 0,573 mm	260 x 1,2	370 x 1,1	250 x 2,0	250 x 2,0	230 x 1,2

TABELA 5 - Resultados relacionando carga de tração (g) versus deformação (mm) obtidos com molas helicoidais confeccionados com fios Australiano TP

Tipos	Carga de tração (g) versus deformação (mm)				
0,016 pol. 0,381 mm	160 x 2,0	140 x 2,1	140 x 1,8	110 x 1,5	140 x 1,8
0,018 pol. 0,457 mm	270 x 2,1	230 x 2,0	270 x 2,6	240 x 1,8	250 x 2,9
0,020 pol. 0,533 mm	190 x 1,0	200 x 1,0	250 x 1,0	210 x 1,0	220 x 1,0

TABELA 6 - Resultados médios da carga de tração (g) versus deformação (mm) obtidos com molas helicoidais construídas com fios Rock Mountain , Unitek , Australiano T.P. , e Dentaurum

Tipos	Marcas	R. Mountain	Unitek	Australia no TP	Dentaurum
0,016 pol. 0,381 mm		180 x 2,1	150 x 2,1	140 x 1,8	130 x 1,6
0,018 pol. 0,457 mm		180 x 1,6	260 x 2,5	250 x 2,3	220 x 1,6
0,020 pol. 0,533 mm		320 x 2,0	350 x 2,0	210 x 1,0	270 x 1,5

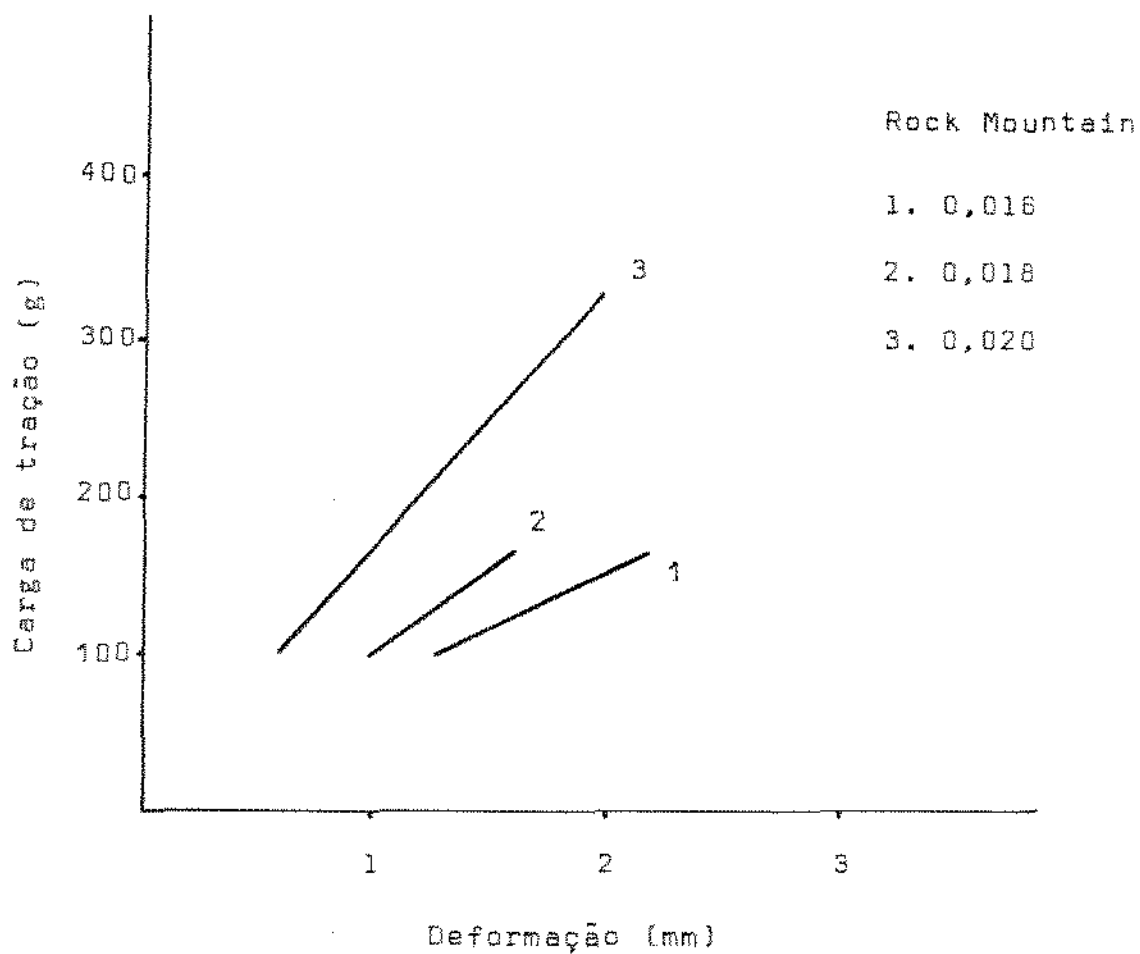


FIGURA 3 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,016 pol. (0,381 mm) , 0,018 pol. (0,457)mm) e 0,020 pol. (0,533 mm) de diâmetros, da marca comercial Rock Mountain.

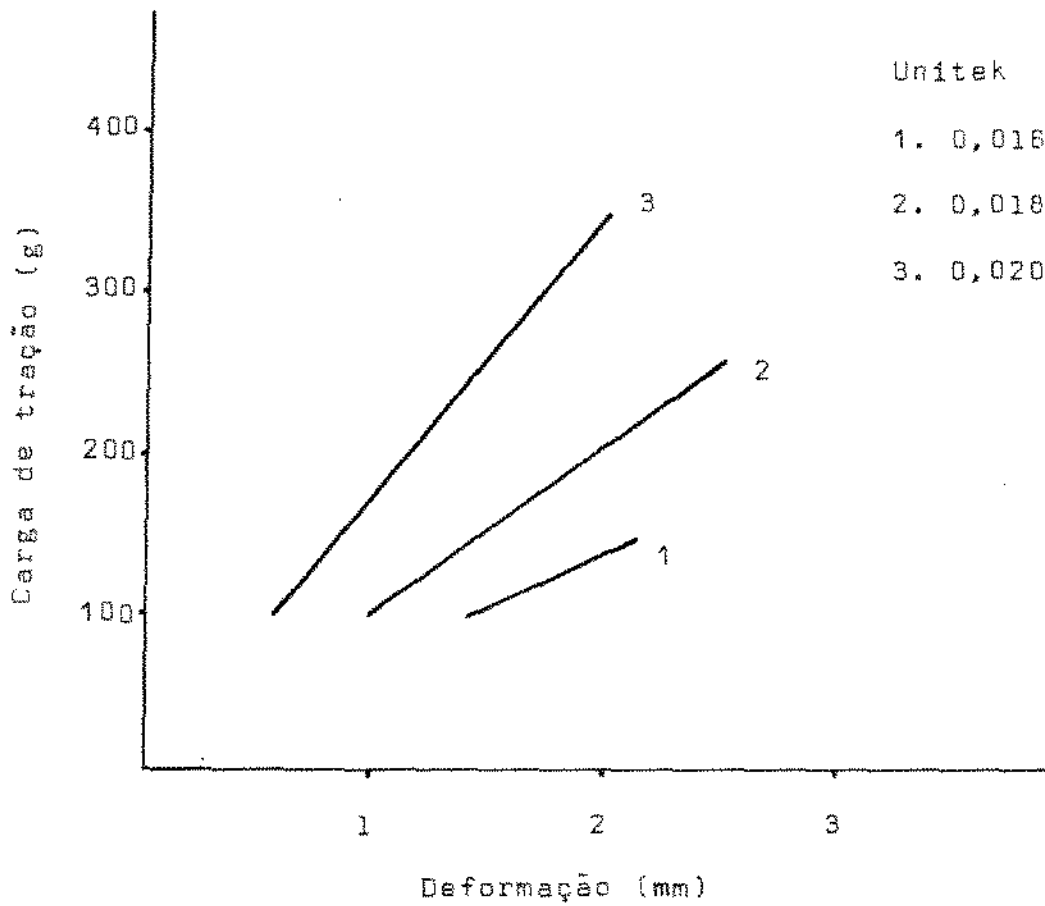


FIGURA 4 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,016 pol. (0,381 mm), 0,018 pol. (0,457 mm) e 0,020 pol. (0,533 mm) de diâmetros, da marca comercial Unitek.

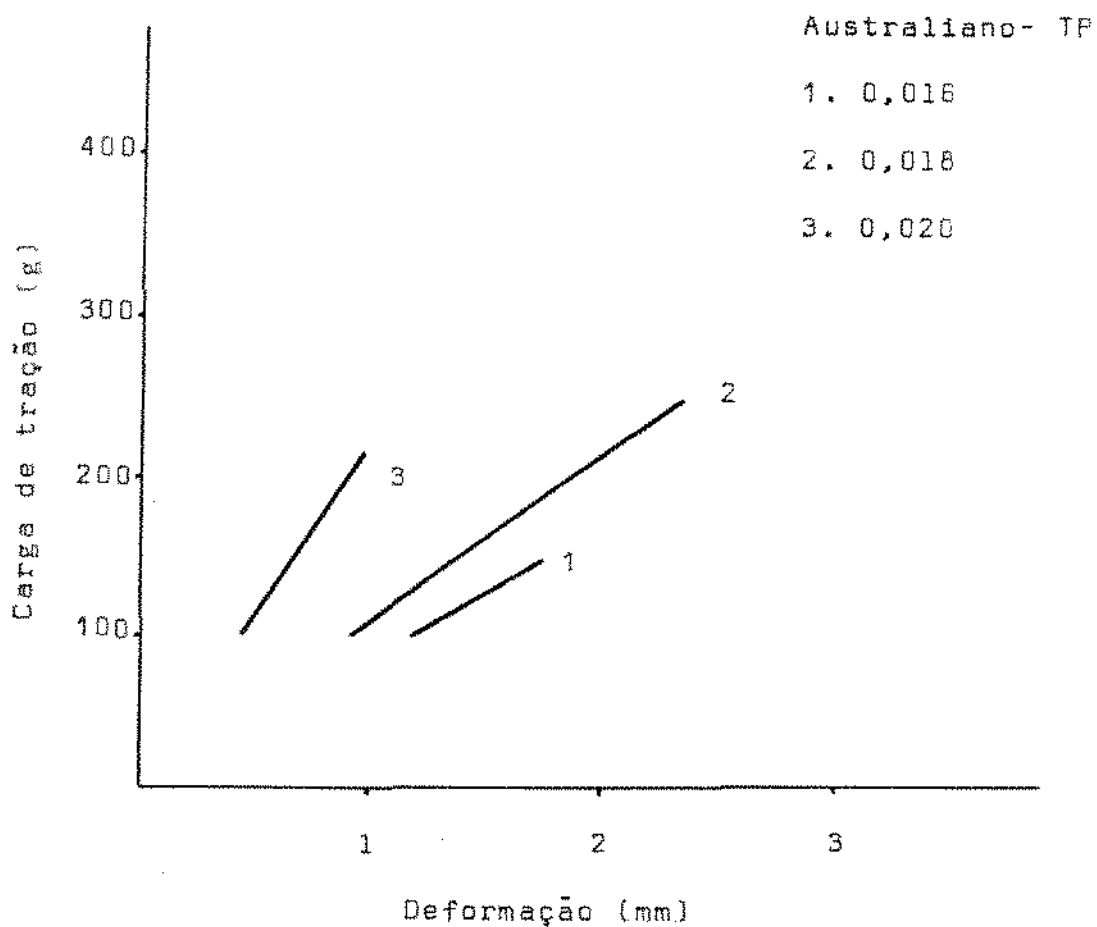


FIGURA 5 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,016 pol. (0,381 mm), 0,018 pol. (0,457 mm) e 0,020 pol. (0,533 mm) de diâmetros, da marca comercial Australiano TP.

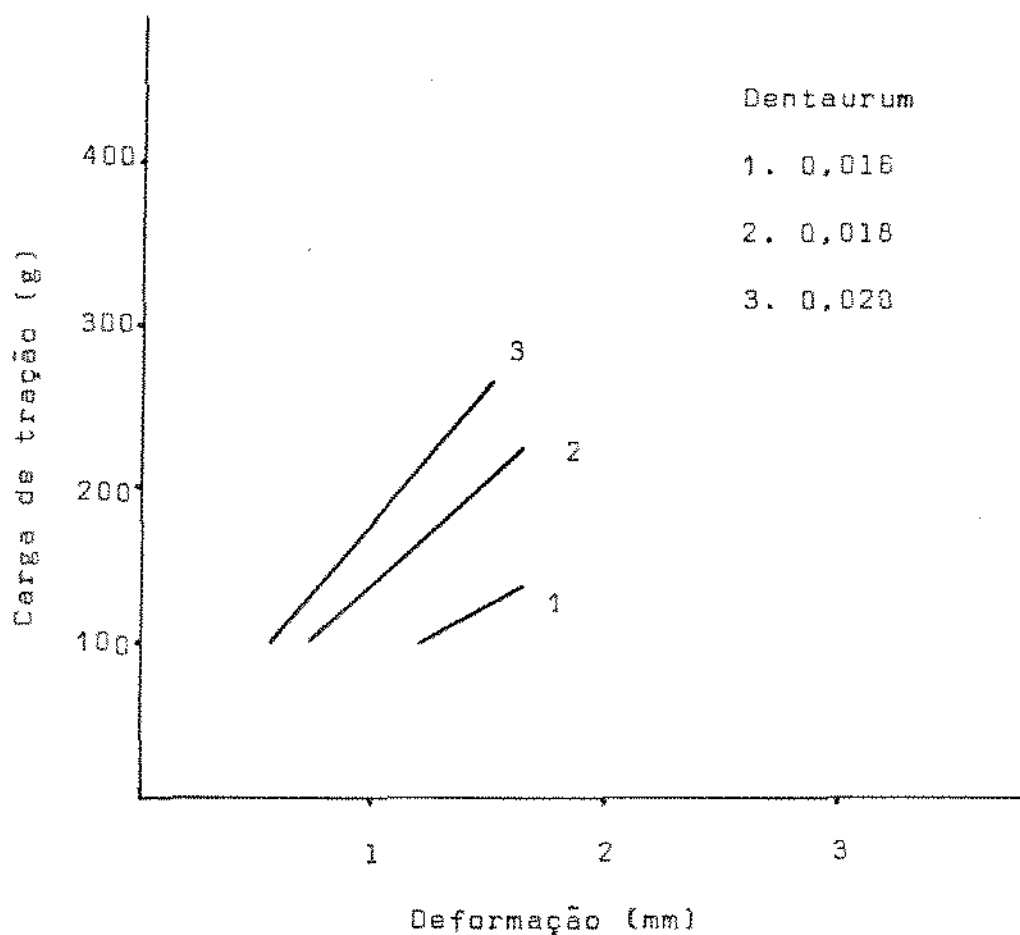


FIGURA 6 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,016 pol. (0,381 mm), 0,018 pol. (0,457 mm) e 0,020 pol. (0,533 mm) de diâmetros, da marca comercial Dentaurum.

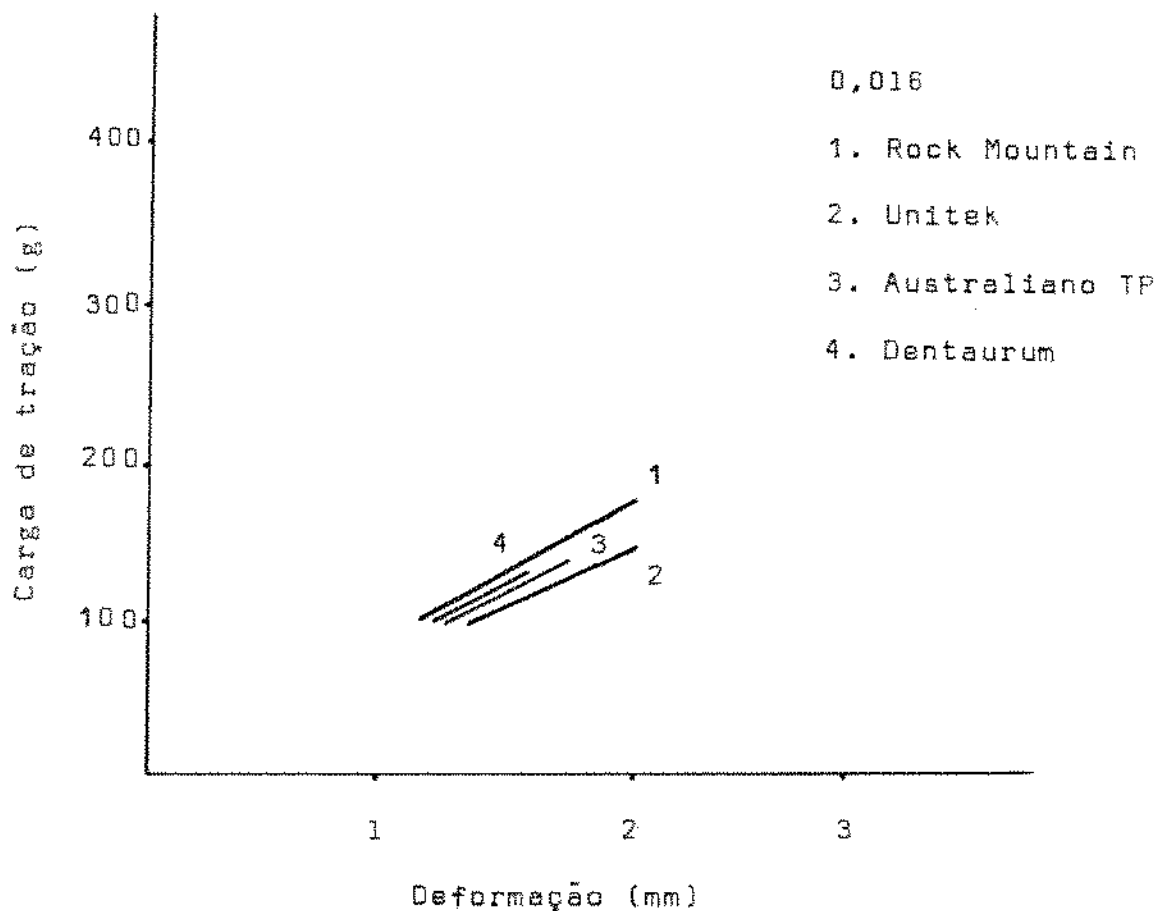


FIGURA 7 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,016 pol. (0,381 mm), das marcas Rock Mountain, Unitek, Australiano TP e Dentaurem.

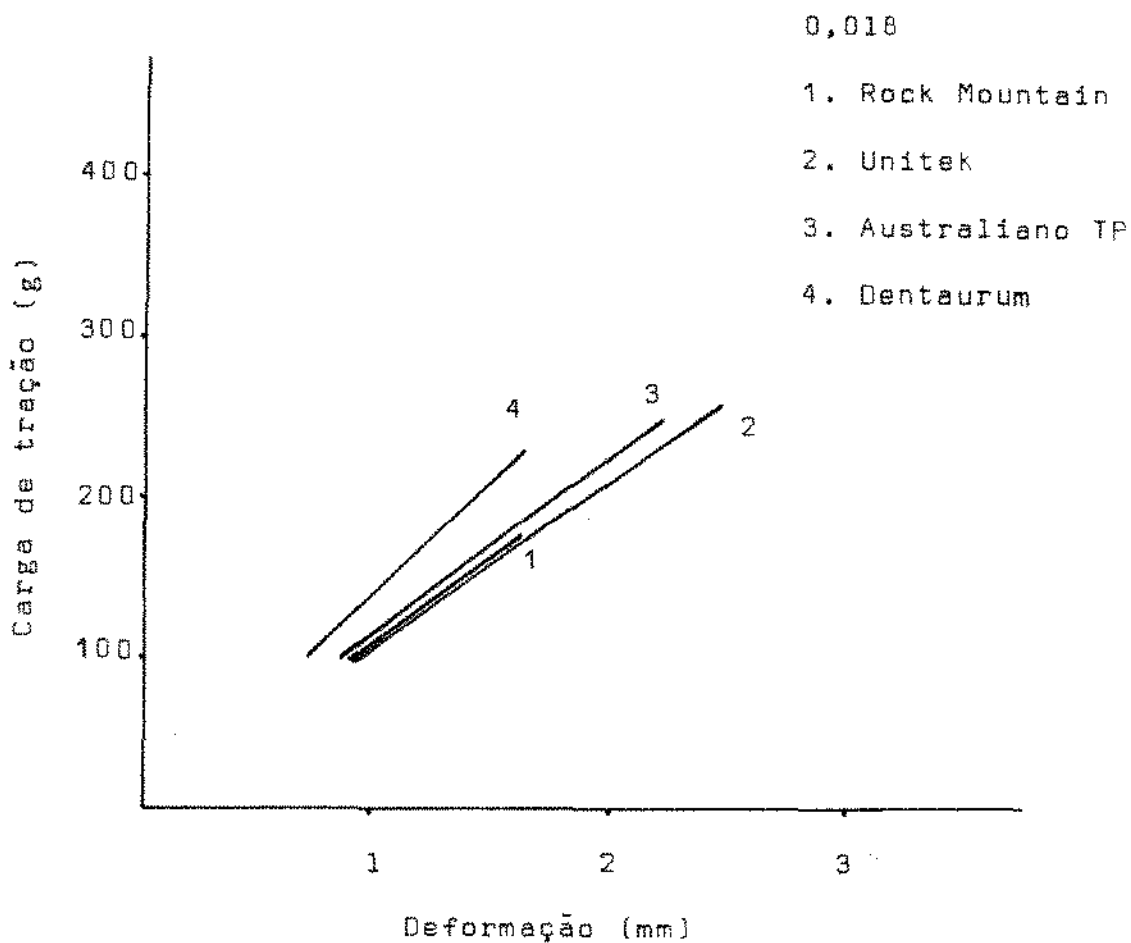


FIGURA 8 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,018 pol. (0,457 mm), das marcas Rock Mountain, Unitek, Australiano TP e Dentaurum.

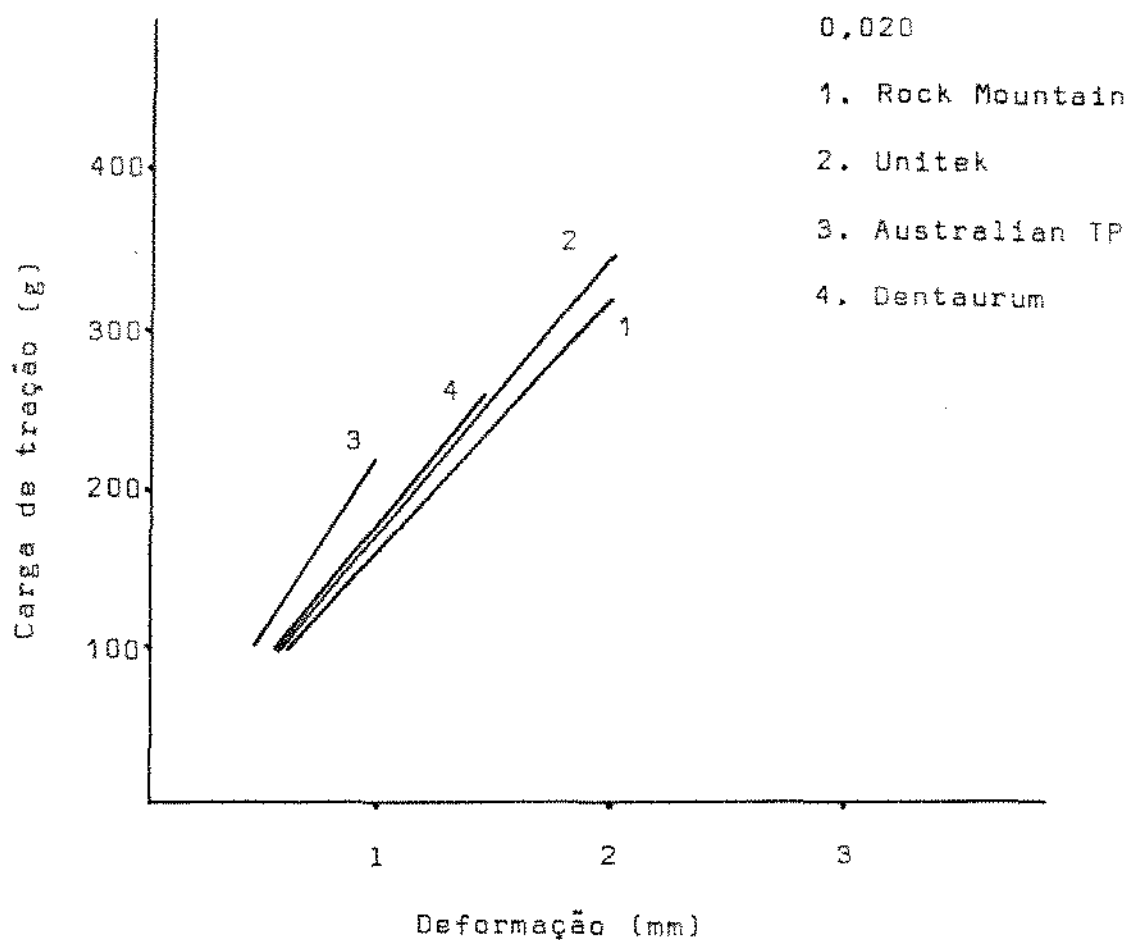


FIGURA 9 - Curva carga de tração-deformação de molas helicoidais, construídas com fios de 0,020 pol. (0,533 mm), das marcas Rock Mountain, Unitek, Australiano TP e Dentaureum.

6 - DISCUSSÃO

6 - DISCUSSÃO

Desde que SCHWARTZ¹² concluiu que um tratamento ortodôntico satisfatório seria obtido quando aos dentes fosse usada uma pressão contínua, não superior a pressão sanguínea capilar, muitos autores passaram a estudar o assunto. Assim, SMITH & STOREY¹³ estabeleceram que a força aplicada para a movimentação do canino é da ordem de 150 a 200 gramas.

Entretanto, com respeito aos instrumentos usados para a referida movimentação, HOTZ⁸ considerou que os fios dos aparelhos têm a sua elasticidade baseada em três propriedades: dureza, carga permitida e escala de ativação.

Resultados análogos foram por nós encontrados, os quais passaremos a discutir: Pelos dados da análise estatística (Tabela 7), verificamos que há diferença significativa entre as marcas diversas.

Por essa análise ainda notamos que uma diferença significativa existe entre os três calibres dos fios das molas, submetidas aos ensaios de tração.

A interação entre marcas e calibres mostrou-nos significância, o que motivou um desdobramento da análise, como mostra a Tabela 8. Os resultados dessa operação revelaram que para os calibres 0,018 pol. (0,457 mm) e 0,020 pol. (0,533 mm), existe uma diferença significativa entre as diversas marcas, porém, o mesmo não acontece com as marcas dentro do cali

bre 0,016 pol. (0,381 mm).

Após a elaboração da Tabela 9 , onde estão inseridas as médias dos resultados obtidos com todos os calibres e todas as marcas, desenvolvemos o teste de Tukey para comparação de médias de marcas, dentro do mesmo calibre.

Os resultados dessa operação, mostram que os valores conseguidos com as molas confeccionadas com fios de calibre 0,016 pol. (0,381 mm) , de todas as marcas, não apresentaram diferenças médias significativas entre si, uma vez que a D.M.S. é de 70,13%.

Ao analisarmos os valores obtidos com as molas de fios 0,018 pol. (0,457 mm), sob o mesmo índice de diferença, notamos que o resultado da marca Unitek é o de maior valor, seguido das marcas Australiano TP e Dentaurum, embora, estas não apresentem valores com diferença média significativa entre si. Porém, a marca Rock Mountain é a que apresentou o menor resultado.

Quanto as molas que utilizaram fios de calibre 0,020 pol. (0,535 mm) , os resultados podem ser vistos sob as seguintes comparações: 1) As marcas Unitek e Rock Mountain, não diferem significativamente entre si, embora, sejam superiores as demais ; 2) As marcas Australiano TP e Dentaurum são as menores e não diferem significativamente entre si ; 3) Comparando-se os resultados das marcas Rock Mountain e Australia no TP notamos que existe diferença média significativa entre

ambas.

Analisando os resultados médios inseridos na Tabela 6, verificamos que o maior resultado médio corresponde a 350 gramas, obtido com molas confeccionadas com fio, 0,020 pol. (0,533 mm), da Unitek, o que significa mais do que o dobro de 150 gramas, carga recomendada pela maioria dos autores, como suficiente para a movimentação dos dentes, especialmente por LEE⁷. Esse autor aplicou em seus experimentos uma força de 450 gramas produzida por mola helicoidal, porém, concluiu que a força ótima situa-se na escala de 150 a 260 gramas. Os resultados por nós encontrados situam-se acima do recomendado por SMITH & STOREY¹³, com excessão dos obtidos com as molas cujos fios tinham 0,016 pol. (0,381 mm) de diâmetro, fabricados pelas firmas Australiano TP e Dentaurum.

Podemos também verificar em nosso trabalho que a espessura do fio é fator decisivo na resistência à tração das molas helicoidais, o que parece corroborar os dados de RAMOS, WEIMER e HANNA¹⁰, nos quais mostram que um aumento de 0,051 mm no diâmetro do fio resultou num aumento de força duas vezes maior para cada grau de ativação no bráquete. Entretanto, ao analisarmos os resultados médios da Tabela 6, deparamos com alguns dados contraditórios à afirmativa anterior. Tal discrepância ocorreu com as molas fabricadas com fios das marcas Rock Mountain (não houve aumento de carga nas molas com fio de 0,457 mm) e Australiano TP (houve diminuição ao invés

de aumento na carga das molas com fio 0,533 mm).

Poderíamos supor, a nosso vêr, que essa divergência de valores poderia ter sido provocada por falha na trefilagem do fio utilizado, bem como pelo recozimento e têmperas inadequadas, ou ainda, pelo tipo de aço inoxidável usado na confecção do fio.

7 - CONCLUSÃO

7 - CONCLUSÃO

De acordo com os dados obtidos, analisados e discutidos, julgamos que podemos emitir as seguintes conclusões:

- 1 - A força máxima de tração das molas helicoidais ficou estabelecida numa escala, cuja carga mínima foi de 130 gramas (fio 0,381 mm, da Dentaurum) e a máxima de 350 gramas (fio 0,533 mm, da Unitek).
- 2 - A espessura do fio é fator decisivo na magnitude da carga de tração, de tal modo que aumentando o calibre do fio, observamos um aumento da resistência à tração das molas.
 - 2.1 - Nas molas construídas com fios 0,457 mm (Rock Mountain) e 0,533 mm (Australiano TP), observamos uma inversão de valores que poderia ter sido provocada pela fabricação do fio.
- 3 - A influência da manufatura do fio com características similares, na magnitude do esforço das molas pode ser interpretada como:
 - 3.1 - Fio de 0,016 pol. (0,381 mm): Todas as marcas não apresentaram diferenças médias significativas entre si.

- 3.2 - Fio de 0,018 pol. (0,457 mm): As molas com fio Unitek apresentaram o maior valor, seguido das marcas Australiano TP e Dentaurum, que não diferem entre si. O menor valor foi apresentado pela marca Rock Mountain.
- 3.3 - Fio de 0,020 pol. (0,533 mm): As molas com fios Unitek e Rock Mountain não diferem entre si, embora, sejam superiores as demais. As molas com fios Australiano TP e Dentaurum são as de menores resultados e não diferem entre si.

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ARBUCKLE, G. R. & SONDHI, A. Canine root movement: An evaluation of root springs. Am. J. Orthod., 77(6) 626-635, June 1980.
- 2 - BURSTONE, C. J. & GROVES, M. H. Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. J. dent. Res., 39(4): 695, July, 1960. (Abstract).
- 3 - BURSTONE, C. J. ; BALDWIN, J. J. ; LAWLESS, D. T. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod., 31(4): 1-14, Jan. 1961.
- 4 - BURSTONE, C. J. & KOENIG, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. Am. J. Orthod., 70(1): 1-20, July 1976.
- 5 - FASTLICHT, J. Efficient canine retraction with the universal appliance. Am. J. Orthod., 64(3): 270-277, Sept. 1973.
- 6 - HALDERSON, H. ; JOHNS, E. E. ; MOYERS, R. The selection of forces for tooth movement. Am. J. Orthod., 39: 25-35, 1952.
- 7 - LEE, B. W. Relationship between tooth-movement rate and estimated pressure applied. J. dent. Res., 44(5): 1053, Sept./Oct., 1965 (Abstract).

- 8 - HOTZ, B. Force determination and control in orthodontics. J. dent. Ass. S. Africa, 19: 370-373, Dec. 1964.
- 9 - LINO, A. P. Avaliação de propriedades mecânicas de algumas formas de alça de retração ortodôntica, em função do tratamento térmico. Fac. Odontologia de São Paulo, SP., 1970. p. 67 (Tese de Doutorado).
- 10 - RAMOS, D. F. ; WEIMER, A. D. ; HANNA, M. A study of the forces produced by various preformed uprighting springs. Am. J. Orthod., 76(6): 637-645, Dec. 1979.
- 11 - REYTAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am. J. Orthod., 43(1): 32-45, Jan. 1957.
- 12 - SCHWARTZ, A. M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int. J. Orthod. Oral Surg. Rad., 18: 331-351, 1932.
- 13 - SMITH, R. & STOREY, E. The importance of force in orthodontics. The design of cuspid retraction springs. Austr. Dent. J., 56(6): 291-304, Dec. 1952.
- 14 - STONER, M. M. Force control in clinical practice. I- An analysis of forces currently used in orthodontic practice and a description of new methods of contouring loops to obtain effective control in all three plane of space. Am. J. Orthod., 46(3): 163-186, Mar. 1960.

- 15 - STOREY, E. & SMITH, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Austr. J. Dent., 56(1): 11-18, Feb., 1952.
- 16 - STUTEVILLE, O. H. Injuries to the teeth and supporting structures caused by various orthodontic appliances, and methods of preventing these injuries. J. Ame. dent. Ass., 24: 1494-1507, Sept. 1937.
- 17 - STUTEVILLE, O. H. Injuries caused by orthodontic forces and the ultimate results of these injuries. Am. J. Orthod., 24: 103-116, Feb. 1938.

9 - APĚNDICE

ANÁLISE ESTATÍSTICA

TABELA 7 - Análise de variância

Causa de Variação	G. L.	S. Q.	Q. M.	F
Marcas (M)	3	27.900,0	9.300,0	5,37 *
Calibres (C)	2	195.943,4	97.971,7	56,64 *
Interação M x C	6	51.590,0	8.598,3	4,97 *
Resíduo	48	83.040,0	1.730,0	
Total	59	358.473,4		

TABELA 8 - Análise de variância com desdobramento da interação

Causa de Variação	G. L.	S. Q.	Q. M.	F
Calibres	2	195.943,4	97.971,7	56,64
Marcas 0,016	3	7.135,0	2.378,3	1,37
Marcas 0,018	3	15.615,0	5.205,0	3,00 *
Marcas 0,020	3	56.740,0	18.913,3	10,93 *
Resíduo	48	83.040,0	1.730,0	
Total	59	358.473,4		

TABELA 3 - Médias

Calibres	Marcas				
	R. M.	U.	D.	A.	Geral
0.016 (0,381 mm)	182,4	148,0	134,0	138,0	150,60
0.018 (0,457 mm)	182,4	264,0	216,0	252,0	228,60
0.020 (0,533 mm)	324,0	354,0	272,0	214,0	291,00

TESTE DE TUKEY

Comparação de médias de marcas, dentro do mesmo calibre.

$$\begin{aligned}
 \text{D.M.S.} &= q \sqrt{\frac{\text{Q.M.R.}}{5}} && q \text{ (obtido em tabela)} \\
 &= 3,77 \sqrt{\frac{1.730}{5}} && = 3,77 \sqrt{346} \\
 &= 3,77 \times 18,60
 \end{aligned}$$

$$\text{D.M.S.} = 70,13$$

10 - RESUMO

10 - RESUMO

4275/BC

A finalidade desta investigação foi verificar a carga produzida pela mola helicoidal usada no sistema de movimentação dos dentes, quando ativada por carregamento contínuo de tração. Os corpos de prova (6 mm de haste, espiral de uma volta com 2 mm de diâmetro) foram confeccionados com fios de 0,381 mm , 0,457 mm e 0,533 mm de diâmetros, das marcas comerciais Rock Mountain , Unitek , Australiano TP e Denta^urum. Cinco amostras foram feitas para cada tipo de fio e os testes de tração foram efetuados num aparelho Instron, modelo 1130. O limite proporcional da mola helicoidal foi determinado no gráfico, considerando as variáveis carga de tração versus deformação. Os resultados indicam que:

- A - Não existe diferença significativa entre as marcas estudadas, quando se considerou o fio de 0,381 mm de diâmetro;
- B - Para o fio 0,547 mm de diâmetro, a marca Unitek, mostrou-se superior aos apresentados pelas Australiano TP , Rock Mountain e Denta^urum;
- C - Com respeito ao fio 0,533 mm de diâmetro, verificou-se que a Unitek e a Rock Mountain são maiores do que as Denta^urum e Australiano TP.

O PRESENTE TRABALHO FOI APRESENTADO A EXAME DE MESTRADO NO DIA _____ DE _____ DE 19__ E CONSIDERA DO _____ COM A AVALIAÇÃO _____ TENDO SIDO EXAMINADORES,

(NOMES)

(FACULDADES)