

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara

SERGEI GODEIRO FERNANDES RABELO CALDAS

*Avaliação do sistema de força e
estabilidade a longo prazo gerado
por molas “T” do grupo B*

SOLIS DOMI SALVS

Araraquara

2010

Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

Faculdade de Odontologia de Araraquara

SERGEI GODEIRO FERNANDES RABELO CALDAS

Avaliação do sistema de força e estabilidade a longo prazo gerado por molas “T” do grupo B

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas - Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Araraquara

2010

Caldas, Sergei Godeiro Fernandes Rabelo

Avaliação do sistema de força e estabilidade a longo prazo gerado por mola “T” do grupo B / Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas.– Araraquara: [s.n.], 2010.

123 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientadora : Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

1. Ortodontia 2. Biomecânica 3. Movimentação dentária I. Título

SERGEI GODEIRO FERNANDES RABELO CALDAS

Avaliação do sistema de força e estabilidade a longo prazo gerado por molas "T" do grupo B

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

2° Examinador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

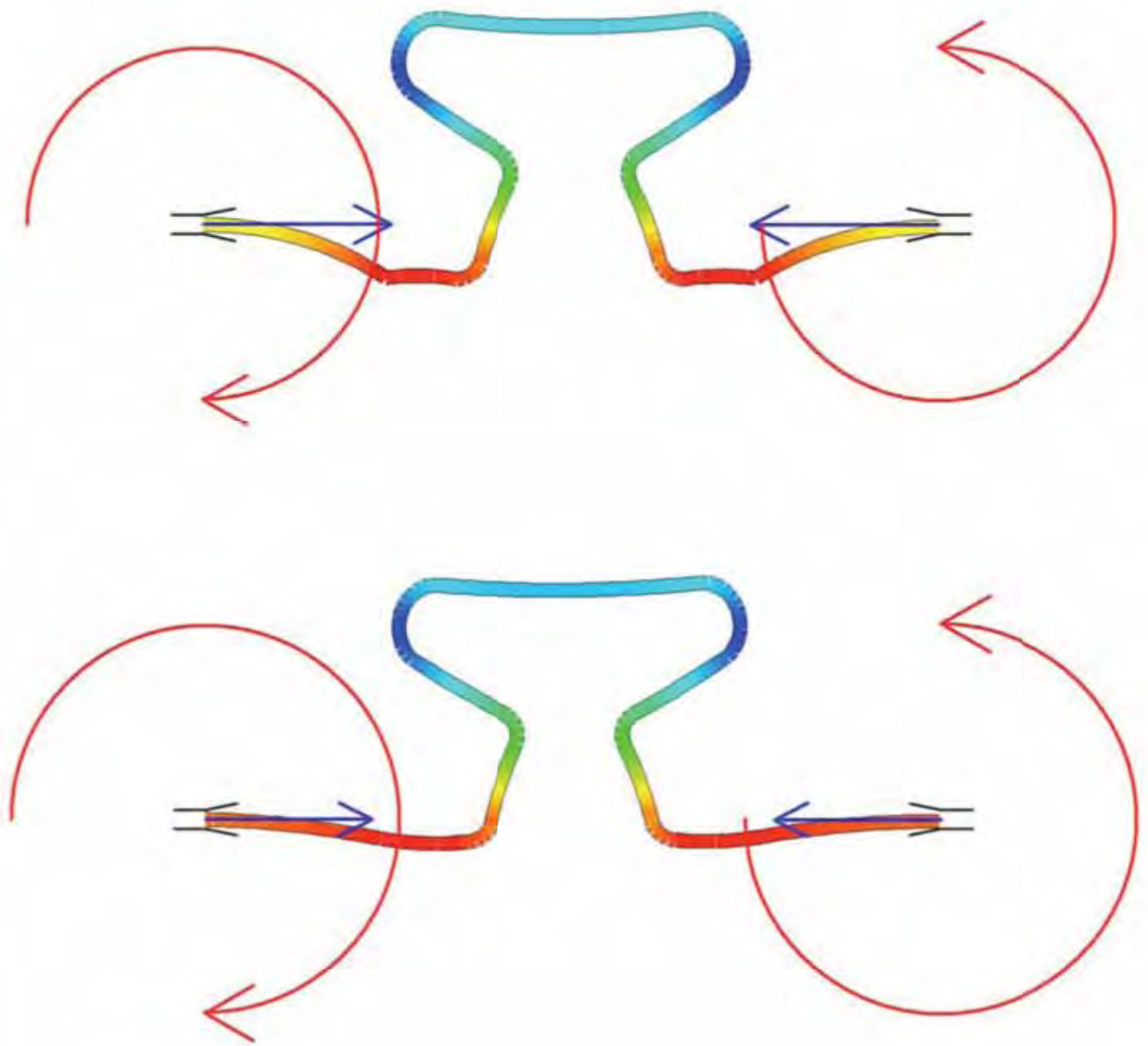
3° Examinador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

Araraquara, 20 de Agosto 2010

DADOS CURRICULARES*Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas*

- Nascimento:** 05/08/1980 - Natal/RN
- Filiação:** João Batista Rabelo Caldas
Maria Terezinha Godeiro Fernandes Rabelo Caldas
- 2000-2002:** Curso de Graduação em Odontologia na Universidade Federal de Pernambuco - UFPE
- 2002-2004:** Curso de Graduação em Odontologia na Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
- 2004-2005:** Curso de Aperfeiçoamento em Ortodontia Preventiva e Interceptativa na Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
- 2005-2008:** Curso de Especialização em Ortodontia na Associação Brasileira de Odontologia secção do Rio Grande do Norte - ABO/RN
- 2008-2010:** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, nível Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr/UNESP
- Associações:** Associação Brasileira de Odontologia - ABO/RN
Associação Brasileira de Ortodontia - ABOR/RN
Associação dos Ex-Alunos de Ortodontia de Araraquara - AOA
Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica - SBPqO

DEDICATÓRIA



DEDICATÓRIA

À Deus, por ser a força maior que guia nossas vidas!! Obrigado por sempre estar comigo em todas as horas.

Aos meus pais, João Batista Rabelo Caldas e Maria Terezinha Godeiro Fernandes Rabelo Caldas, pelo amor e apoio incondicional. Vocês são meu porto seguro, meu exemplo de vida!!

Painho, minha vocação vem do seu dom de ensinar com tanto amor e carinho. Exemplo de PAI, profissional e professor. Até hoje, teve como meta de vida, trabalhar MUITO, para apenas ter condições de educar os filhos. Olhe para os seus três filhos... o senhor conseguiu!!

Mainha, exemplo de MÃE e MULHER!! Abdicou o início de sua juventude para acompanhar o marido e cuidar dos filhos. Hoje está colhendo os frutos da família que construiu. A senhora é exemplo de determinação, amor, paciência, honestidade, caráter e carisma.

Sem o apoio emocional e financeiro de vocês eu não teria conseguido...

Obrigado Deus, por fazer parte dessa família!! AMO MUITO vocês!!

À minha esposa, Marília Regalado Galvão Rabelo Caldas, pelo amor incondicional e abdicção de seus planos para seguir os meus. Hoje tenho condições de trabalhar tranquilo por tê-la ao meu lado, sempre tão carinhosa,

incentivadora e paciente. Compartilhar meu amor com você foi a decisão mais acertada da minha vida!! Obrigado por me fazer tão feliz...

TE AMO DE MAJS!!!

Aos meus irmãos, **Vladimir e Boris**, por sempre me incentivarem e vibrarem com minhas conquistas. Desculpa pela ausência neste período longe de casa... **Vladi**, obrigado pelo suporte aos nossos pais na minha ausência. Você é parte fundamental para que pudesse vir tranquilo fazer meu Mestrado. Meu sinceros, muito obrigado!!

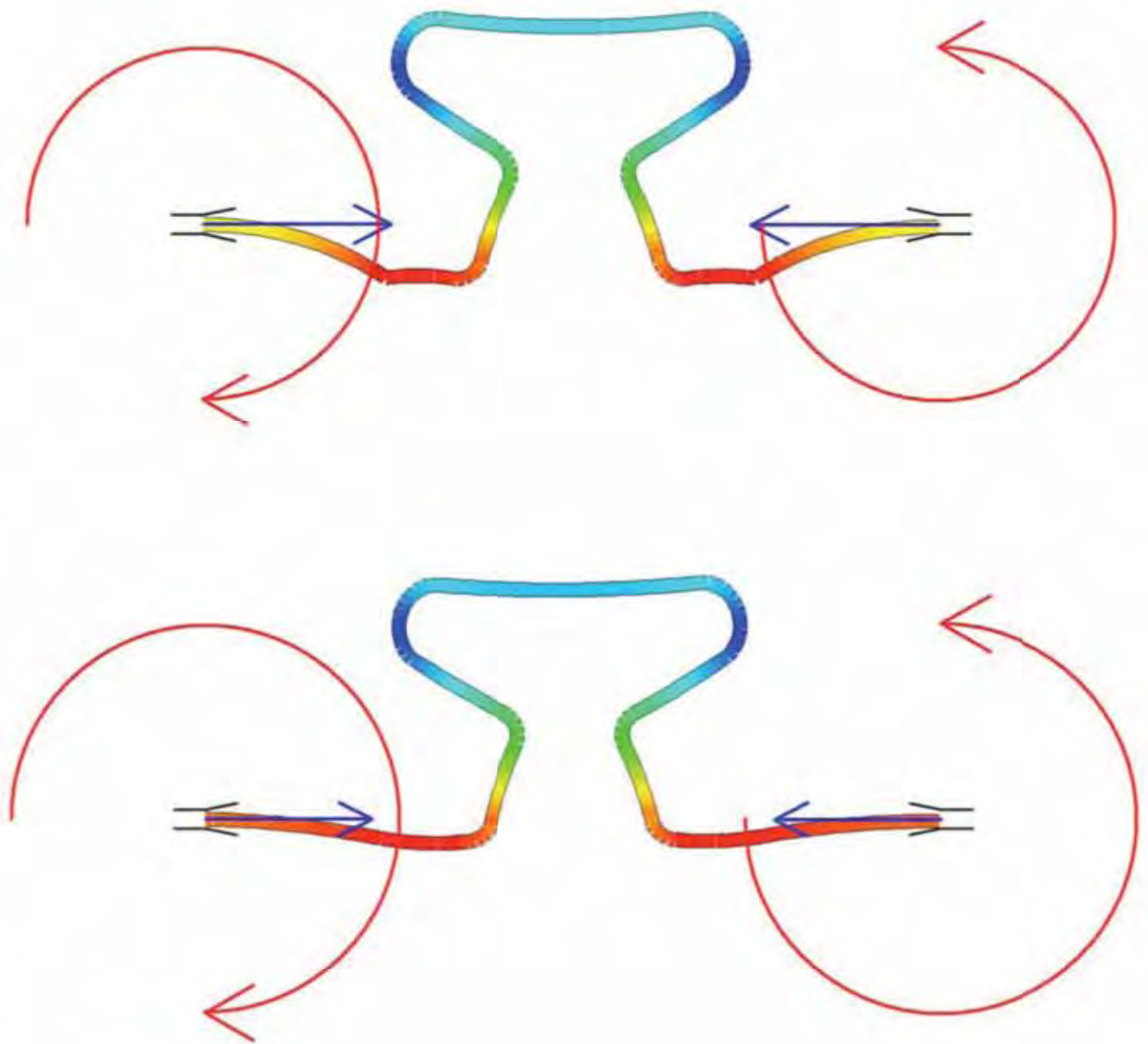
Aos meus avós maternos, **Liberalino e Maria Godeiro (Biia)** e avós paternos, **Odemar e Laura**, por terem iniciado este sonho a muito tempo atrás. O sacrifício de vocês para educarem os filhos, fizeram com que um neto de vocês realizassem o sonho de estudar em São Paulo e concluir o Mestrado em tão respeitada Universidade. Em especial, a minha **Vó Biia**, rezo para senhora todos os dias, minha força e fé vem de sua determinação. SAUDADES...

"Se cheguei onde cheguei e consegui fazer tudo o que fiz, foi porque tive a oportunidade de crescer bem, num bom ambiente familiar, de viver bem, sem problemas econômicos e de ser orientado no caminho certo nos momentos decisivos de minha vida."

(Ayrton Senna)

AGRADECIMENTOS

ESPECIAIS



AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha orientadora, **Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins**, não tenho como expressar minha gratidão por sua enorme generosidade, confiança, orientação, amizade, ensinamentos, exemplos de ética e profissionalismo e, acima de tudo, pelo estímulo, compreensão, confiança e respeito sempre depositados.

Agradeço por ter tido a felicidade de ser escolhido como seu orientado e hoje, tenho um carinho maternal e a certeza que posso contar com a senhora para o que precisar na minha vida.

Meus sinceros agradecimentos!

À meu co-orientador, **Prof. Dr. Renato Parsekian Martins**, por não medir esforços em me ensinar e fazer entender o fascinante mundo da biomecânica científica.

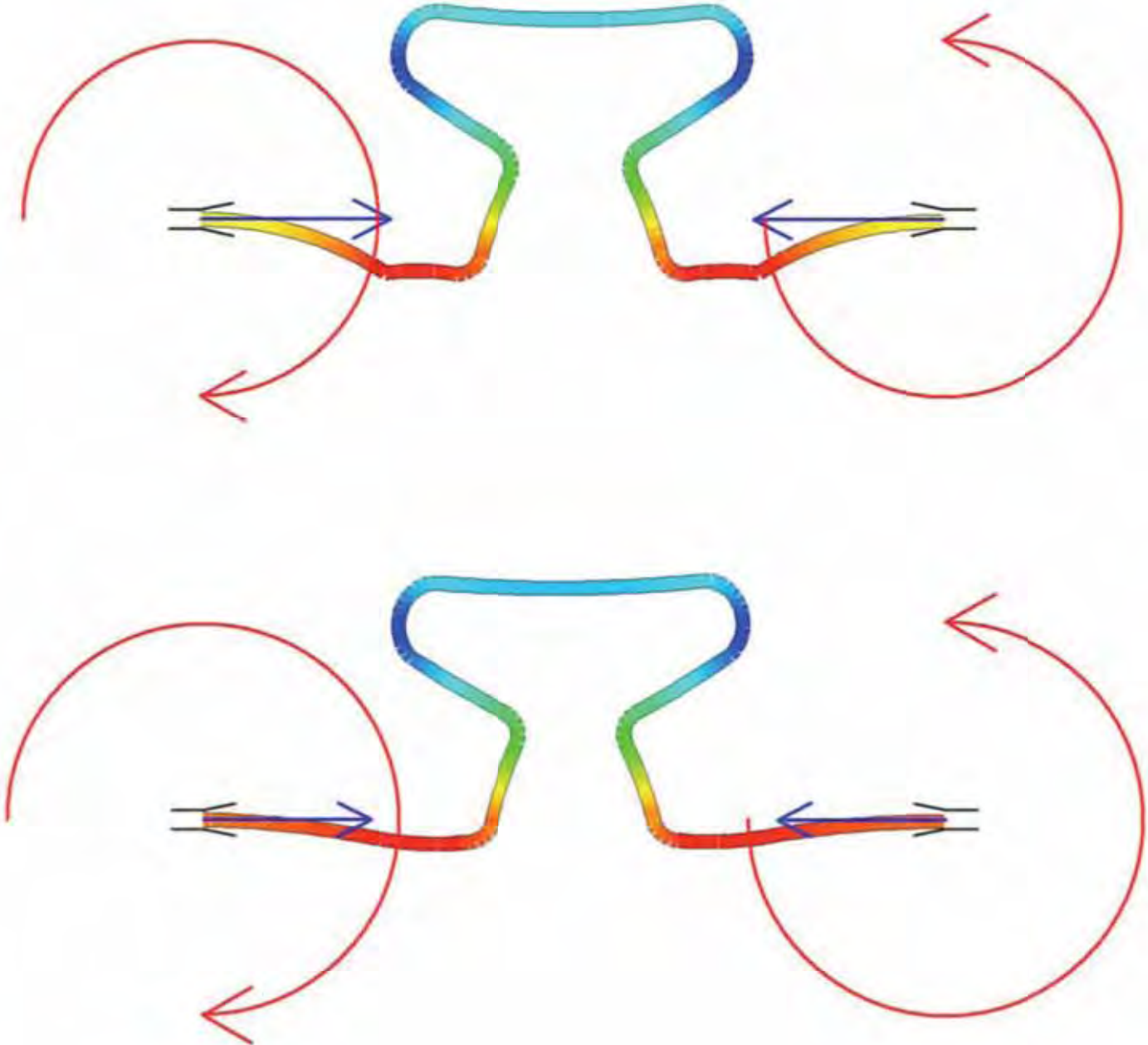
Agradeço pela confiança em me passar todo o seu material científico, na paciência em ensinar estatística e funcionalidade do Excel, além de, vibrar e vivenciar junto comigo os resultados e análises do nosso trabalho. Te ver correndo atrás para entender alguns dos resultados, me faz ter a certeza que fizemos um trabalho ímpar e aprofundado no estudo da mola "T".

Além disso, tentar acompanhar teu raciocínio foi a tarefa mais árdua do Mestrado, contudo me fez estudar cada vez mais, ser mais crítico e lutar por uma Ortodontia baseada em evidências.

Meus sinceros agradecimentos!

À meu amigo e concunhado, **Alexandre Antonio Ribeiro**, por ser meu grande companheiro e incentivador na Ortodontia. Sua inteligência e capacidade me faz querer buscar cada vez mais o conhecimento científico. Na especialização, quando nos reuníamos aos sábados durante os 3 anos do curso, tivemos a oportunidade de realizarmos vários trabalhos, contudo não tínhamos suporte estrutural para realização de nossas idéias. Agora juntos novamente, vamos fazer acontecer e colocar no papel nossas inquietações ortodônticas. Agora é a hora...

AGRADECIMENTOS



AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na presença de seu Magnífico Reitor Herman Jacobus Cornelis Voorwald.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr, da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla e de sua vice diretora Profa. Dra. Andreia Affonso Barreto Montandon.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, representados pelo Chefe de Departamento Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior e pela vice-chefe Profa. Dra. Angela Cristina Cilense Zuanon.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, coordenado pela Profa. Dra. Josimeri Hebling Costa e Prof. Dr. Edson Alves de Campos, pela oportunidade de ser aluno deste tão conceituado programa.

Aos docentes da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto, Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Prof. Dr. João Roberto Gonçalves, Profa.

Dra. Lídia Parsekian Martins, Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior e Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima, pela convivência e contribuição à minha formação profissional.

Aos docentes da **Disciplina de Odontopediatria** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Profa. Dra. Ângela Cristina Cilense Zuanon, Prof. Dr. Cyneu Aguiar Pansani, Profa. Dra. Elisa Maria Aparecida Giro, Prof. Dr. Fábio César Braga de Abreu e Lima, Profa. Dra. Josimeri Hebling Costa, Profa. Dra. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto (Tuka) e Profa. Dra. Rita de Cássia Loiola Cordeiro. Em especial à **Profa. Tuka**, pela oportunidade ímpar de compartilhar de seus conhecimentos, experiências profissionais e de vida, expresso meus sinceros agradecimentos, admiração e profundo respeito.

Aos funcionários do **Departamento de Clínica Infantil** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Antonio Parciaseppe Cabrini, Célia Aparecida Brogna Braga da Silva, Cristina Ferreira Affonso, Dulce Helena de Oliveira, Odete Amaral, Pedro César Alves, Regina Aparecida Favarin Bausells, Sílvia Maria Sandaniello, Sônia Maria Tircailo e Tânia Aparecida Moreira dos Santos, pelo convívio agradável e por sempre nos auxiliarem.

Aos funcionários da **Seção de Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Mara Cândida Munhoz do Amaral, Rosangela Aparecida Silva dos Santos, José Alexandre Garcia e

Flávia Souza de Jesus, pelo auxílio prestado durante todo o curso e pela atenção com que sempre atenderam às minhas solicitações.

Ao Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto, Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins e Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior, pelo imenso orgulho de ser aluno de vocês. Expresso meus sinceros agradecimentos, admiração e profundo respeito. Eu sempre sonhei em estudar nesta casa, obrigado por confiarem em mim!!

Ao Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu, pela orientação na utilização do sistema de ensaio mecânico. Sua disponibilidade e atenção foram fundamentais para a conclusão do trabalho. Meus sinceros, muito obrigado!!

Aos amigos de turma do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, Nível Mestrado da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Mário Lania de Araújo, Milena Andrade Araújo, Patrícia Bicalho de Mello e Sandra Patrícia Palomino Gomes, pela amizade e convivência não somente nas atividades científicas, mas em todos os momentos.

Aos amigos do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, Nível Mestrado da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Camilla Jvini Viana Vieira, Jsabela Parsekian Martins, Taisa Boamorte Ravelli, Tiago Turri de Castro Ribeiro, Ana Patrícia de Sousa Pereira,

Cibele Braga de Oliveira, Kélei Cristina de Mathias Almeida, Liliane de Carvalho Rosas Gomes, Patrícia Alves Ferreira Amato e Vanessa Barbosa da Silva. Em especial à amiga **Camilla**, pela apoio incondicional durante a realização dos ensaios mecânicos. Serei eternamente grato a sua ajuda. Muito obrigado!!

Aos amigos do curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração em Ortodontia, Nível Doutorado da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Adriano Porto Peixoto, Aldrieli Regina Ambrósio, Alexandre Protasio Vianna, Amanda Fahning Ferreira Magno, André da Costa Monini, André Wilson Lima Machado, Aparecida Fernanda Meloti, Denise Rocha Góes Landazuri, Helder Baldi Jacob, Ingrid Madeira Nunes, Luana Paz Sampaio Dib, Luis Guilherme Martins Maia, Renata de Cássia Gonçalves, Roberta Maria de Paula Amaral, Savana Maia Gallo e Tatiana Banzato Kreia, pela amizade, carinho e convívio. Em especial aos amigos **Alexandre, André Monini, André Machado e Luis Guilherme**, pela parceria de trabalho e transmissão de conhecimentos e experiências.

À todos os meus **familiares**, por sempre acreditarem em mim, pelo valioso incentivo, harmonia e amor permutado. Em especial à **Tio Júnior**, meu padrinho querido, sempre me educando e aconselhando para o caminho do bem.

Às minhas **cunhadas** Kalyna Maia Diógenes e Juliana Andrade Mesquita, pelo carinho e atenção que têm por mim.

Aos meus **sobrinhos** Diego e Beatriz, pelo sorriso no rosto quando nos reencontramos em Natal. Tio Sergei sente muita saudade do carinho de vocês.

Aos meus **sogros** João Carlos Fagundes Galvão e Lenira Regalado Galvão, minhas **cunhadas** Camila e Beatriz, e meus **conjunhados** Ruthnaldo e Alexandre, pelo amor, carinho e convivência sempre tão agradável.

À querida **Julieta Galvão (Fujú)**, pelo amor incondicional e por sentir tanto com nossa partida para Araraquara. Você é muito especial para a gente!!

Aos **docentes da Especialização em Ortodontia da ABO/RN**, Cícero Florêncio Filho, Heitel Cabral Filho, Marcus Vinícius Almeida de Araújo, Otávio José Praxedes Neto e Rildo Medeiros Matoso, por terem sido os responsáveis pela construção do meu alicerce científico na Ortodontia e convivência tão agradável durante os três anos do curso. Em especial, ao **Prof. Heitel e Prof. Marcus Vinícius**, por terem sempre acreditado e incentivado meu sonho acadêmico e serem meu referencial na profissão.

À **Profa. Dra. Hallissa Simplício**, por ter sempre me apoiado e acreditado no meu potencial. Trabalhei muito estes dois anos para honrar sua indicação. Muito obrigado pelas orientações, indicações e convites.

Aos amigos do *Curso de Especialização em Ortodontia da ABO/RN*, Adriana, Alexandre, Ana Paula, Ângela, Edrisi, Enzo, Flávia, João Humberto (Joca), Lislye, Luciana, Nara, pelo incentivo e amizade.

Aos amigos, *Norberto Batista de Faria Júnior e Gustavo Sivieri de Araujo*, pelo acolhimento e apoio incondicional nos meus primeiros passos em Araraquara. Sou profundamente grato à ajuda de vocês. Meus sinceros, muito obrigado!!

Aos amigos, *Bruno Xavier de Carvalho e Ana Luísa Rocha*, pela agradável convivência e os excelentes momentos que temos passados em Araraquara. Quem está comendo uma buchada e picado com farinha (de Brejinho), feijão verde, camarão, lagosta...neste momento no Estado de São Paulo e região? Nossos almoços nordestinos serão inesquecíveis!!

Ao amigo, *Fábio Ferreira de Souza Abbott Galvão (Fabinho)*, que apesar de conhecê-lo a tão pouco tempo, parece que somos amigos de infância. Sua alegria faz muita falta para todos nós em Araraquara.

Aos amigos Natalenses, especial a *Artur Wagner, José Humberto (Joca) e Tiago Peixoto*, pela amizade verdadeira, por sempre torcerem por mim e pelo apoio apesar da distância.

Aos amigos Pernambucanos da Turma 2004.2 do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Pernambuco – Turma dos Iluminados, em especial ao grande amigo João Thomaz Lins de Araújo, pela amizade verdadeira e por terem sido os primeiros a me incentivarem na carreira acadêmica. Me lembro como se fosse hoje, depois do primeiro seminário de Anatomia:

- Potiguar...você tem que ser professor!!

Estou no caminho meus amigos...Saudades!!

Aos amigos, Andrés, Antônio, Carol, Erica, Fabiana, Fabiano, Felipe, Fernanda, Leila, Marcell, Ruy e Santiago, pela amizade sincera e por todo apoio, carinho e alegria.

Ao amigo e Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, pelo apoio nos ensaios mecânicos e amizade construída.

Ao Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz, pela confiança, atenção e contribuição no desenvolvimento da minha dissertação e pesquisas na UNESP.

À Prof. Dra. Ana Maria Elias, pela execução da análise estatística do trabalho. Muito obrigado pela paciência e atenção!!

À Maria do Carmo, pela ajuda com os formulários, compras e prestação de contas referentes ao auxílio pesquisa concedido pela FAPESP.

Aos funcionários do Gestos - Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços, pela prontidão e gentileza com que me atenderam sempre que precisei.

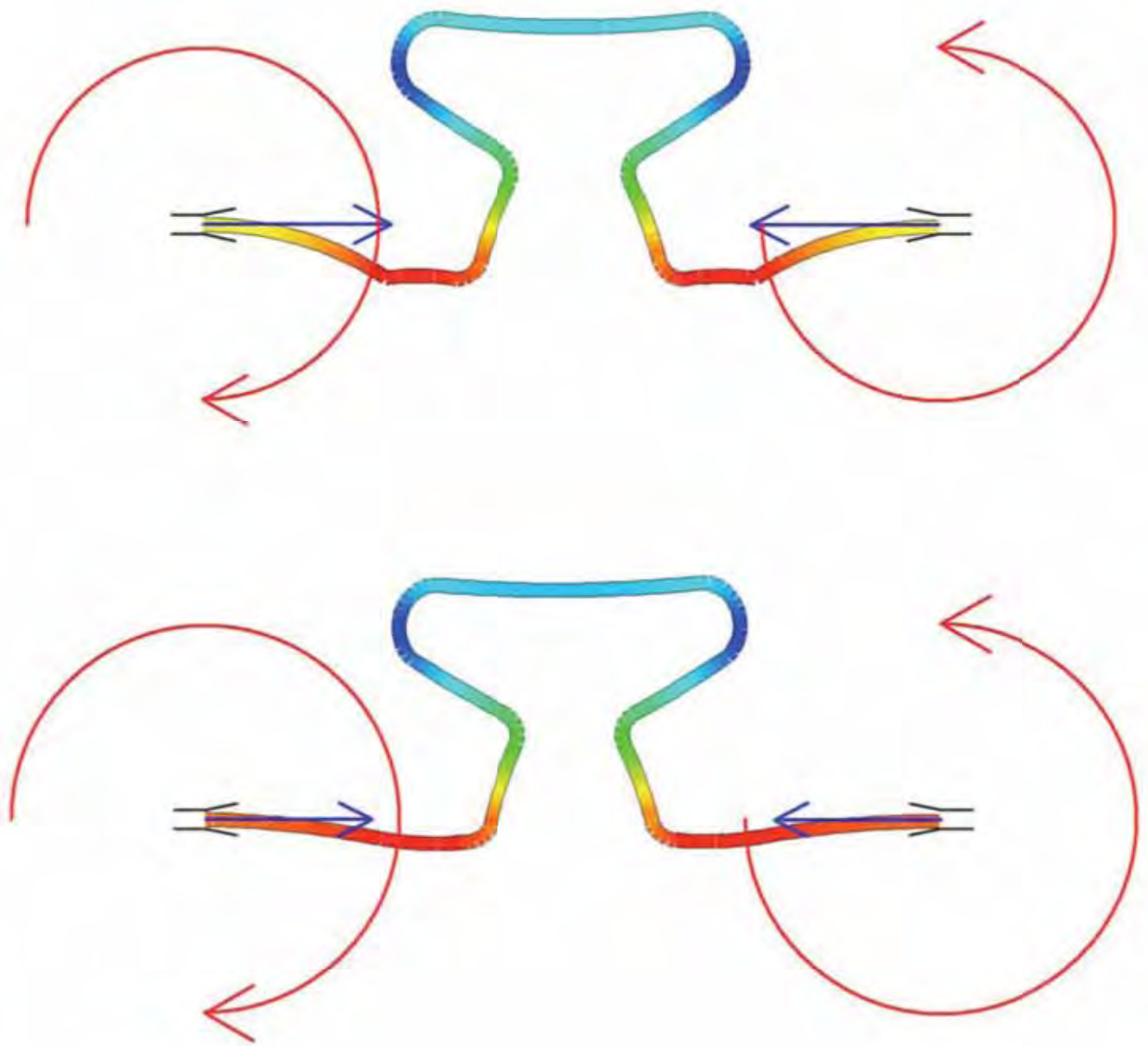
Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela ajuda na busca de dissertações, teses, livros, artigos e revistas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudo concedida durante todo o curso.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pela concessão do auxílio à pesquisa para a realização deste trabalho.

À todos aqueles que de alguma forma colaboraram com a realização deste trabalho.

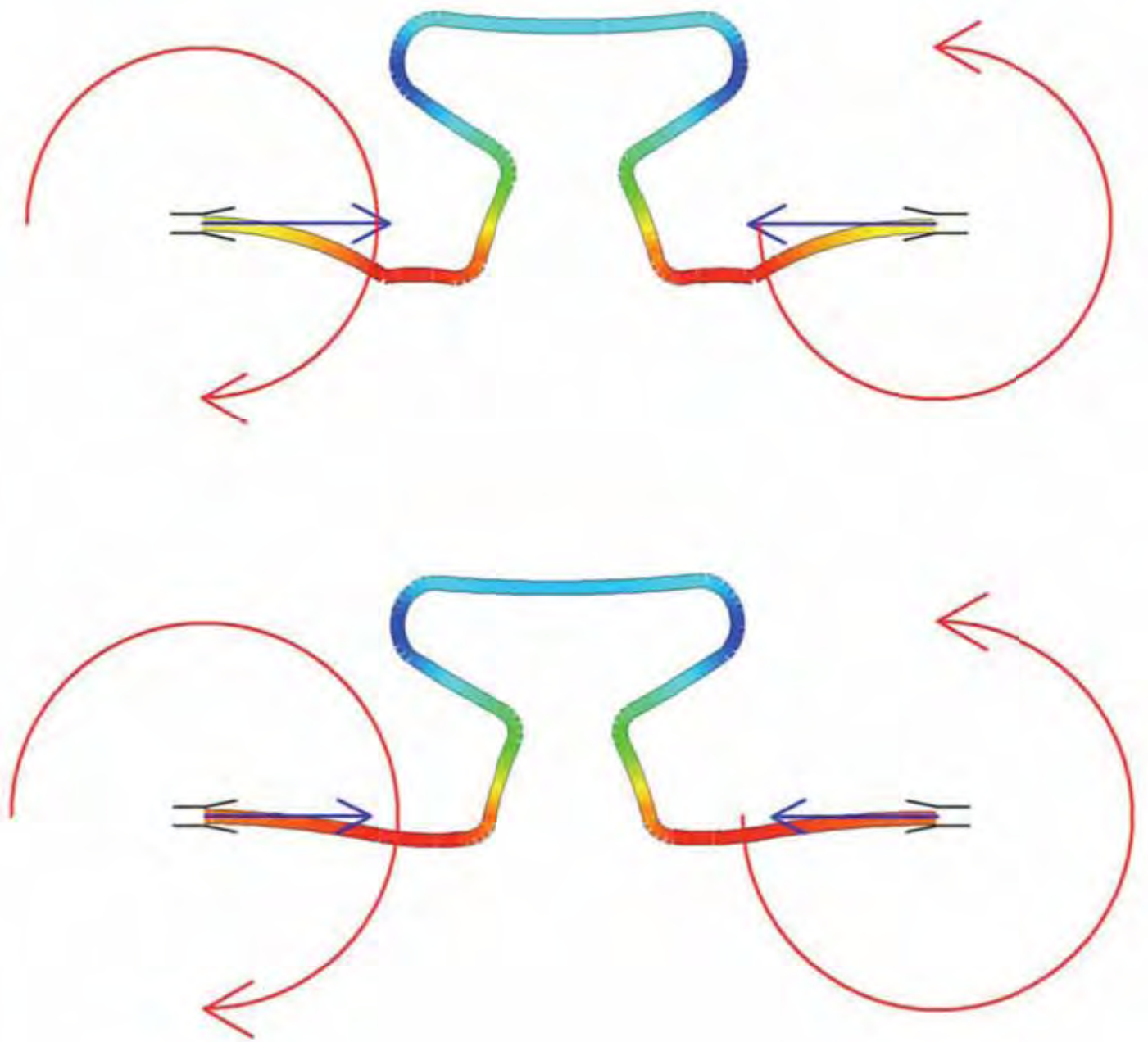
SUMÁRIO



SUMÁRIO

RESUMO.....	21
ABSTRACT.....	24
1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....	27
2 PROPOSIÇÃO.....	44
ARTIGO 1 FORCE SYSTEM EVALUATION OF SYMMETRICAL BETA-TITANIUM T LOOP SPRINGS PREACTIVATED BY CURVATURE AND CONCENTRATED BENDS.....	46
ARTIGO 2 THE EFFECTS OF STRESS RELAXATION IN BETA-TITANIUM ORTHODONTIC LOOPS.....	70
3 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	95
4 REFERÊNCIAS.....	97
5 APÊNDICE.....	102

RESUMO



RESUMO

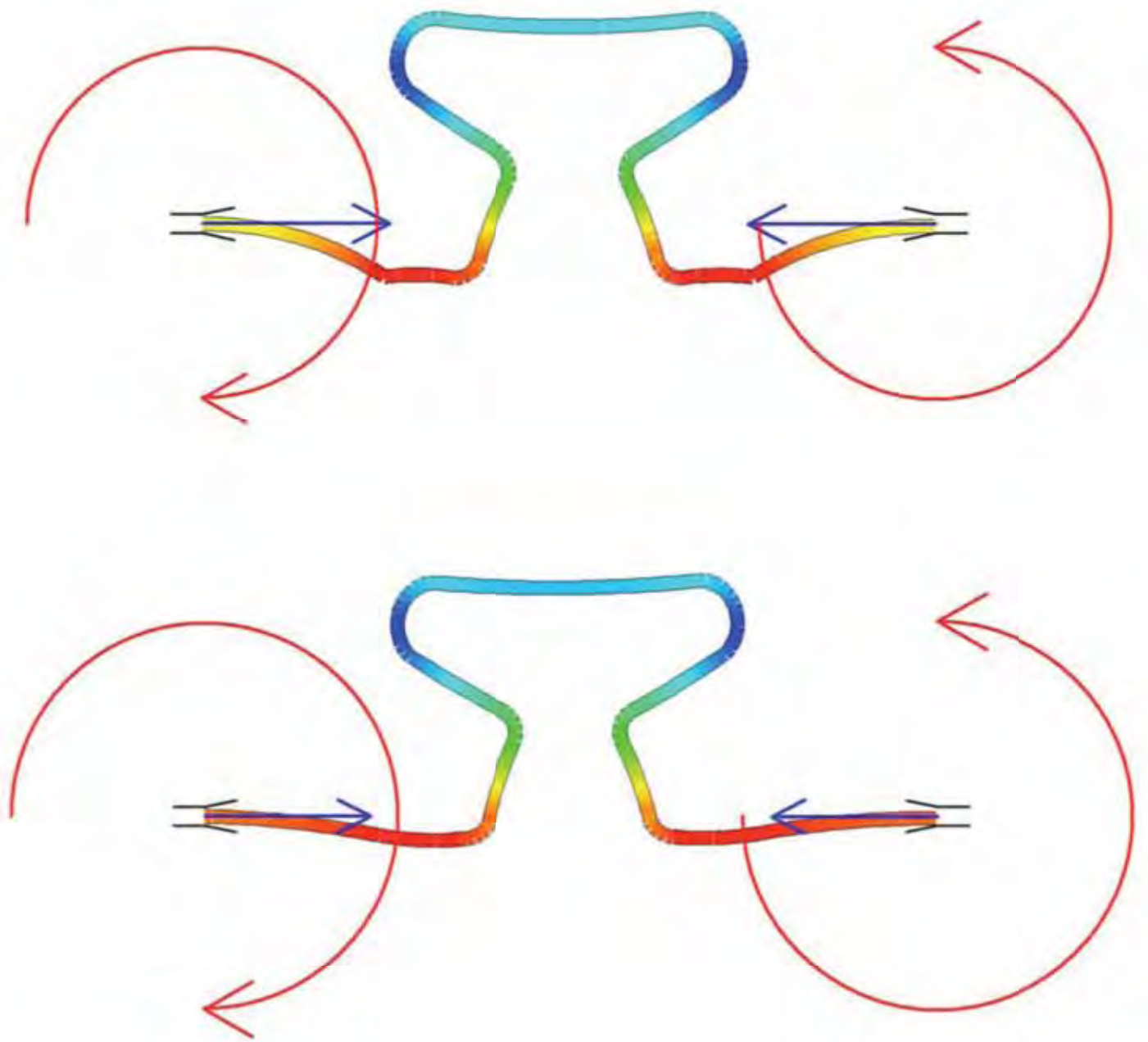
Caldas SGFR. Avaliação do sistema de força e estabilidade a longo prazo gerado por molas “T” do grupo B [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

Objetivo: Comparar o efeito do tipo de pré-ativação (curvatura ou dobra) e avaliar o efeito do alívio de tensão estrutural sobre a estabilidade do sistema de força gerado por molas “T” do grupo B confeccionadas com fio de beta-titânio 0,017” x 0,025” (TMA[®], Ormco Corporation, Glendora, EUA). **Materiais e Métodos:** Dois artigos científicos foram redigidos e utilizados para a avaliação dos propósitos apresentados. **Resultados:** As molas “T” pré-ativadas por curvatura produziram forças horizontais significativamente menores (variando de 51 gf a 405 gf) do que as molas pré-ativadas por dobras (variando de 106 gf a 431 gf). Não foram encontradas diferenças em relação aos momentos produzidos durante a desativação em ambos os grupos. As proporções momento-força foram sistematicamente maiores nas molas “T” pré-ativadas por curvatura do que as molas pré-ativadas por dobras (de 5,7 mm a 41,1 mm *versus* 5,4 mm a 15,2 mm), exceto para 5 mm de ativação. Foram encontradas diferenças significativas nas relações carga-deflexão (grupo curvatura = 78,07 gf/mm e grupo dobra = 71,65 gf/mm) e na posição neutra (grupo curvatura = -0,18 mm e grupo dobra = -0,99 mm). As forças horizontais foram maiores ($P < 0,001$) para o grupo imediato (267,6 gf) comparado aos demais grupos

(200,7 gf a 181,7 gf), os quais não foram diferentes entre si. A posição neutra foi maior no grupo imediato (-0,99 mm) do que nos demais grupos ($P<0,001$) e o tempo não teve influência sobre a relação carga-deflexão ($P=0,129$). Os momentos gerados na desativação foram geralmente maiores ($P=0,001$) no grupo imediato (1932,6 gf.mm) do que nos demais grupos (1696,6 gf.mm a 1471,3 gf.mm), os quais não foram diferentes entre si. Todos os grupos produziram proporção momento-força semelhantes ($P=0,640$). **Conclusões:** As molas “T” pré-ativadas por curvatura apresentaram forças horizontais menores e proporção momento-força e relação carga-deflexão maiores do que as molas “T” pré-ativadas por dobras. As molas “T” pré-ativadas por dobras sofreram uma progressiva redução da força horizontal e momento ao longo do tempo, e esse efeito foi crítico nas primeiras 24 horas.

Palavras-chave: Ortodontia; biomecânica; movimentação dentária.

ABSTRACT



ABSTRACT

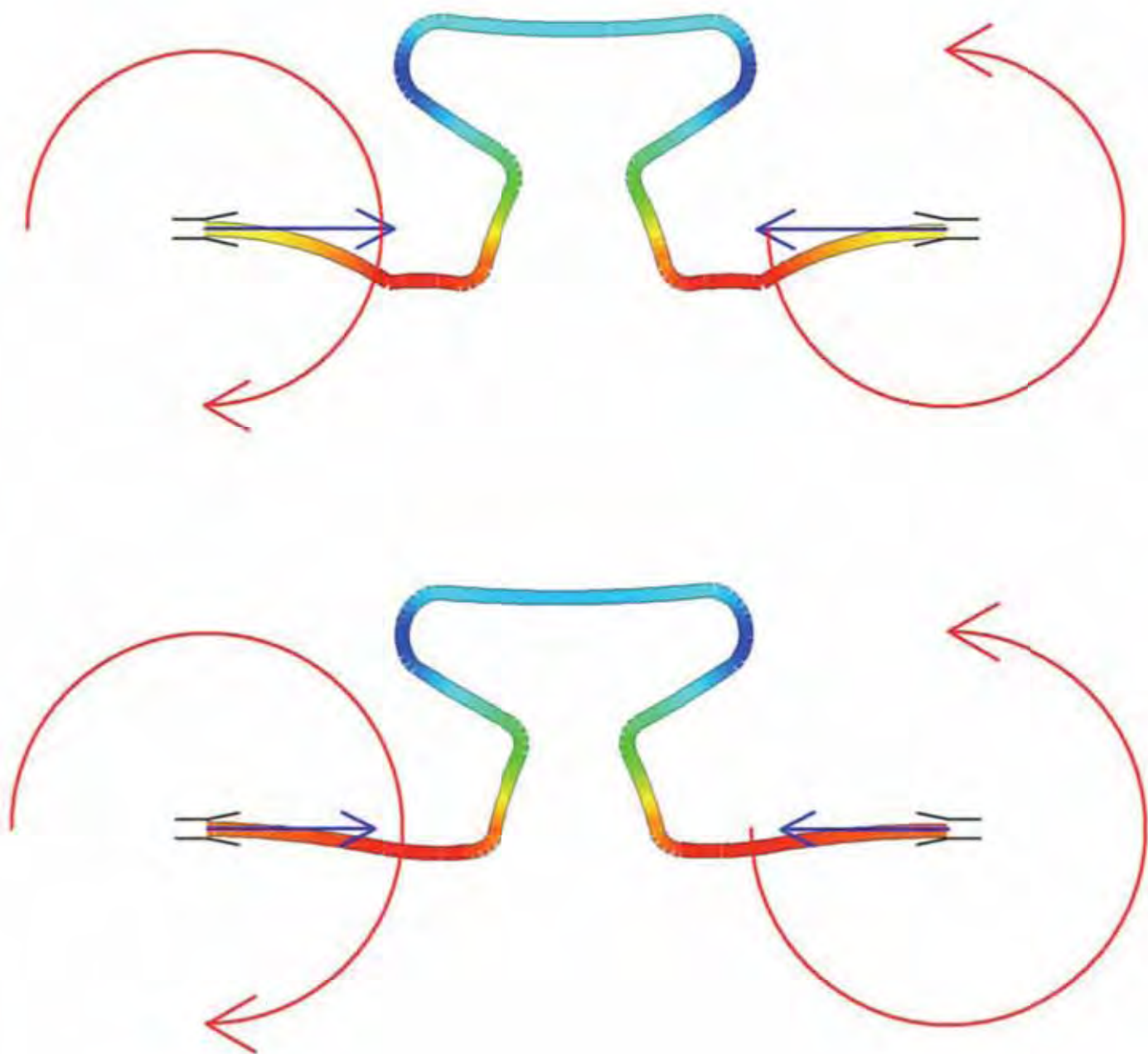
Caldas SGFR. Force system and long-term stability of group B T-loop springs [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2010.

Objective: Compare the effect of preactivation (curvature or concentrated bend) and evaluate the changes in force system caused by stress relaxation of group B T-loop springs made with .017" x .025" beta-titanium (TMA[®], Ormco Corporation, Glendora, USA) wires. **Materials and Methods:** Two research papers were written and analyzed for the evaluation of the aims presented. **Results:** TLSs preactivated by curvature delivered horizontal forces significantly lower (ranging from 51 gf to 405 gf) than the TLS preactivated by concentrated bends (ranging from 106 gf to 431 gf). No differences were found in relation to the moments produced throughout the deactivation of both groups. The moment-to-force ratios were systematically higher on the TLSs preactivated by curvature than the TLS preactivated by concentrated bends (from 5.7 mm to 41.1 mm versus 5.4 mm to 15.2 mm), except on 5 mm of activation. Significant differences were found in the load-deflection rates (curvature group = 78.07 gf/mm and concentrated bends group = 71.65 gf/mm) and neutral position (curvature group = -0.18 mm and concentrated bends group = -0.99 mm). The horizontal forces were higher ($P<.001$) for immediate group (267.6 gf) compared to the other 8 groups (200.7 gf to 181 gf) which were not different among themselves. The neutral position

was greater in immediate group (-0.99 mm) than on the other groups ($P<.001$), and time did not have an effect on the load-deflection ratio ($P=.129$). The moment levels produced throughout the deactivation were generally higher ($P=.001$) for immediate group than for the other groups (1696.6 gf.mm to 1471.3 gf.mm) which were not different among themselves. All groups produced similar moment-to-force ratios ($P=.640$). **Conclusions:** The TLSs preactivated by curvature delivers lower horizontal forces and higher MF and LD ratios than the TLS preactivated by concentrated bends. The TLSs preactivated by concentrated bends suffer a progressive load decrease over time and this effect was critical on the first 24 hours.

Key words: Orthodontics; biomechanics; tooth movement.

1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA



1 INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

A partir da década de 40, ortodontistas como Tweed e Strang, discordando da teoria “não extracionista” adotada por Angle, passaram a preconizar, dentro do planejamento ortodôntico, uma nova alternativa de tratamento, incluindo a extração de elementos dentários para ganho de espaços. Com isso, houve também a necessidade de se desenvolver métodos eficazes para o fechamento dos espaços residuais resultantes dessas extrações²⁸ ou por problemas de relacionamento interarcos²⁹.

Para essa fase do tratamento ortodôntico, pode-se utilizar a técnica do arco contínuo ou do arco segmentado²⁸. A técnica do arco segmentado apresenta duas vantagens principais sobre a mecânica de deslizamento: ausência de atrito e capacidade de produzir movimento do dente por translação (movimento de corpo)²⁷.

Contudo, independente da mecânica a ser utilizada no fechamento de espaços, é importante que o profissional conheça o sistema de força que este recurso lhe oferece, uma vez que este irá determinar como o dente se movimentará. Cada tipo de movimento dentário necessita de uma magnitude força, acima da qual ocorrerão efeitos colaterais, como por exemplo, atraso no movimento dentário, dor, maior possibilidade de reabsorção radicular e mobilidade dentária^{2,3,22,28}.

A técnica do arco segmentado, idealizada pelo Dr. Charles Burstone em 1962², consiste de uma seqüência de procedimentos ortodônticos baseados em princípios mecânicos suportados pelo ramo da Física denominado mecânica. Ao longo de sua carreira, ele desenvolveu molas e aparatologias

específicas para os objetivos mais variados, dentre os quais, o fechamento de espaços. Burstone sempre procurou pré-calibrar as molas desenvolvidas para o fechamento de espaços, desenvolvendo tabelas de forças, para que fossem ativadas dentro dos padrões estabelecidos por ele. É importante conhecer o sistema de força liberado por uma mola, porque o profissional que se propuser a utilizá-las saberá como o dente irá se movimentar, pois este irá caminhar de acordo com as forças e os momentos produzidos.

Enfatizando o controle do sistema de força, Burstone³ (1966), citava três fatores que poderiam determinar o sucesso ou não do tratamento ortodôntico: 1) a proporção momento-força (MF), que determina o centro de rotação dentária e assim possibilita o controle radicular durante a movimentação dos dentes; 2) a força horizontal produzida durante a ativação da mola; e 3) a relação carga-deflexão (CD), que define a quantidade de decréscimo da força a cada milímetro de desativação.

As molas de retração pré-calibradas devem ter três características de interesse: o momento gerado em alfa (anterior), o momento em beta (posterior) e a força horizontal produzida. O tipo de movimento a ser realizado pelo dente é influenciado diretamente pela proporção MF. Sendo assim, proporções MF de 7:1 mm resultam em inclinação controlada, 10:1 mm em movimento de translação e valores de 12:1 mm em movimento radicular. Esses valores são baseados em suposições que o comprimento radicular é de 12 mm, a distância entre o *slot* do bráquete e a crista óssea alveolar é de 5 mm, o osso alveolar se apresenta em condição normal, a inclinação axial do dente é normal, e o centro de resistência está localizado apicalmente a uma distância de 0,4 vezes do comprimento radicular mensurado a partir da crista óssea ao ápice²².

Além disso, nessa técnica, o fechamento de espaço é dividido em três grupos, de acordo com a ancoragem necessária: 1) grupo A de ancoragem, que é aquele onde se deseja uma maior retração dos dentes anteriores; 2) grupo B de ancoragem, onde se deseja retração do segmento anterior e protração do segmento posterior por igual; e 3) grupo C de ancoragem, onde se deseja uma maior protração do segmento posterior³.

Burstone, Koenig⁶ (1976), ao analisarem as características mecânicas das molas para fechamento de espaços, desenvolveram um desenho de mola, a mola "T", produzida em aço inoxidável. Esta mola possui uma maior quantidade de fio localizada cervicalmente, aumentando com isso a proporção MF e ao mesmo tempo diminuindo a força horizontal liberada e a relação CD.

Em função disso, Shimizu et al.²⁸ (2002) avaliaram o desempenho biomecânico da mola "T" confeccionada com diferentes espessuras de aço inoxidável e intensidades de ativações e pré-ativações. Os autores concluíram que a inserção das dobras de pré-ativações não aumentou significativamente as magnitudes de forças geradas; essas molas geraram relações CD relativamente baixas proporcionando, conseqüentemente, magnitudes de força mais constantes durante sua desativação; geraram altas proporções MF, dessa forma proporcionando movimentos por inclinação descontrolada, por inclinação controlada, translação e movimento radicular; as molas "T" construídas com fio de aço inoxidável se demonstraram muito versáteis para retração de incisivos e/ou caninos.

Contudo, com o surgimento de novas ligas metálicas tornou-se possível obter forças excelentes mantendo a mesma secção transversal, sendo introduzido o conceito de módulo variável em Ortodontia. As vantagens do

módulo variável incluem o melhor controle dos movimentos dentários em virtude da preferência por fios retangulares desde o início do tratamento, redução do número de arcos utilizados durante a mecânica e confecção de molas “T” que produzem menores magnitudes de força horizontal e baixa relação CD. Neste contexto, os fios de beta-titânio se tornaram indispensáveis na produção de movimentos dentários biológicos por meio de forças ideais, sendo eleito o fio de escolha para a confecção das molas “T”⁴.

A liga de beta-titânio, comercialmente conhecida como TMA[®] ou *titanium molybdenum alloy* (Ormco Corporation, Glendora, EUA), apresenta propriedades de um fio dito “superior”, tais como: alta recuperação elástica, rigidez inferior à do aço e alta formabilidade, soldabilidade sem redução de sua resiliência e resistentes à corrosão. Apresenta recuperação elástica superior à do aço inoxidável, podendo ser defletida duas vezes mais que o mesmo sem deformar permanentemente. Além disso, libera forças que correspondem aproximadamente a metade das forças liberadas pelas ligas de aço para uma mesma ativação, fazendo com que a sua relação CD seja aproximadamente a metade do aço inoxidável^{5,13}.

Faulkner et al.¹¹ (1989) estudaram o efeito da altura, deslocamento, variação do ângulo de pré-ativação e a adição de hélices nas molas confeccionadas com TMA[®] 0,017” x 0,025”. Os resultados demonstraram que o aumento da altura da mola resultou em uma maior redução da força axial em relação ao momento, aumentando a proporção MF. A alteração dos ângulos de pré-ativação não alterou significativamente as forças axiais, mas modificaram substancialmente os momentos criados pelas hastes finais da mola. Alterar o ângulo da porção alfa, afeta principalmente o momento produzido em alfa,

enquanto que alterar o ângulo em beta altera principalmente o momento em beta. Sendo que, ângulos maiores produzem aumentos mais significativos dos momentos. Por exemplo, para um ângulo alfa de 60 e 90°, o momento em alfa aumenta de 20 para 50%, respectivamente. Contudo, esta variação resulta no surgimento de substanciais forças intrusivas e extrusivas. A alteração da posição da mola “T”, transformando um modelo simétrico (centralizado entre os acessórios) em assimétrico pode gerar forças intrusivas e extrusivas. Quando a mola é deslocada em direção a porção alfa, o momento em alfa aumenta, enquanto que o momento em beta diminui. Porém, as forças axiais são pouco afetadas com o deslocamento. A incorporação de hélices na mola possui pouco efeito sobre a força, momento e proporção MF e, portanto não possui significância clínica.

Manhartsberger et al.²² (1989) avaliaram o sistema de força gerado pela mola “T” confeccionadas com TMA[®] de duas secções transversais (0,016” x 0,025” e 0,017” x 0,025”) e dois métodos de pré-ativação (dobra e curvatura). Os resultados mostraram que a magnitude da força pode ser diminuída com a redução da espessura do fio e/ou na quantidade de ativação da mola, e a proporção MF pode ser elevada pelo aumento angulação da pré-ativação. A mola “T” 0,016” x 0,025” pré-ativada por curvatura e ativada com 5 mm em comparação com a 0,017” x 0,025” ativada com 7 mm produziu 47% menos de força horizontal e 23% a mais de proporção MF. As molas pré-ativadas por curvatura apresentaram forças horizontais mais leves, assim como, proporção MF maiores do que as pré-ativadas por dobra.

Hoenigl et al.¹⁵ (1995) relataram o sistema de força de 20 molas “T” centralizadas, pré-fabricadas, pré-ativadas por curvatura e ativadas com 7 mm.

Para simular a situação clínica, um bráquete de Burstone foi colocado no segmento anterior, e um bráquete molar com tubo auxiliar foi colocado no segmento posterior. As forças horizontais e verticais foram medidas nas duas unidades. As distâncias entre os bráquetes foram de 21, 24, 27 e 30 mm. A média aritmética das forças para as quatro distâncias interbráquetes com 7 mm de ativação foi de 230 a 256 gf. A força mais baixa foi de 222 gf para a distância interbráquete de 21 mm, e a mais alta foi de 287 gf com a distância interbráquete de 27 mm. Após desativação de 3 mm, a média da força horizontal diminuiu para 110 a 138 gf. A força mais baixa medida foi de 103 gf contra a mais alta de 160 gf. A média da proporção do momento alfa/força foi de 7,4 a 8 mm em uma ativação da mola de 7 mm e aumentou para 11,5 a 13,2 mm, enquanto a mola foi desativada até 4 mm. A proporção do momento beta/força foi de 7,4 a 9,2 mm em uma ativação da mola de 7 mm e aumentou para 12,8 a 14,8 mm, enquanto a mola foi desativada até 4 mm. Os autores concluíram que não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os testes e as molas “T” centralizadas podem produzir sistemas de forças necessários à translação dos dentes e que esses sistemas de forças podem ser duplicados por operadores diferentes.

Kuhlberg, Burstone¹⁹ (1997) descreveram o sistema de força produzido pela mola “T” com 6 mm de altura e 10 mm de comprimento, confeccionada com TMA[®] de secção transversal 0,017” x 0,025”, pré-ativadas por curvatura e a posição neutra checada com as hastes verticais apenas se tocando. As molas foram deslocadas em sete posições: centro, 1, 2 e 3 mm descentralizados em direção aos pontos de ancoragem alfa e beta. A distância padrão entre os suportes do aparelho de medição foi de 23 mm e as molas

foram ativadas por 6 mm. Os resultados apresentaram os momentos alfa e beta iguais para a mola centralizada, e a proporção dos momentos (alfa/beta) foi próxima de 1,0 em toda extensão da ativação. O maior momento foi associado a um ponto de ação mais próximo ao centro, e as forças verticais aumentaram com descentralização da mola. Os autores concluíram que: 1) A mola “T” centralizada produz momentos iguais e opostos e apresentando forças verticais desprezíveis; 2) O posicionamento descentralizado da mola “T” produz momentos diferenciais; 3) O posicionamento mais posterior produz um momento beta aumentado e intrusão do canino; 4) O posicionamento mais anterior produz um momento alfa aumentado e uma tendência de extrusão do canino; 4) A mola “T” em formato padrão pode ser usada para diferentes necessidades de ancoragem por meio da alteração da ativação e da posição méso-distal da mola.

Chen et al.⁹ (2000) observaram a força e o momento produzido pela mola “T” de TMA[®] com espessura 0,016” x 0,022”, dimensão vertical de 6 ou 7 mm e horizontal de 6, 7 ou 8 mm, pré-ativação de 0 e 30°, tratados ou não termicamente. Os resultados demonstraram que o sistema de força da mola é diretamente influenciado pela geometria, intensidade da pré-ativação e tratamento térmico. De modo geral, o aumento na dimensão vertical e horizontal da mola reduz a relação CD e a proporção MF. Contudo, o aumento na intensidade da pré-ativação e a liberação do estresse pelo tratamento térmico possuem efeito oposto.

Souza et al.²⁹ (2003) avaliaram o sistema de força gerado pela mola “T” de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara (160°), confeccionadas com fio de TMA[®] espessura de 0,017” x 0,025” e ativadas por 5

mm. Os resultados mostraram uma força horizontal inicial de 253,6 gf e uma proporção MF de 7,6 mm, sendo que o movimento de translação ocorreu a partir de 1,5 mm de desativação, e a correção radicular com 2 mm de desativação. Frente aos resultados obtidos, indica-se a utilização desta alça para retração de caninos, incisivos e retração total, devendo ser reativada a cada 2,5 mm de desativação.

Thiesen et al.³¹ (2006) investigaram as características mecânicas de molas “T” e “T” com helicóides, quando da incorporação de variações na liga metálica (aço inoxidável e TMA[®]), na intensidade de dobras de pré-ativação (0°, 40° e 180°) e na secção transversal do fio utilizado para a construção destas molas (0,017” x 0,025” e 0,019” x 0,025”). Os resultados demonstraram que, de maneira geral, as molas “T” com helicóides produziram menores magnitudes de força horizontal e relação CD que as molas “T”. Na presença de pré-ativação, as molas produziram altas proporções MF, enquanto, na ausência de dobras de pré-ativação, as mesmas geraram baixas proporções MF. Dentre todas as variáveis analisadas, aquela que apresentou uma maior influência na força horizontal e na relação CD produzidas pelas molas foi a liga metálica. As molas confeccionadas com TMA[®] produziram menores magnitudes de força horizontal e relação CD. O aumento da secção transversal do fio ortodôntico utilizado para a confecção da mola de fechamento promoveu um aumento na magnitude da força horizontal e na relação CD, propiciando pequeno efeito na proporção MF gerada pelas molas.

Viecilli³² (2006) utilizou o Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) para desenhar uma mola de “T” de TMA[®] de modo que produzisse um sistema de força ideal para uma situação de ancoragem do

grupo A. A escolha deste software foi baseado na idéia que durante o fechamento de espaço em uma ancoragem do grupo A ocorrem mudanças geométricas (ângulos e degraus) entre o tubo do molar e o bráquete do canino em virtude de uma inclinação controlada dos seis dentes anteriores. Neste contexto, a utilização de um ensaio mecânico onde os terminais da mola estejam no mesmo plano poderia modificar consideravelmente o sistema de força produzido pelas molas do grupo A e C. Porém, estes ensaios podem ser utilizados pelas molas do grupo B, visto que a mola é ativada de modo similar no segmento alfa (anterior) e beta (posterior), gerando movimentos semelhantes em ambas as unidades. A mola apresentava 8 mm de altura, 16 mm de dimensão cervical, 19 mm de comprimento, 6 mm de ativação, confeccionada em TMA[®] 0,017" x 0,025" e pré-ativada em curvatura no segmento beta. Os resultados do trabalho revelaram que a mola com esta conformação é capaz de produzir um sistema de força que associado as modificações geométricas ocorridas durante o fechamento de espaço são suficientes para produzirem uma proporção MF ideal para a retração dos dentes anteriores sem perda de ancoragem.

Martins et al.²⁶ (2008) avaliaram o sistema de força resultante da mola "T" do grupo B confeccionada com TMA[®] e espessura 0,017" x 0,025" pré-ativadas em curvatura e em dobra. As molas apresentavam 6 mm de altura, 10 mm de dimensão cervical, 7 mm de ativação, e as forças e os momentos foram registrados a cada 0,5 mm de desativação. Os bráquetes foram colocados na mesma altura, separados por 23 mm e angulados em 0°. As molas foram desenhadas e avaliadas pelo Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia). Os autores concluíram que ambas molas apresentaram momentos na

extremidade anterior e posterior semelhantes e podem ser utilizadas como ancoragem do grupo B. Porém, as molas pré-ativadas em curvatura geram forças horizontais menores e altas proporções MF em relação às pré-ativadas por dobra. Entretanto, pré-ativar as molas “T” por curvatura necessita do auxílio de um template, enquanto que por dobra não é necessário.

Lim et al.²⁰ (2008) estudaram o efeito da temperatura (10 a 50°) sobre as forças, momentos e proporções MF de molas “T” simétricas de níquel-titânio e TMA[®] pré-ativadas com 0°, 15° e 30°. Os resultados demonstraram que a temperatura apresentou influência mínima sobre o sistema de força gerado pelas molas confeccionadas com TMA[®], porém, para as de níquel-titânio tiveram um efeito significativo. As forças e momentos foram menores em temperaturas mais baixas, contudo os valores da proporção MF se mantiveram relativamente constantes nas diferentes temperaturas, indicando que esta redução ocorreu proporcionalmente tanto para as forças quanto os momentos. Além disso, o pico de momento produzido pela mola “T” de níquel-titânio com 0° de pré-ativação foi maior que a de 15° e discretamente menor que a de 30°. Os autores relataram que existem duas possibilidades para explicação deste resultado: o binário gerado no bráquete com a inserção da mola, ou ainda, devido a fluência (*creep*) do material.

Rose et al.²⁷ (2009) investigaram as forças, momentos e proporções MF gerados durante a ativação e desativação das molas “T” confeccionadas com fios retangulares 0,017” x 0,025” de níquel-titânio e TMA[®] pré-ativadas com 0°, 15° e 30°. Os resultados demonstraram que as molas sem pré-ativação (0°) falharam na produção de uma proporção MF ideal para translação do dente. As forças liberadas pelas molas de níquel-titânio foram significativamente menores

que as de TMA[®], e os níveis de força foram geralmente maiores na ativação do que na desativação. Com o aumento da pré-ativação, a proporção MF aumentou mais significativamente na desativação em ambas as ligas. Contudo, a diferença da proporção MF entre 0 e 30° foi estatisticamente significativa para as molas de TMA[®] ($P < 0,001$), enquanto que para as equivalentes de níquel-titânio não foram significativas ($P > 0,136$). Os autores concluíram que ambas as molas pré-ativadas são capazes de produzir proporções MF ideais para alcançar a translação do elemento dentário.

Apesar de diversos parâmetros sobre o comportamento biomecânico das molas “T” de beta-titânio terem sido amplamente estudados, incluindo a altura da mola^{6,9,11,25,32}, o deslocamento da mola dentro da distância interbráquete^{6,11,15,19,25,32}, a quantidade e tipo de pré-ativação^{11,12,22,25,26,32}, a ativação horizontal^{11,32} e o tipo de liga metálica^{5,20,27}, o efeito dos diferentes tipos de pré-ativação (dobra e curvatura) não é totalmente compreendido, assim como, à estabilidade do sistema de força gerado por essas molas a longo prazo.

Na maioria dos materiais, deformação plástica ocorre se a tensão excede seu limite de elasticidade³³. O que é frequentemente esquecido é que a deformação plástica também é tempo-dependente^{10,33}. Quando um determinado material é submetido a uma carga ou estresse constante dentro do seu limite elástico, este pode sofrer uma deformação progressiva denominado de fluência (*creep*)^{1,10,30,33}. A partir de uma perspectiva microscópica, fluência em metais é o resultado de deslocamentos na estrutura cristalina do material. Este fenômeno microscópico pode ser observado experimentalmente como um aumento da deformação associado

com um estresse constante (*fluência - creep*) ou uma diminuição do estresse associado com um deformação constante (*stress relaxation - alívio de tensão*). A fluência é dependente da intensidade do estresse e da temperatura, visto que altas tensões e temperaturas favorecem os deslocamentos. Na maioria das aplicações de engenharia, a fluência em metais se torna uma preocupação somente em temperaturas de pelo menos 30% do ponto de fusão do material, visto que os componentes estruturais são normalmente submetidos a altas tensões durante a formação para uma aplicação específica^{10,30,33}.

No caso das molas ortodônticos, dobras agudas são geralmente introduzidas para dar forma ao fio. Estas dobras concentram o estresse e causam espaçamentos e deslocamentos instáveis na estrutura cristalina nos pontos de alta tensão³³. Ortodontistas têm tentado superar este problema aplicando tratamento térmico em aparelhos ortodônticos de aço inoxidável, para promover o rearranjo da estrutura cristalina, aliviando as tensões residuais^{17,18,24}. Outra estratégia muito utilizada é a de aproveitar o efeito Bauschinger⁸. Este consiste em sobreativar o fio e realizar simulações de ativações, até que o fio assuma a forma desejada para a aplicação do sistema de força.

A liga de beta-titânio apresenta uma moderada memória de forma, entre o aço e o NiTi, ou seja, capacidade do fio retornar a sua forma e estrutura original, dispersando a energia (estresse) acumulado^{5,13}.

Sendo assim, quando se confecciona uma mola “T” de beta-titânio é necessário simular sua ativação para que os estresses incorporados no fio durante a confecção das dobras sejam liberados anteriormente à sua instalação na boca do paciente, fazendo com que os sistemas de forças

gerados sejam adequados para a movimentação dentária desejada. Para que essa liberação de estresses residuais aconteça é feita uma simulação de ativação. Esta consiste em posicionar a mola em posição neutra, ou seja, simular sua instalação nas canaletas dos bráquetes, colocando as duas extremidades da mola em posições paralelas, antes de qualquer ativação horizontal. A partir deste ponto, ainda fora da boca do paciente, aplica-se uma força horizontal de forma que as hastes verticais da mola fiquem abertas 5 mm^{8,23}.

Porém, mesmo realizando a simulação de ativação, as molas “T” (ou qualquer outro tipo de mola) quando sujeitas a uma deformação constante continuam apresentando algum grau de estresse residual que tende a ser liberado ao longo do tempo, o que faz com que a mola possa perder parte de suas pré-ativações, alterando assim o sistema de força original.

Este efeito tempo-dependente tem sido estudado em outras ligas metálicas de uso ortodôntico^{7,13,14,16,21,34}, contudo, ainda foi pouco avaliado para os fios de beta-titânio^{13,16,34}, assim como, não existe registro na literatura sobre este efeito nas molas “T”.

Hazel et al.¹⁴ (1984) estudaram a redução do nível de força gerado por fios ortodônticos ao longo do tempo (28 dias) confeccionados com diferentes materiais (aço inoxidável, Elgiloy e nitinol), diferentes espessuras (0,016”, 0,016” x 0,022” e 0,017” x 0,025”), acompanhados de dobras de *tip-back* em 45° na região dos molares e nas temperaturas de 21 e 37°. Os resultados demonstraram que houve uma grande variação nas taxas de redução das forças nos fios testados. Os fios de aço Wilcock 0,016” relaxaram

menos (mantiveram a força) que os fios de Elgiloy. O nitinol exibiu grande perda na força quando testado a 21°, enquanto que, a 37° manteve seu potencial. O tratamento térmico realizado nos fios de Elgiloy (verde e azul) reduziu as taxas de relaxamento, contudo no verde 0,016” eliminou esse efeito, fazendo com que o fio mantivesse sua força pelo período estudado.

Lopez et al.²¹ (1979) avaliando a capacidade de realização de dobras no fio de nitinol (Unitek Corporation, Monrovia, EUA) sugeriram evitar repetidas dobras no fio, em virtude de ter sido observado que uma deformação permanente quase dobrou de valor quando um fio de nitinol manipulado previamente foi mantido defletido por um período de apenas 60 minutos.

Burstone et al.⁷ (1985) analisando um novo fio ortodôntico, o NiTi chinês, demonstraram que esta liga possui a capacidade de ser defletido 1,6 vezes a mais do que o nitinol e 4,4 vezes que o aço, sem, contudo, apresentar deformação permanente apreciável. Além disso, foi observado o efeito do tempo sobre os fios de aço, nitinol e NiTi. Estes arcos foram amarrados por 1 minuto, 1 hora e 72 horas em 3 bráquetes com distância interproximal de 3 mm entre eles e de 6,5 mm de discrepância oclusocervical no bráquete do centro. Constatou-se que o aço e o nitinol apresentaram deformações consideráveis com o passar do tempo, enquanto que o NiTi chinês apresentou deformações desprezíveis. Sendo assim, concluiu-se que este fio apresenta grande memória de forma, dispersando sua energia acumulada e retornando a sua conformação original, não apresentando uma deformação considerável ao longo do tempo.

Hudgins et al.¹⁶ (1990) estudaram a quantidade de deformação permanente a longo prazo de nove fios de níquel-titânio, um de beta-titânio e um de aço inoxidável de secção transversal de 0,016”. Os fios foram defletidos

até os bráquetes ortodônticos, simulando o formato do arco. Um incisivo lateral foi posicionado para permitir uma deflexão de 5 mm do fio em direção lingual. Após a desativação, a deformação foi mensurada com 1, 14 e 28 dias. Os arcos testados foram agrupados em categorias: aço inoxidável Permachrome, beta-titânio (TMA[®]), nitinol original e arcos do níquel-titânio modernos (Orthonol, Align, Titanal, Sentaloy, Force 1, Nitinol SE, Reflex and NiTi). Os resultados demonstraram que no intervalo de 14 dias os arcos apresentaram um aumento na deformação em relação ao primeiro dia, e no intervalo de 28 dias mostraram um aumento da deformação em relação ao de 14 dias. Isto sugere que a deformação permanente ocorre em função do tempo e liberação dos estresses. Os autores concluíram que todos os arcos de níquel-titânio exibiram melhor memória de forma e menos deformação permanente do que o beta-titânio e o aço inoxidável. Os arcos de níquel-titânio modernos exibiram menos deformação permanente que o original de nitinol.

Wong et al.³⁴ (1994) investigaram a deflexão dos fios de aço inoxidável, níquel-titânio e beta-titânio por uma distância de 3 e 5 mm, quando submetidos a repetidos aumentos de temperatura (70°) e por um período de 1 minuto, 1, 7, 14 e 28 dias. A deformação permanente foi mensurada opticamente com o auxílio de um microscópio e a quantidade de deformação dependente do tempo foi calculada. Os fios de beta-titânio apresentaram maior quantidade de deformação dependente do tempo, seguidos pelos fios de níquel-titânio não superelásticos, aço inoxidável e os de níquel-titânio superelásticos.

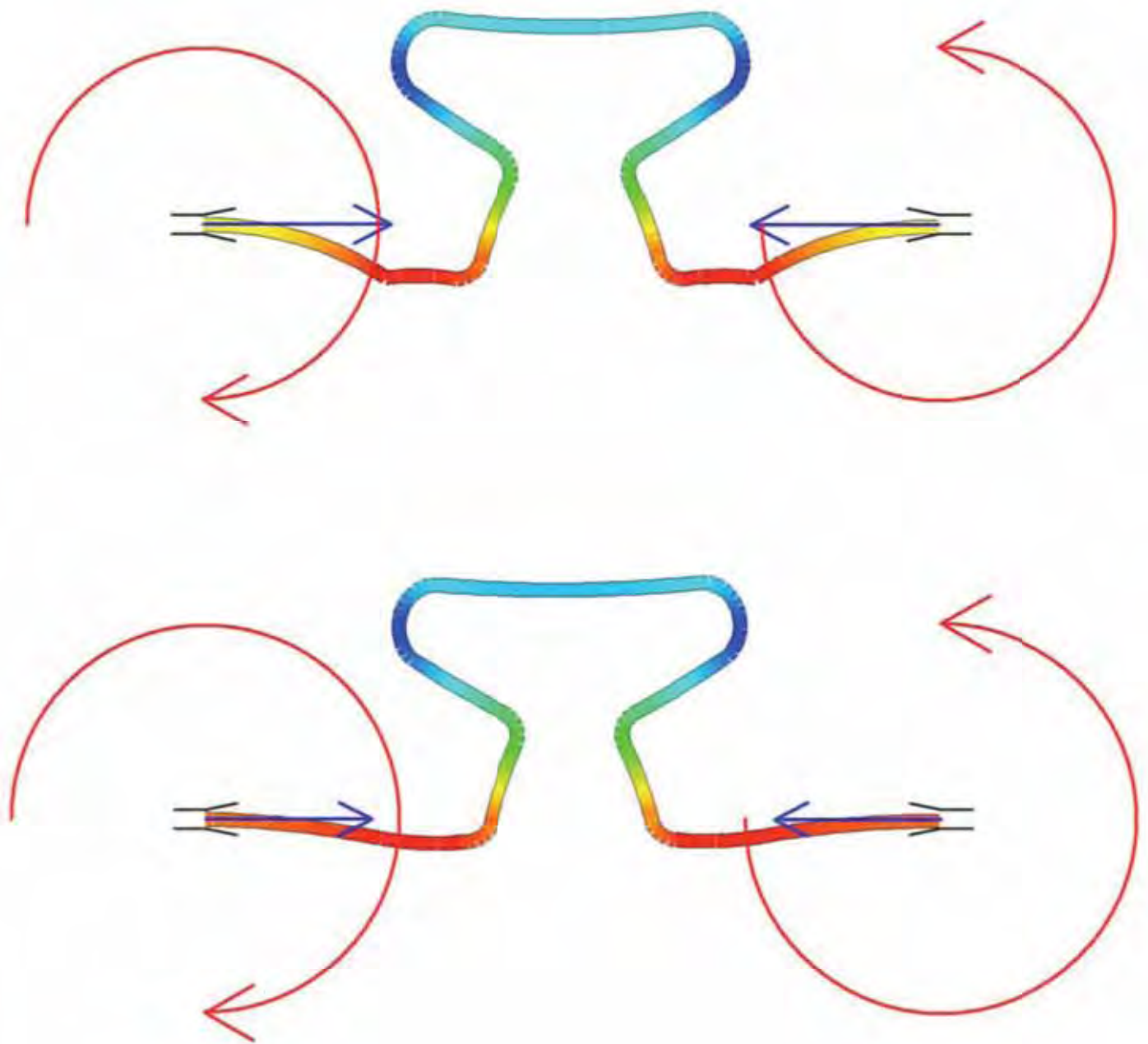
Hanyuda et al.¹³ (2006) examinaram o efeito do tempo sobre a relação CD de fios ortodônticos 0,016” de aço, NiTi e beta-titânio. Os autores realizaram ensaios de flexão de duas maneiras: uma convencional sem

intervalo entre a aplicação e remoção da carga, e uma onde a carga foi mantida por 21 dias antes de sua remoção. Os resultados mostraram que todos os três fios apresentaram redução da relação CD: 18% NiTi, 14% beta-titânio e 6% aço. Além disso, foi observado que os fios de beta-titânio apresentaram 7,2% de deformação permanente e perda da pseudoelasticidade.

Como as molas “T” do grupo B de beta-titânio permanecem ativas por um longo período na boca, ainda não se conhece o comportamento dos sistemas de forças gerados por essas molas em virtude da moderada memória de forma e conseqüente alívio das tensões estruturais de suas dobras ao longo do tempo.

Sendo assim, é fundamental conhecer e mensurar a alteração desses sistemas de forças, para que o Ortodontista possa alterar as pré-ativações das molas, compensando as deformações que irão ocorrer ao longo do tempo, para que as forças e as proporções MF sejam ideais para o fechamento de espaço.

2 PROPOSIÇÃO



2 PROPOSIÇÃO

2.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o sistema de força e estabilidade das molas “T” do grupo B confeccionadas com fios de beta-titânio.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

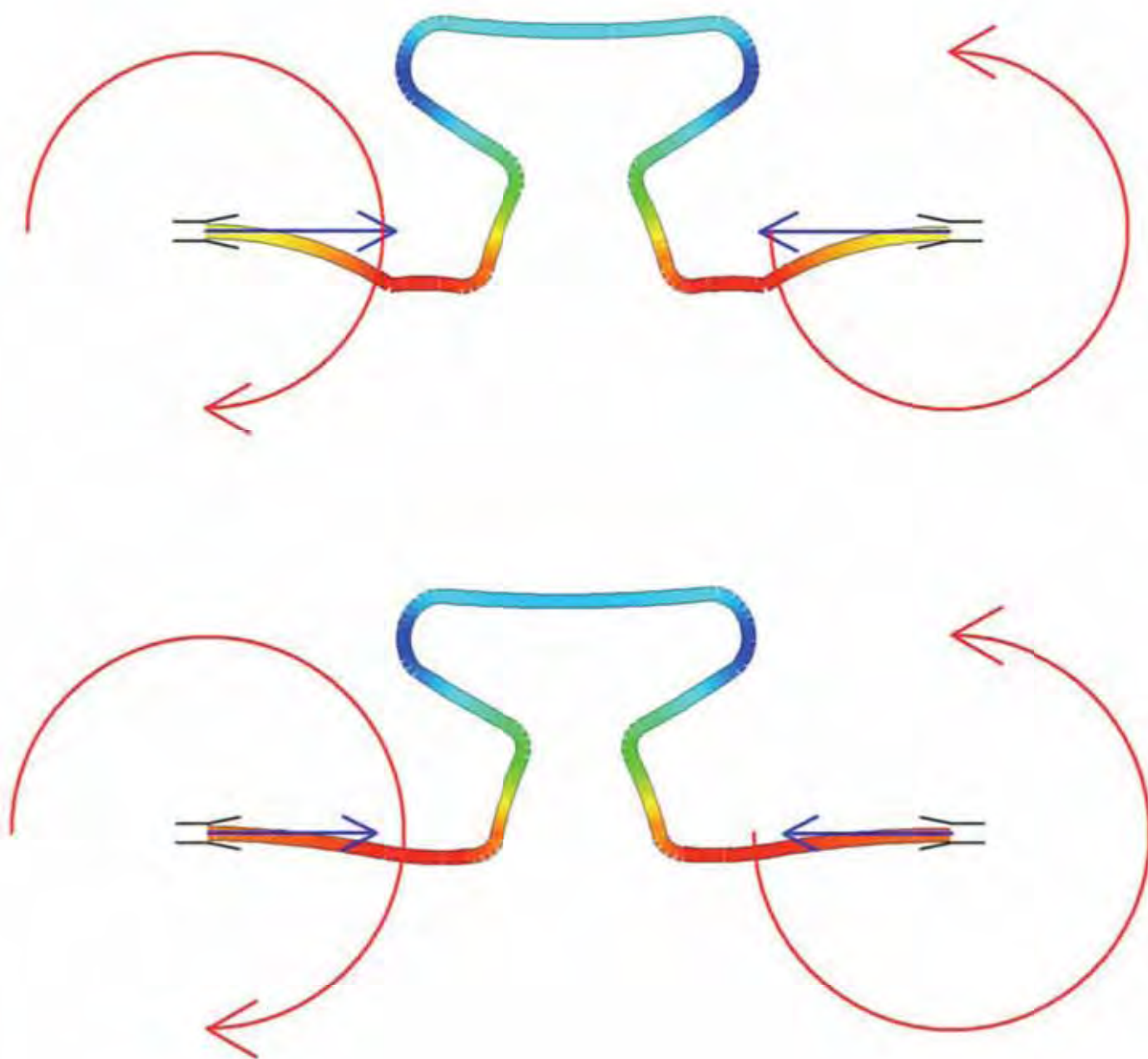
ARTIGO 1: Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs preactivated by curvature and concentrated bends.

Artigo aceito para publicação no periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

ARTIGO 2: The effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops.

Artigo a ser enviado para publicação no periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

ARTIGO 1



**Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs
preactivated by curvature and concentrated bends**

Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas^a; Marília Regalado Galvão^a; Camilla
Ivini Viana Vieira^a; Renato Parsekian Martins^b; Lídia Parsekian Martins^c

^a MS student, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, Araraquara,
São Paulo, Brazil.

^b Assistant professor, FAEPO/UNESP and FAMOSP/GESTOS, Araraquara,
São Paulo, Brazil.

^c Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, Araraquara,
São Paulo, Brazil.

Corresponding Author: Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas,
Universidade Estadual Paulista, UNESP, Department of Orthodontics, Rua
Humaitá 1680, Araraquara, São Paulo 14801-385, Brazil.

e-mail: sergeirabelo@uol.com.br

Force system evaluation of symmetrical beta-titanium T-loop springs preactivated by curvature and concentrated bends

ABSTRACT

Objective: Compare the effect of preactivation on the force system of beta-titanium (β -Ti) T-loop spring (TLS). **Materials and Methods:** Twenty TLSs with dimensions of 6 x 10 mm, produced out of .017" x .025" TMA[®], were randomly divided into two groups according to its preactivation. Using a moment transducer coupled to a digital extensometer indicator adapted to a testing machine, the amount of horizontal force and moment produced were recorded at every 0.5 mm of deactivation from 5 mm of the initial activation in an interbracket distance (IBD) of 23 mm. The moment-to-force (MF) ratio, the "neutral position" and the load-deflection (LD) ratio were also calculated. **Results:** TLSs preactivated by curvature delivered horizontal forces significantly lower than the TLS preactivated by concentrated bends. No differences were found in relation to the moments produced throughout the deactivation of both groups. The MF ratios were systematically higher on the TLSs preactivated by curvature than the TLS preactivated by concentrated bends, except on 5 mm of activation. Significant differences were found in the LD rates and "neutral position". **Conclusion:** The TLSs preactivated by curvature delivers lower horizontal forces and higher MF and LD ratios than the TLS preactivated by concentrated bends.

KEY WORDS: T-loops; Preactivations; Group B anchorage; Biomechanics.

INTRODUCTION

The mechanics in orthodontics for reciprocal space closure can be accomplished in two different ways, either by sliding or frictionless mechanics. In frictionless mechanics, several kinds of vertical loops can be used for space closure, including the bull loop¹, teardrop loop² and the T-loop.¹ The “T” loop spring (TLS) takes advantage of an excessive amount of wire added apically to itself, which gives this specific design several advantages. They include a lower load-deflection (LD) ratio than other vertical loops, such as bull loops,³⁻⁶ which can be further improved by the use of the beta-titanium (β -Ti) alloy⁵ instead of stainless steel (SS), allowing a greater span of activation. This design also produces a higher moment of activation given the same height, compared to other loops.¹

Even though a high moment of activation can be produced it might not be enough to produce translation and the moment produced needs to be further increase by the addition of a residual moment, that is, by increasing the angulations of the extremities of the loops, in a procedure known as preactivation.¹ Most of the other parameters of the β -Ti TLS have been widely researched, which include spring height,^{1,7-10} the displacement of the spring within the interbracket distance,^{1,8-12} the amount and type of preactivation,^{6,8-10,13} horizontal activation^{8,10} and alloy,^{5,14,15} which can all alter the moment-to-force (MF) ratio delivered to the teeth. Although these parameters are well established, the effects of different types of preactivation^{6,13} are not completely understood. More specifically, differences between TLS preactivated by a curvature versus concentrated bends have not yet been systematically studied.

Only two studies^{6,13} have made comparisons between those two kinds of preactivation. One¹³ of them, however, was not designed to compare curvature and bends and the angulations between both anterior and posterior extremities of the TLSs were different. The other report⁶ used computer simulations, whose predictions are very similar to the experimental values, but could be different from the clinical reality. Errors of the computer simulation are mainly due to various simplifications of the theoretical method.¹⁶ Such simplifications are sometimes necessary, either to produce results in a reasonable time period or because the current knowledge of materials does not allow to model adequately such complex phenomena as strain hardening, plastic deformation, and crystal imperfections.¹⁶

Due to the absence of mechanical reports describing the influence of those two kinds of preactivations, the purpose of this study was to mechanically compare the force systems of symmetrical TLSs preactivated either by curvature and concentrated bends.

MATERIALS AND METHODS

Twenty TLSs were hand-bent by one of the authors (SGFRC) using a “Marcotte” plier (Hu-Friedy dental instruments, Chicago, USA) out of .017” x .025” β -Ti (TMA[®], Ormco Corporation, Glendora, USA) wires, following a custom made template (Fig. 1). The TLSs had dimensions of 6 mm in height by 10 mm of length, and were randomly divided into two groups according to what preactivation was going to be used, curvature or concentrated bends.

The preactivations were added to the TLSs following templates previously designed,⁶ (Fig. 2) where the loops had the same angulation

between theirs' horizontal extremities. The TLSs were supposed to follow within the template after trial activation, used for the stress relief.

An universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, Brazil), equipped with a load cell of 0.1 KN, was coupled to a moment transducer and a digital extensometer indicator (Transdutec, São Paulo, Brazil) for the tests. The speed used for the test was 5 mm/min and the digital extensometer's excitation and sensitivity was 5 V and 0.5 mV/V, respectively.

Since the TLSs were supposed to be positioned symmetrically for the test in an interbracket distance (IBD) of 23 mm and activated 5 mm, the following formula was used to calculate the amount of wire pre and post loop:

$$\frac{\text{IBD} - \text{activation}}{2}$$

Nine millimeters were measured from the center of the loop towards each extremity of the horizontal extremities, where stops were made (Fig. 3). This procedure also assured the correct horizontal activation and the centralization of the TLSs.

After the initial activation, the horizontal forces and moments produced were recorded for every 0.5 mm of deactivation, and MF ratios were calculated. Furthermore, the amount of overlap of the vertical extensions of the TLS in "neutral position" (deformation assumed by a spring when its extremities are placed parallel to the positions that they will fitted on the patient's brackets, not producing any force, only moments) was calculated by linear interpolation. The LD ratio (the slope of the deactivation graph) was also obtained based in the graph.

The SPSS v.16.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) statistical analysis software was used to perform a T test at a significance level of 5%, with the groups blinded from the operator of the test.

RESULTS

The TLSs preactivated by curvature produced horizontal forces significantly lower (ranging from 405 gf to 51 gf between 5 and 0.5 mm of deactivation) than the TLSs preactivated by concentrated bends (ranging from 431 gf to 106 gf) throughout the whole deactivation process (Table I and Fig. 4). However, the LD ratio for the curvature group was higher (78.07 gf/mm) than the concentrated bends group (71.65 gf/mm) ($P < .001$).

Significant differences ($P < .001$) were also found for the overlap of the vertical extensions of the TLSs in “neutral position” between groups (-0.18 mm for the curvature group and -0.99 mm for the concentrated bends group) (Fig. 5).

No differences were found in relation to the moments produced throughout the deactivation of both groups (Table I and Fig. 6).

The MF ratio at 5 mm of activation was 5.7 mm and increased gradually to 41.1 mm at 0.5 mm of deactivation for TLSs preactivated by curvature and 5.4 mm to 15.2 mm for TLSs preactivated by concentrated bends. The curvature group had significant higher MF ratios than concentrated bend group, except on 5 mm of activation (Table I and Fig. 7).

DISCUSSION

The springs preactivated by curvature showed force levels systematically lower than the preactivated by concentrated bends. These results are consistent with anterior studies.^{6,13} However, the higher LD rate (78.07 compared to 71.65 gf/mm) of the TLSs preactivated by curvature makes the findings confusing. This inconsistency can be explained by the springs' "neutral positions", which were different between the groups and from the -2 mm cited in literature.¹⁷ This information is very important, since the concentrated bends group, which showed a larger overlap of the vertical extensions in "neutral position", also produced a greater amount of force. Primarily, the differences in forces could be attributed to this difference in "neutral position"; however, one can mathematically adjust the deformation in "neutral position", isolating the effect of the "overactivation" cause by the overlap of the vertical extensions. When done so (Fig. 8), the curvature group produces higher forces than the concentrated bends group, which is consistent with the higher LD rate produced by the curvature preactivation. Interestingly, the results, after adjustment, become different to the previous reports,^{6,13} in which the preactivation by curvature produced lower forces. In one report,¹³ the angulation between both anterior and posterior extremities of the TLSs used, in both preactivations (curvature versus bends), were not similar and could not be compared, while in the other report⁶ the estimations were computer-based, which can be very similar but slightly different from experimental data.¹⁶

As mentioned, the LD ratio of the curvature group TLS was higher than the concentrated bend group. Depending on the deformation of a TLS caused by a preactivation, it may assume slightly different LD ratio when the TLS is tied

to the brackets. Deformation on the geometry of the structure of a spring can have different effects on the force systems, as demonstrated when different cantilevers setups are evaluated.¹⁸ This effect can be also seen throughout the literature when horizontal forces are compared in different preactivations.^{6,8,15,18}

Both groups produced similar moments during deactivation. A previous report¹³ showed different results, where the TLSs preactivated by curvature produced larger moments than the group preactivated by concentrated bends. However, in that report, there were differences in the angulation of the extensions of the loops, what compromised comparison. After adjustment, the moments were systematically higher (around 5%) in the group preactivated by curvature, suggesting a slight difference between the curvature and the concentrated bend preactivation (Fig. 9).

The MF ratios were consistently higher in the group preactivated by curvature, since the moments produced by both groups were similar and the horizontal force was higher in the group preactivated by concentrated bends. Both reports made in literature agree with this finding.^{6,13} After adjustment, however, the MF ratios were quite similar between the groups (Fig. 10). Thus, it is understood that in both groups, regardless of the preactivation type and to the exclusion of the effect inherent to the “neutral position” of each spring, both types of preactivations produce similar force systems. Since this adjustment does not occur clinically, one should expect higher MF ratios when using curvature, which could produce a more controlled movement than when the preactivation by concentrated bends is used.

CONCLUSIONS

Analyzing the TLSs evaluated in this study, it can be concluded that:

1. The concentrated bend preactivation produced higher horizontal forces and lower LD ratio than curvature preactivation.
2. Preactivation by concentrated bends produced more overlap of the vertical extensions of the TLSs than preactivation by curvature.
3. Both preactivations produced similar moments during deactivation.
4. Preactivation by curvature produced higher MF ratios than preactivation by concentrated bends.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by FAPESP (Process number 2008/07258-5, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, SP, Brazil).

REFERENCES

1. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70:1-19.
2. Coimbra ME, Penedo ND, de Gouvea JP, Elias CN, de Souza Araujo MT, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:188 e189-113.
3. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981;80:1-16.
4. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod* 1982;82:361-378.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77:121-132.

6. Martins RP, Buschang PH, Viecilli R, dos Santos-Pinto A. Curvature versus v-bends in a group B titanium T-loop spring. *Angle Orthod* 2008;78:517-523.
7. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2000;70:48-51.
8. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech* 1989;22:637-647.
9. Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG, Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:161-166.
10. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129:48-53.
11. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:12-18.
12. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-loop--a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:149-153.
13. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod* 1989;59:205-210.
14. Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of nickel-titanium and TMA symmetrical T-loops. *Angle Orthod* 2008;78:1035-1042.
15. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:757-763.

16. Halazonetis DJ. Design and test orthodontic loops using your computer. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;111:346-348.
17. Marcotte M. Biomechanics in Orthodontics. Philadelphia, Pa: BC Decker; 1990.
18. Dalstra M, Melsen B. Force systems developed by six different cantilever configurations. Clin Orthod Res 1999;2:3-9.

FIGURE LEGENDS

Figure 1 - Template developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for the design of the TLS. The software allows the template to be printed in real proportion 1:1. Each square is 1 cm².

Figure 2 - Templates developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for TLS preactivations. The TLSs were supposed to follow within the template after trial activation for the stress relief. (A) Concentrated bend and (B) Curvature preactivation.

Figure 3 - (A) Loop regions and dimensions on the horizontal extremities used to assure the correct activation and the centralization of the TLSs. (B) TLSs' shape when positioned symmetrically in an IBD of 23 mm and activated 5 mm.

Figure 4 - Horizontal force variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation.

Figure 5 - Figure 4 modified - the values pointed by the arrows depict the amount of horizontal overlap of the vertical extensions of the respective TLSs in "neutral position".

Figure 6 - Moment variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation. Note the similarity of the moments during the TLSs deactivation.

Figure 7 - M/F variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation.

Figure 8 - Figure 4 mathematically adjusted to isolate the effect of the “overactivation” cause by the overlap of the vertical extensions. So both activations are the same at 0.

Figure 9 - Figure 6 mathematically adjusted for respective adjusted forces.

Figure 10 - Figure 7 mathematically adjusted for respective adjusted forces and moments. The force system developed by the groups was quite similar.

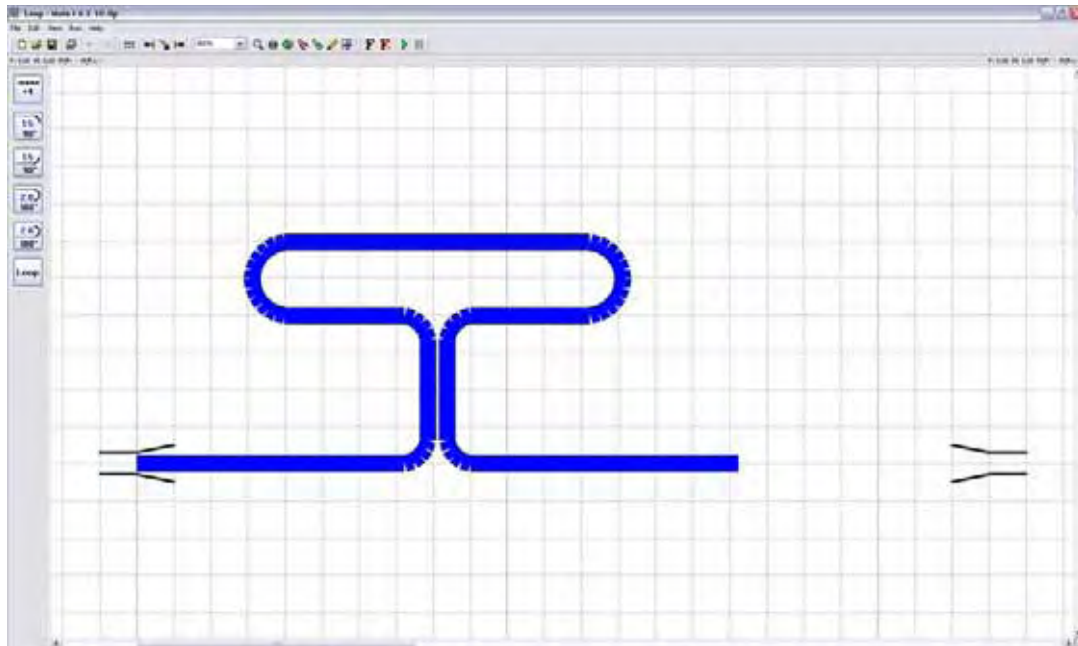


Figure 1 - Template developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for the design of the TLS. The software allows the template to be printed in real proportion 1:1. Each square is 1 cm².

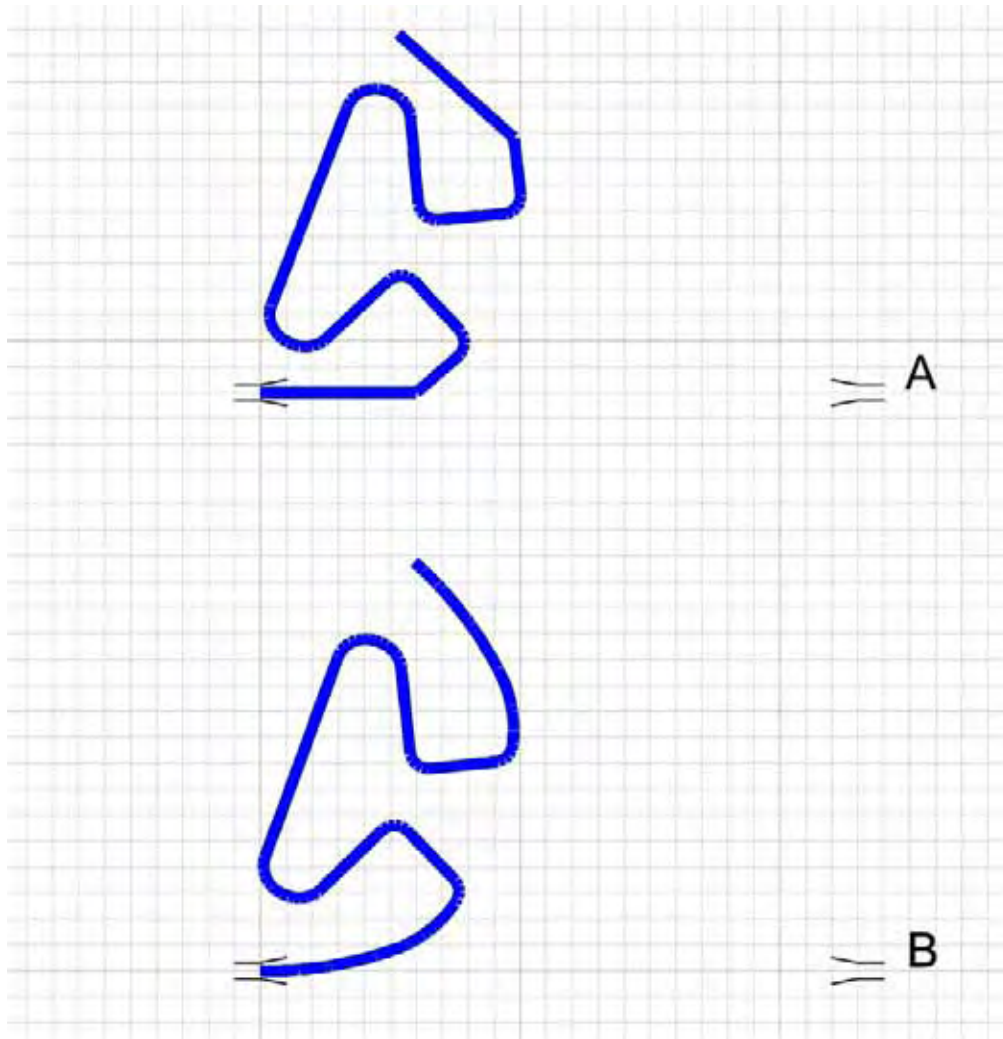


Figure 2 – Templates developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for TLS preactivations. The TLSs were supposed to follow within the template after trial activation for the stress relief. (A) Concentrated bend and (B) Curvature preactivation.

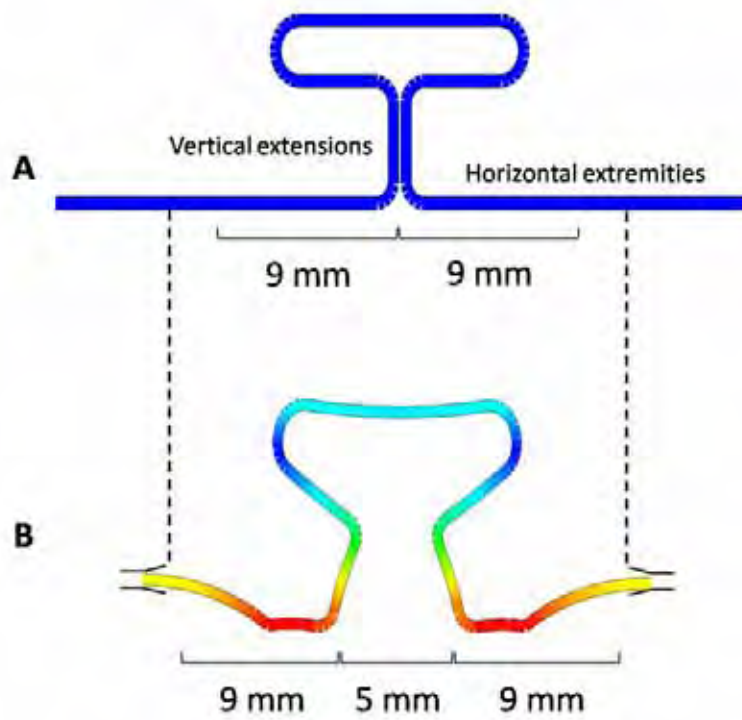


Figure 3 - (A) Loop regions and dimensions on the horizontal extremities used to assure the correct activation and the centralization of the TLSs. (B) TLSs' shape when positioned symmetrically in an IBD of 23 mm and activated 5 mm.

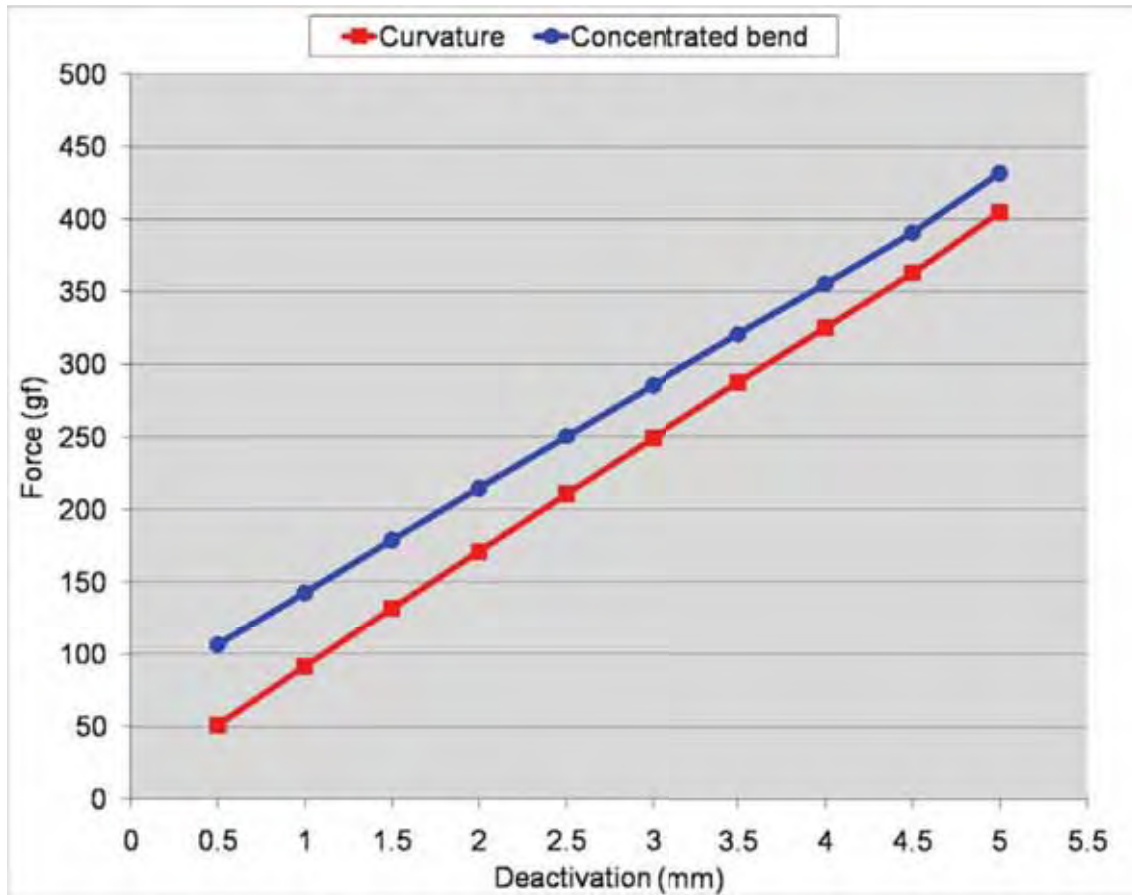


Figure 4 - Horizontal force variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation.

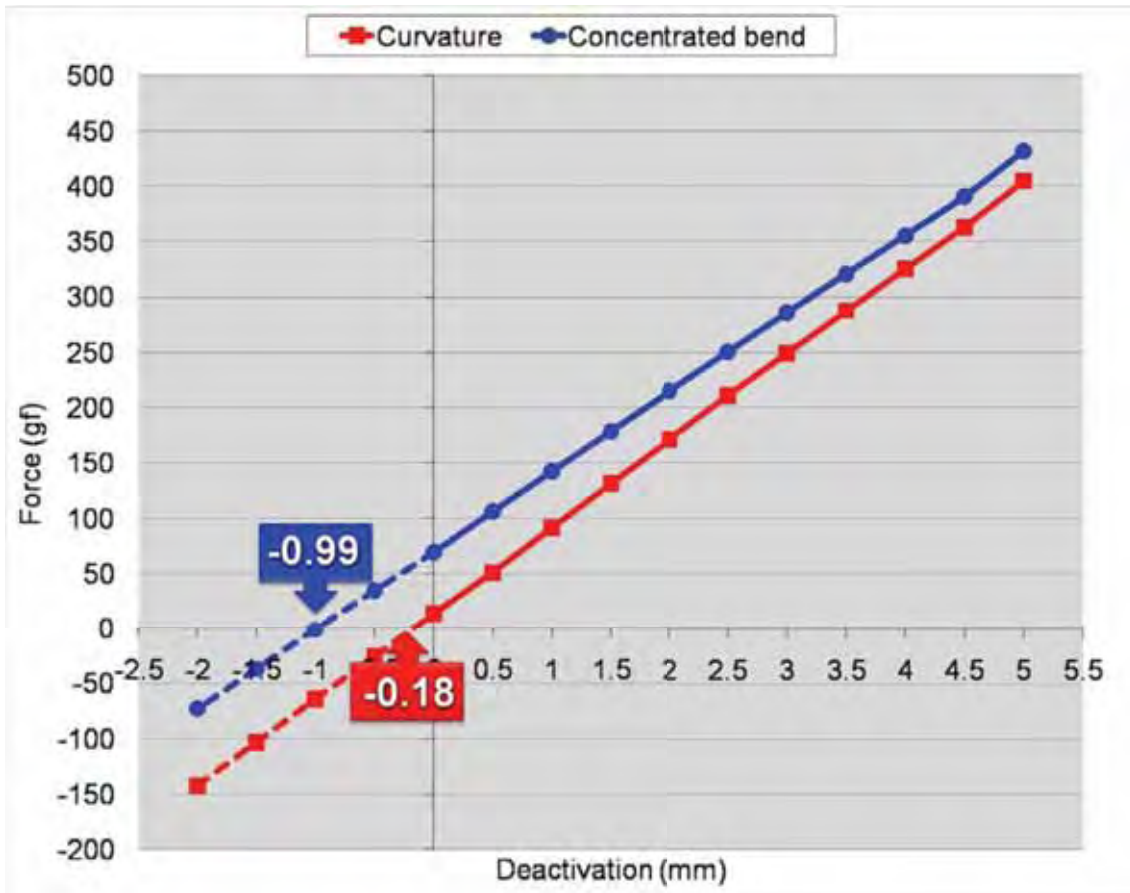


Figure 5 - Figure 4 modified - the values pointed by the arrows depict the amount of horizontal overlap of the vertical extensions of the respective TLSs in “neutral position”.

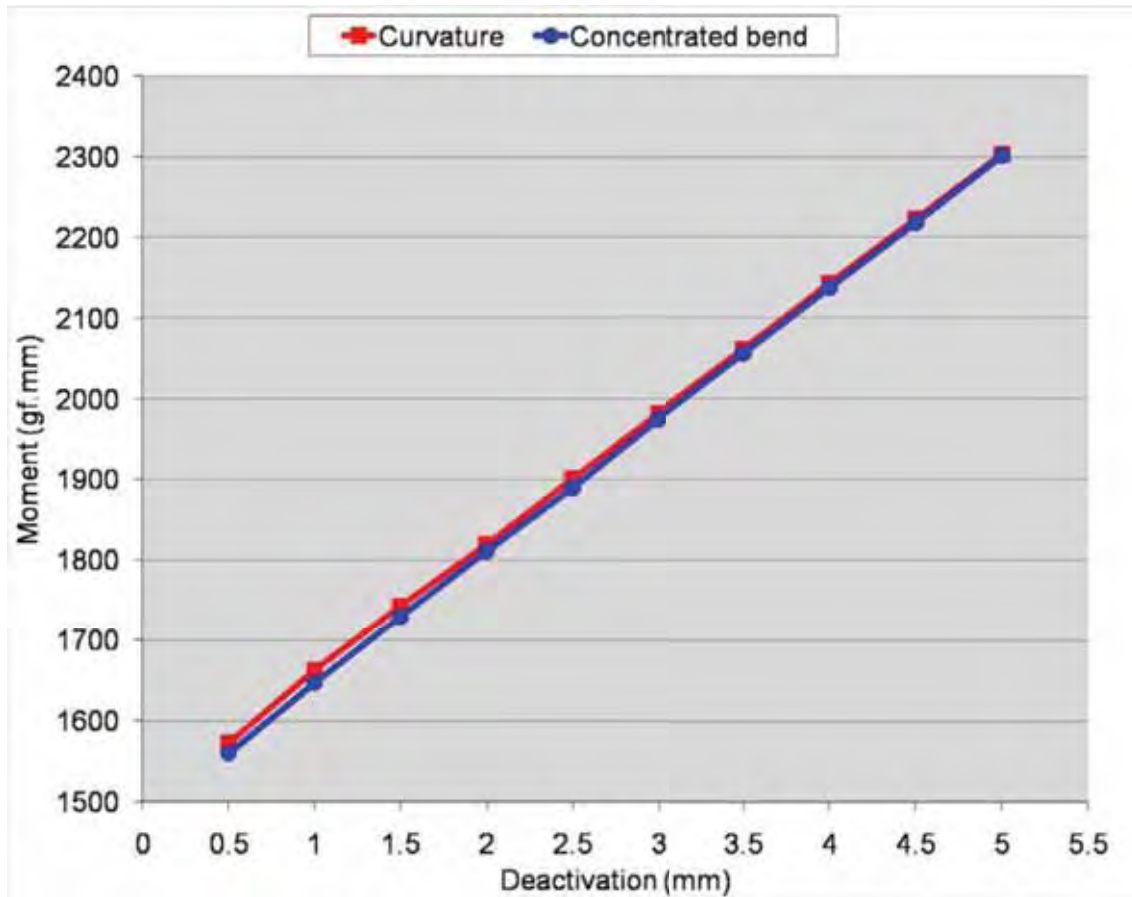


Figure 6 - Moment variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation. Note the similarity of the moments during the TLSs deactivation.

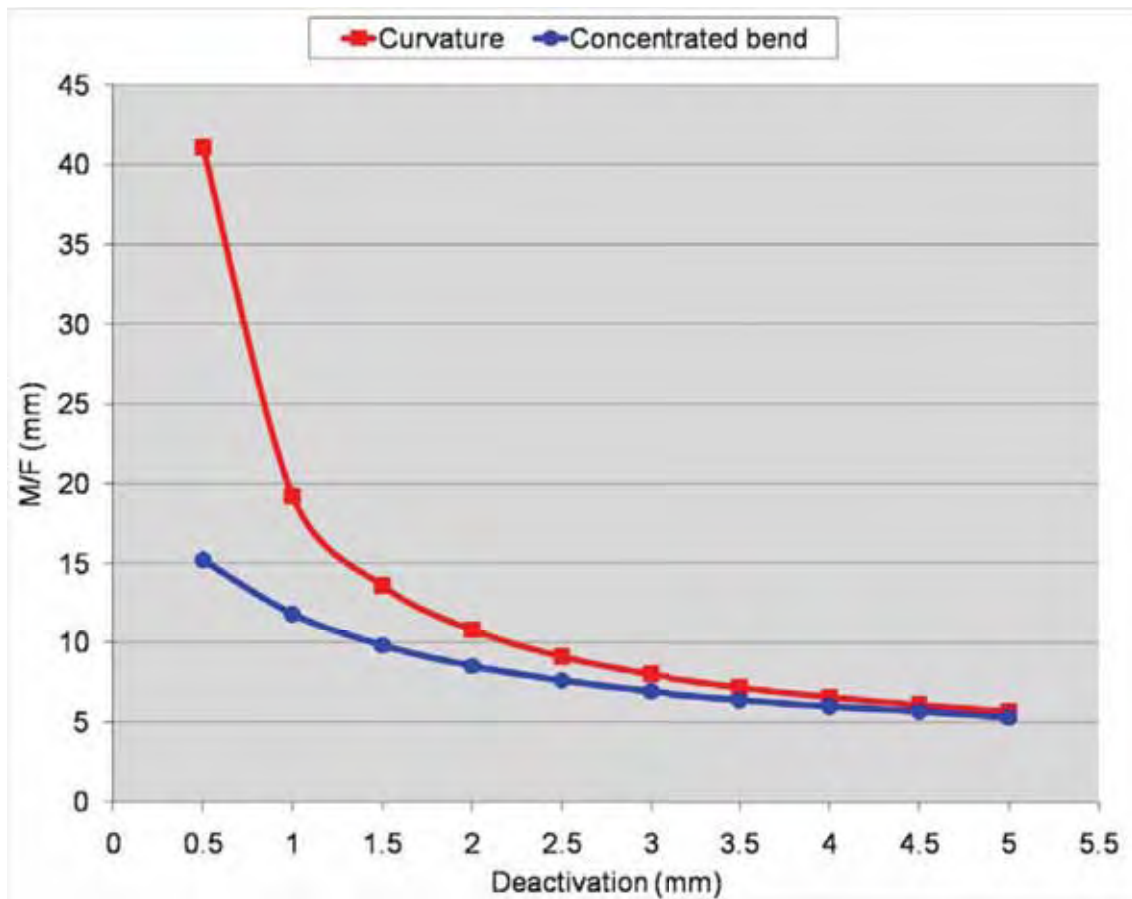


Figure 7 - M/F variation in the TLSs preactivated by curvature and concentrated bends over a range of 5 mm of deactivation.

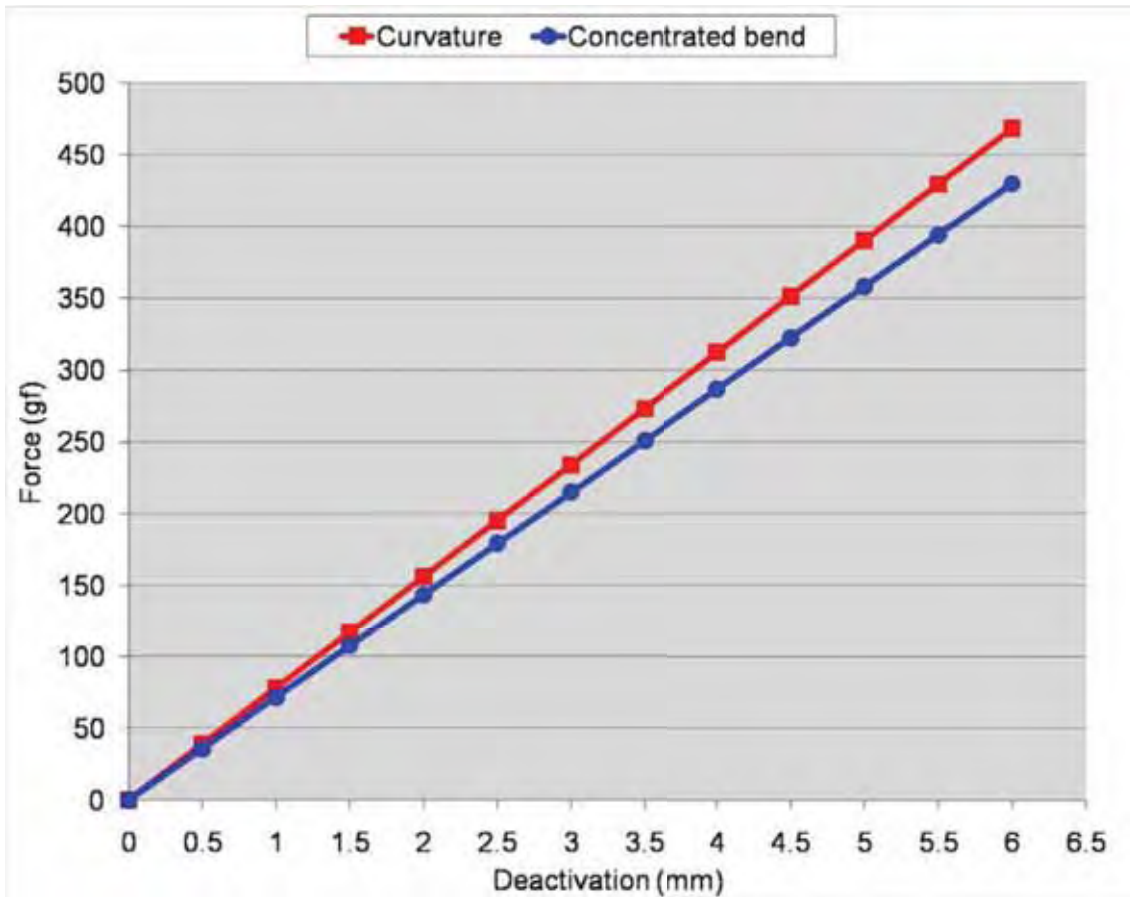


Figure 8 - Figure 4 mathematically adjusted to isolate the effect of the “overactivation” cause by the overlap of the vertical extensions. So both activations are the same at 0.

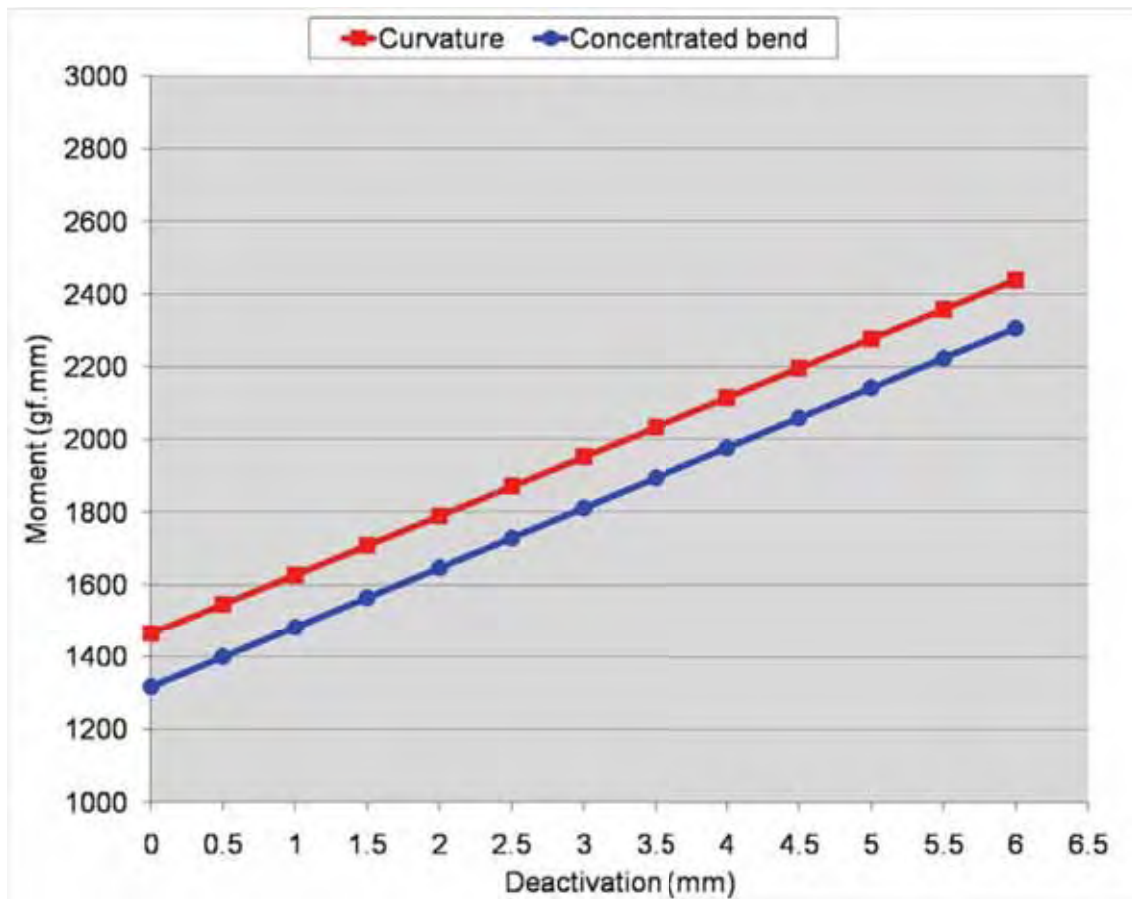


Figure 9 - Figure 6 mathematically adjusted for respective adjusted forces.

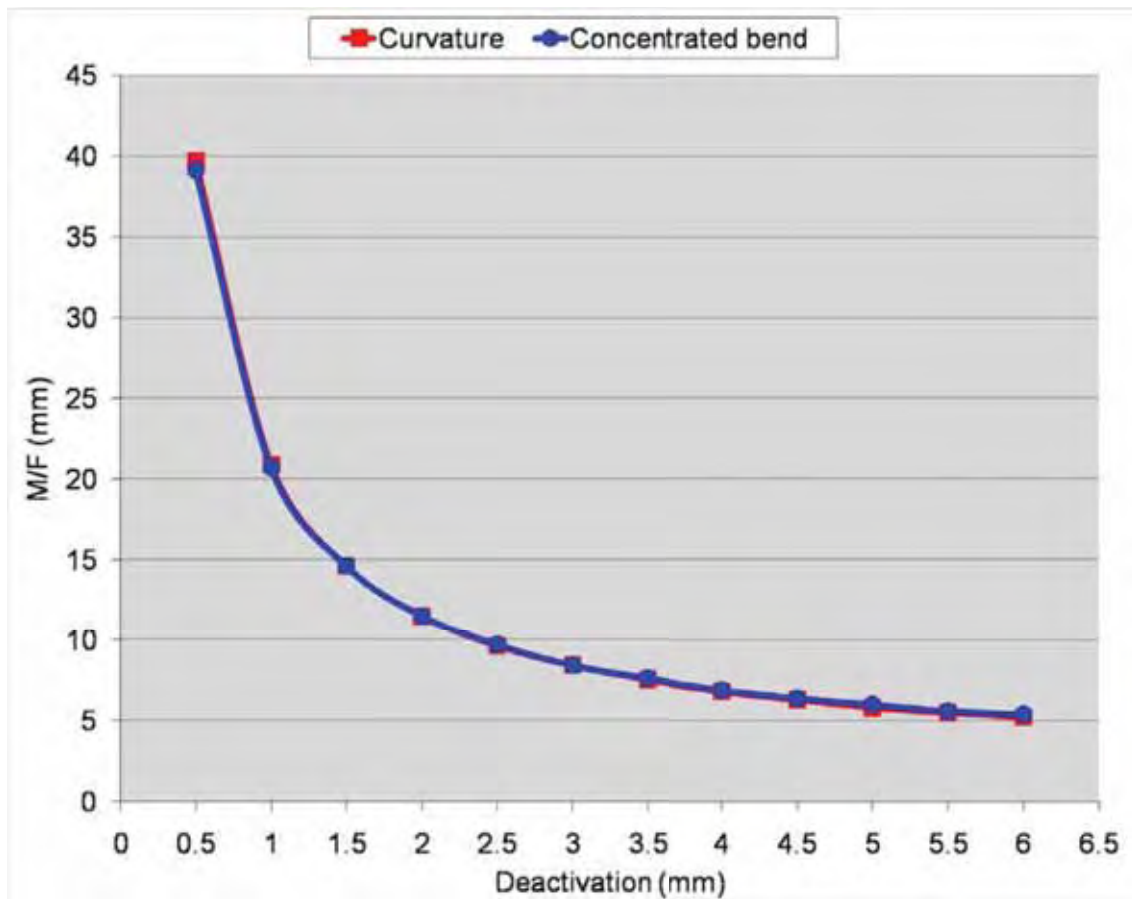
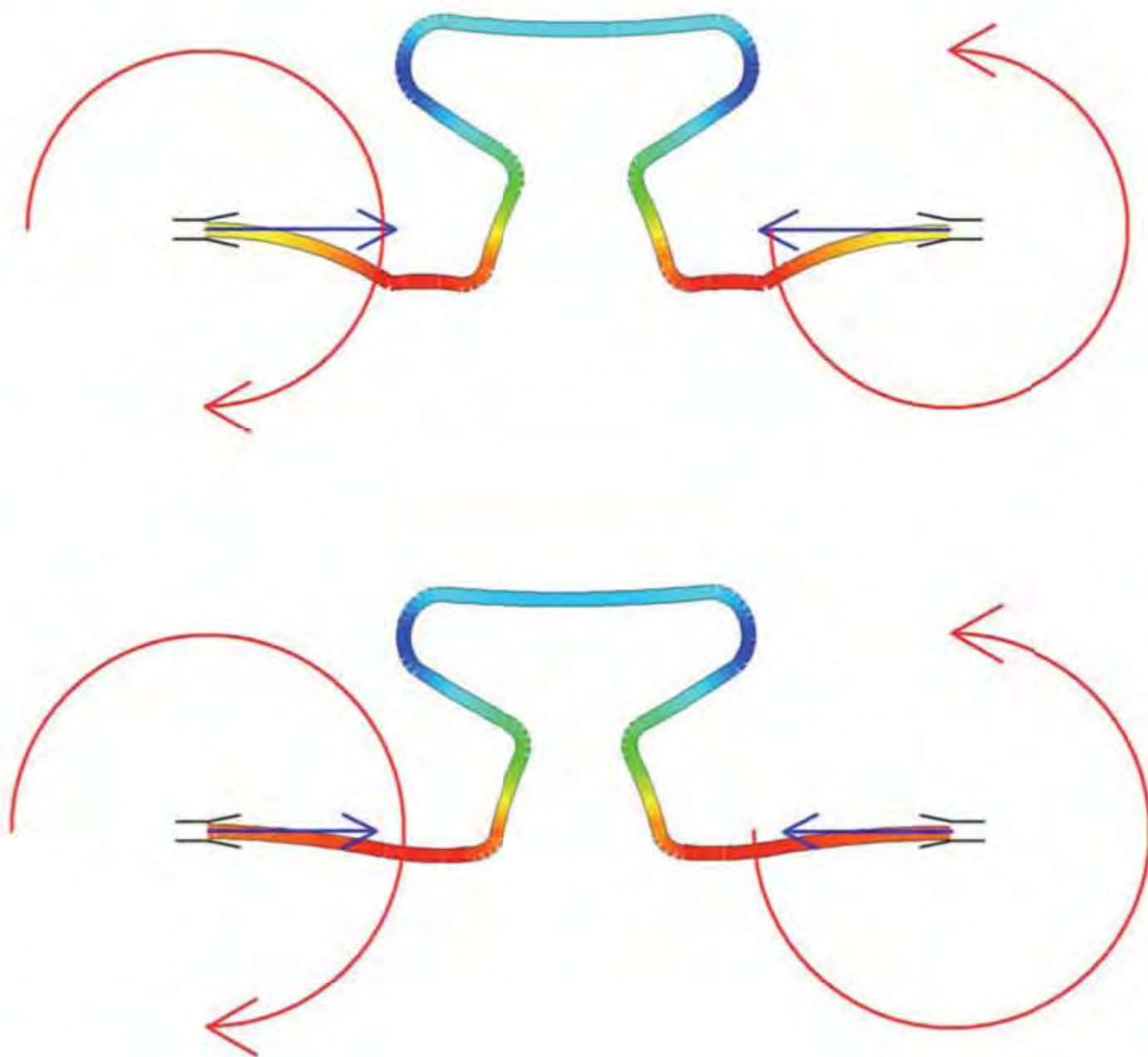


Figure 10 - Figure 7 mathematically adjusted for respective adjusted forces and moments. The force system developed by the groups was quite similar.

Table I. Means and standard deviations for force, moment and MF ratio between concentrated bend and curvature preactivations and T test result over a range of 5 mm of deactivation.

	Distance	Curvature Preactivation		Concentrated bend Preactivation		Group differences
	(mm)	Mean	SD	Mean	SD	P value
Force	5.0	404.7	27.0	431.5	23.1	0.028
	4.5	362.7	25.9	390.6	21.3	0.017
	4.0	325.2	25.4	355.4	21.0	0.01
	3.5	287.4	24.8	320.6	20.9	0.005
	3.0	249.0	24.4	285.5	20.7	0.002
	2.5	210.4	24.1	250.3	20.6	0.001
	2.0	171.2	23.8	214.7	20.8	<0.001
	1.5	131.5	23.7	178.6	21.0	<0.001
	1.0	91.3	23.7	142.5	21.5	<0.001
	0.5	50.7	23.9	106.4	22.0	<0.001
	"Neutral position"	-0.18	0.3	-0.99	0.3	<0.001
L/D	78.07	3.8	71.65	3.2	<0.001	
Moment	5.0	2303.0	172.3	2301.2	124.4	0.979
	4.5	2222.6	165.8	2218.3	122.1	0.948
	4.0	2143.1	157.6	2137.8	113.8	0.932
	3.5	2061.6	153.3	2056.5	108.2	0.933
	3.0	1982.7	145.8	1974.9	104.5	0.893
	2.5	1900.8	141.2	1889.4	104.3	0.839
	2.0	1819.1	136.7	1811.0	102.4	0.882
	1.5	1742.8	136.5	1730.0	104.0	0.817
	1.0	1662.3	137.1	1646.8	107.7	0.782
	0.5	1572.3	140.8	1559.8	113.0	0.829
M/F	5.0	5.7	0.5	5.4	0.4	0.079
	4.5	6.1	0.5	5.7	0.4	0.047
	4.0	6.6	0.6	6.0	0.5	0.02
	3.5	7.2	0.6	6.4	0.5	0.007
	3.0	8.0	0.7	7.0	0.6	0.002
	2.5	9.1	0.9	7.6	0.7	<0.001
	2.0	10.8	1.2	8.5	0.9	<0.001
	1.5	13.6	2.0	9.8	1.2	<0.001
	1.0	19.2	4.5	11.8	1.8	<0.001
	0.5	41.1	27.2	15.2	3.1	<0.001

ARTIGO 2



The effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops

Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas^a; Marília Regalado Galvão^a; Rodrigo F. Viecilli^b; Renato Parsekian Martins^c; Lídia Parsekian Martins^d

^a MS student, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, Araraquara, São Paulo, Brazil.

^b Orthodontic resident, Indiana University School of Dentistry and Purdue School of Engineering and Technology, Indianapolis, USA.

^c Assistant professor, FAEPO/UNESP and FAMOSP/GESTOS, Araraquara, São Paulo, Brazil.

^d Professor, Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, Araraquara, São Paulo, Brazil.

Corresponding Author: Sergei Godeiro Fernandes Rabelo Caldas, Universidade Estadual Paulista, UNESP, Department of Orthodontics, Rua Humaitá 1680, Araraquara, São Paulo 14801-385, Brazil.

e-mail: sergeirabelo@uol.com.br

The effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic loops

ABSTRACT

Objective: Evaluate the changes in the force system of beta-titanium (β -Ti) T-loop spring (TLS) caused by stress relaxation. **Materials and Methods:** Ninety TLSs with dimensions 6 x 10 mm, produced out of .017" x .025" TMA[®] and preactivated by concentrated bends, were randomly distributed into nine groups according to time point of evaluation. Group 1 was tested immediately after the spring preactivation and stress relief by trial activation. The other 8 groups were tested after 24, 48 and 72 hours, 1, 2, 4, 8 and 12 weeks and divided into groups accordingly. Using a moment transducer coupled to a digital extensometer indicator adapted to a universal testing machine, the amount of horizontal force, moment and moment-to-force (MF) ratios were recorded every 0.5 mm of deactivation from 5 mm of the initial activation in an interbracket distance (IBD) of 23 mm. **Results:** The horizontal forces and moments were higher ($P < .001$) for group 1 compared to the other 8 groups, which were not different among themselves. All groups produced similar MF ratios ($P = .640$), with no influence of time. **Conclusions:** The TLSs preactivated by concentrated bends suffer a progressive load decrease over time and this effect is critical on the first 24 hours.

KEY WORDS: Stress Relaxation; Concentrated bends preactivation; T-loop; Beta-titanium.

INTRODUCTION

In most materials, plastic deformation occurs if the stress exceeds the yield point.¹ What is often overlooked is that plastic deformation is also dependent on time.^{1,2} The stress related plastic deformation is referred to as slip, and the time related deformation is referred to as creep.¹⁻³ From a microscopic perspective, creep in metals is the result of dislocations in the crystalline structure of the material. This microscopic phenomenon can be observed experimentally as an increase in strain associated with constant stress (creep) or a decrease in stress associated with constant strain (stress relaxation). Creep is dependent on stress intensity and temperature, because high stresses and temperatures favor dislocations. In most engineering applications, creep in metals becomes a concern only at temperatures at least 30% of the melting point of the material, because structural components are typically not subjected to high stresses during shaping for a specific application.^{1,2}

In orthodontics, straight wires are generally used to construct an appliance. In orthodontic loops, concentrated bends are usually introduced to shape the wire. These bends concentrate stress and can cause spacing and unstable dislocations in the crystalline structure at the high stress points.¹ Orthodontists have tried to overcome this problem by performing heat treatment in orthodontic appliances made of stainless steel, to promote rearrangement of the crystalline structure by relieving residual stresses.⁴⁻⁶ Another strategy often utilized is to take advantage of the Bauschinger effect.⁷ This consists in

overbending the wire and performing several trial activations until the wire assumes the desired shape for the application of the force system.

The beta-titanium (β -Ti) alloy has a moderate shape memory, somewhere between stainless steel (SS) and nickel titanium alloy (NiTi),^{8,9} and when used in loops may require some stress relief before it can be effectively used.^{7,10} The β -Ti T-loop spring (TLS), has been used since the 80's for space closure, mainly for bicuspid extraction cases.^{8,11} Templates⁷ and other methods¹⁰ of preactivation have been developed to deliver specific forces and enough moment-to-force (MF) ratios, allowing different types of tooth movement. The β -Ti TLS stress relief can be done by simulating its activation before its installation in the patient's mouth, causing the force systems to be suitable for the desired tooth movement.^{7,10}

After this, the β -Ti TLS (or any other loop) is loaded in an opposite direction to its preactivation. This subjects the alloy to a constant deformation, which could cause progressive force reduction.^{1,2} This time-dependent effect has been thoroughly studied in the alloys^{9,12-16} used in orthodontics, however, it has been superficially evaluated for β -Ti,^{9,14,16} and there is no record on the literature of studies on this effect on more elaborate geometries, such as in loops.

Change in the original shape of a loop may prove the contemporary preactivations to be not ideal, requiring some adjustments. Thus, the aim of this study was evaluate the load decay on force system of TLS preactivated by concentrated bends over time.

MATERIALS AND METHODS

Ninety TLSs were hand-bent by one of the authors (SGFRC) using a “Marcotte” plier (Hu-Friedy dental instruments, Chicago, USA) out of .017” x .025” β -Ti (TMA[®],Ormco Corporation, Glendora, USA) wires, following a custom template (Fig. 1). The TLSs had dimensions of 6 mm in height by 10 mm of length and were preactivated by performing concentrated bends.¹⁰

The TLSs were randomly divided into nine groups according to the time of evaluation. Group 1 was tested immediately after the spring preactivation and stress relieved by trial activation. The other 8 groups had the same procedures made, but were tested after they were maintained at 5 mm activation for different times in an interbracket distance (IBD) of 23 mm. A custom made device was specifically made for this purpose (Fig. 2). Groups 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 and 9 were kept activated for 24, 48 and 72 hours, 1, 2, 4, 8 and 12 weeks, respectively.

An universal testing machine (EMIC, São José dos Pinhais, Brazil), equipped with a load cell of 0.1 KN, was coupled to a moment transducer and a digital extensometer indicator (Transdutec, São Paulo, Brazil) for the tests. The speed used for the test was 5 mm/min and the digital extensometer’s excitation and sensitivity was 5 V and 0.5 mV/V, respectively.

For the test, the TLSs were positioned symmetrically in an IBD of 23 mm. In order to assure the correct activation and the centralization of the TLSs, nine millimeters were measured from the center of the loop towards each extremity of the horizontal extensions, where stops were made (Fig. 3).

After an activation of 5 mm, the amount of horizontal force and moment developed were recorded for every 0.5 mm of deactivation, and MF ratios were calculated. Furthermore, the amount of horizontal overlap of the vertical extensions of the TLSs in “neutral position” (deformation assumed by a spring when its extremities are placed parallel to the positions that they will fitted on the patient’s brackets, not producing any force, only moments) was calculated by linear interpolation. The LD ratio (the slope of the deactivation graph) was also obtained based in the graph.

The SPSS v.16.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) statistical analysis software was used in this study. The Kolmogorov-Smirnov test indicated normal distributions and Levene's test showed that all variables had similar variances, except the MF ratios.

The multivariate profile analysis using the procedure for analysis of repeated measures was used in order to detect differences of forces, moments and MF ratios among the groups. This analysis compares the total profile, or deactivation pattern, of a whole group in relation to time and deactivation. In order to identify the differences among the groups the post-hoc Tukey test was used with the averages generated by each time (total profiles average).

ANOVA was used, at level of 5%, to detect differences among the groups on LD ratio and the amount of overlapping of the vertical extensions of the TLSs in “neutral position”. Post-hoc Tukey test, at level of 5%, was used to identify the groups’ differences.

RESULTS

There was a significant decrease of force due to time among the groups when the total profiles of the TLSs were compared ($P<.001$). The horizontal forces were higher for group 1 compared to the other 8 groups (Table I and Fig. 4), which were not different among themselves. Group 1 showed a total profile average force of 267.6 gf (Table II) compared to 200.7 gf, 197.8 gf, 200.5 gf, 200.5 gf, 186.2 gf, 200.2 gf, 196.1 gf to 181.7 gf, from groups 2 through 9 (Table II). There was no significant interaction of the time on the rate of force decrease of the loops ($P=.082$) among the groups (Table I).

The amount of overlap of the vertical extensions of the TLSs (addressed as “neutral position” on table III) was greater in group 1 (-0.99 mm) than on the other groups ($P<.001$), whose values were all not different from zero. Time did not have an effect on the LD ratio of the TLSs, which were the same on all groups ($P=.129$) (Table III), ranging from 70.8 to 75.5 gf per .5 mm.

The total profile average moment levels produced throughout the deactivation were generally higher for group 1 (1932.6 gf.mm) than for the other groups ($P=.001$), except for group 5 (1696.6 gf.mm), due two outliers springs. The moments recorded among groups 2 through 9 were similar among themselves, ranging from 1471.3 gf.mm (group 3) to 1696.6 gf.mm (group 5). There was significant interaction between evaluation time and deactivation ($P<.001$) (Table I and II and Fig. 5).

All groups produced similar total profile average MF ratios ($P=.640$), with averages from groups 1 through 9 being, respectively, 8.3 mm, 11.2 mm, 26.7

mm, 12.2 mm, 12.1 mm, 10.2 mm, 14.7 mm, 18.3 mm, to 18.2 mm. No interaction was found between time evaluation and deactivation ($P=.49$) (Table I and II and Fig. 6).

DISCUSSION

Group 1 showed higher horizontal forces than the other groups. After the initial reduction that occurred in the first 24 hours, the behavior of all other groups was similar, with little influence of time over the deactivation forces produced. This can be explained by the stress relaxation phenomenon. The greater decrease of force within 24 hours compared to measurements taken over longer periods of time is in agreement to several other reports that have measured this effect on literature, showing it to be time dependent.^{9,14,16} However this effect had not yet been shown on wires in more elaborate configuration such as loops. Nevertheless, clinicians should expect a drop of around 15.5% on the force levels of TLSs in the first 24 hours of its installation (Table IV). This study shows that the force system currently proposed in the literature^{7,10} can be reviewed, given that in only 24 hours, the values of horizontal force and moments are reduced, on average, 15.5% and 17.15% (Table IV).

The behavior of overactivation caused by “neutral position” (due to the overlap of the vertical extensions of the TLSs), which decreased over time, was consistent to the horizontal forces’ decrease and can be used to explain it. Although there are not any reports of a similar time evaluation in the literature, this was expected effect, since an increase on any loops’ preactivation can

increase the vertical extensions' overlap; and increase the amount of force produced.¹⁷ Normally, an opening of the internal "ears" of the loop should be used to compensate it.⁷ Nevertheless, this effect should be taken into consideration, because non-overlap TLSs could experience an underactivation 24 hours after its engagement in the patient's brackets.

The LD ratio was constant throughout the evaluation periods and did not seem to be effected by the deformation of the TLSs. This is demonstrated both by the lack of interaction between time and deactivation (force variation or LD ratio) (Table I) and by the undetected differences when LD ratio are compared among the TLSs (Table III). Deformation on the geometry of the structure of a spring can have different effects on the force systems, as demonstrated when different cantilevers setups are evaluated.¹⁸ Depending on the deformation of a TLS caused by a preactivation, it may assume slightly different LD ratio when the TLS is tied to the brackets. On our study, the difference in shape was probably too small to cause a significant effect.

There was also a significant decrease on the moments produced by the TLSs over time. It is known^{17,19-22} that an increase on the angle (preactivation intensity) of the horizontal extremities of a loop causes an increase on the moment produced by it. Thus, in 24 hours, there was a deformation of the spring horizontal extremities, causing the angle formed by these extremities to be reduced and lower moments produced. So, as already mentioned, the clinician should be aware that when changes happen on the preactivation of the TLS, this might have an effect on the horizontal force, since we are reducing the overlap of

vertical extensions and consequently the activation extension,²³ and therefore this effect should be compensated.

Unlike the horizontal force, there was a significant interaction of time on the variation of the moments with deactivation ($P < .001$). Therefore, the deactivation pattern for all groups was not similar, ie, the amount of moment decrease for every 0.5 mm of deactivation was different with time. Figure 5 shows that the moment levels during deactivation fit initially on a relatively straight line, which over time, turns out to be a polynomial curvature showing a lesser decrease. This is an interesting effect that has not been shown on the literature and is explained by localized deformation in a specific part of the loop.

The MF ratios remained unchanged within the periods studied and there was not interaction of time on the increase rate of the MF ratios levels with deactivation. This maintenance was probably due to fact that the stress relaxation in the wire happened only on the horizontal extremities of the TLS, causing a decrease of moment and on the overlapping of the vertical extensions of the TLSs, which proportionally decreased the force levels.

The MF ratios became inconsistent and unpredictable in the final stages of the deactivation of the TLSs, from 1 - 0 mm (Fig. 6). The stress relaxation of the wire, which made some of the TLSs show an underactivation on “neutral position”, since it did not happen on group 1. This means that on “neutral position”, the vertical extensions of some of TLSs where apart and not touching. Since the testing machine tested the loop until zero millimeters of extension, some of the TLSs registered a negative force, which would not occur clinically.

Therefore this effect, seen on figure 6, would not occur; instead, the MF ratios would become higher, not due to negative values but due to very low force levels, maybe even causing an uncontrolled tipping with the crown of the tooth moving on the opposite direction of the force. Clinically, from all the discussed data, this would mean that when using TLSs the inner “ears” should be opened less than normally indicated by the literature, generating 1 mm of overlap of the vertical extensions rather than 0 mm⁷ or 2 mm¹⁰ of overlap.

CONCLUSIONS

The TLSs preactivated by concentrated bends suffered a progressive deformation over time. This effect was critical on the first 24 hours on:

1. Moment reduction;
2. Decrease in the rate of moment reduction;
3. Decrease in the overlap of the vertical extension of approximately 1 mm, causing a horizontal force reduction at a given activation.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by FAPESP (Process number 2008/07258-5, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, SP, Brazil).

REFERENCES

1. William D, Callister J. Materials Science and Engineering: An Introduction. Hoboken, NJ: Wiley; 2006.

2. Earthman JC. Creep and Stress-Relaxation Testing. In: Mechanical Testing and Evaluation. Ohio: ASM Handbook; 2000. p. 359-424.
3. Anusavice KJ, Brantley WA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. Phillips Science of Dental Materials. St. Louis: WB Saunders; 2003.
4. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Structure and mechanical properties of as-received and heat-treated stainless steel orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:206-212.
5. Marcotte MR. Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire. *J Dent Res* 1973;52:1171-1175.
6. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:100-109.
7. Burstone CJ, van Steenberg E, Hanley KJ. *Modern Edgewise Mechanics & The Segmented Arch Technique*. Glendora: Ormco Co.; 1995.
8. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980;77:121-132.
9. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthodontic Waves* 2006;65:155-160.
10. Marcotte M. *Biomechanics in Orthodontics*. Philadelphia, Pa: BC Decker; 1990.
11. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod* 1982;82:361-378.

12. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985;87:445-452.
13. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod* 1984;86:396-402.
14. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod* 1990;60:283-288.
15. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod* 1979;75:569-575.
16. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J* 1994;13:152-158.
17. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70:1-19.
18. Dalstra M, Melsen B. Force systems developed by six different cantilever configurations. *Clin Orthod Res* 1999;2:3-9.
19. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2000;70:48-51.
20. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech* 1989;22:637-647.
21. Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of nickel-titanium and TMA symmetrical T-loops. *Angle Orthod* 2008;78:1035-1042.

22. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:757-763.
23. Martins RP, Buschang PH, Vecilli R, dos Santos-Pinto A. Curvature versus v-bends in a group B titanium T-loop spring. *Angle Orthod* 2008;78:517-523.

FIGURE LEGENDS

Figure 1 - Template developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for the design of the TLS. The software allows the template to be printed in 1:1 ratio. Each square is 1 cm².

Figure 2 - Custom made device in order to keep the TLSs activated 5 mm.

Figure 3 - (A) Loop regions and dimensions on the horizontal extremities used to assure the correct activation and the centralization of the TLSs. (B) TLSs' shape when positioned symmetrically in an IBD of 23 mm and activated 5 mm.

Figure 4 - Chart of the forces produced during deactivation on the groups tested.

Figure 5 - Chart of the moments produced during deactivation on the groups tested.

Figure 6 - Chart of the MF ratios produced during deactivation on the groups tested.

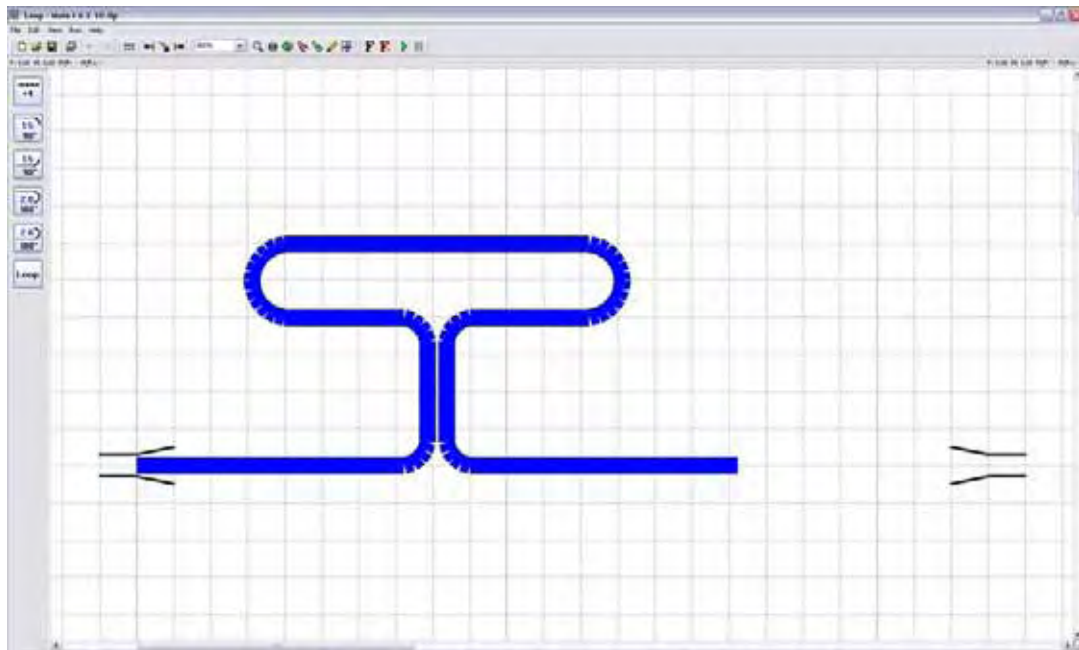


Figure 1 - Template developed in the Loop software (dHAL Orthodontic Software, Athens, Greece) used for the design of the TLS. The software allows the template to be printed in real proportion 1:1. Each square is 1 cm².

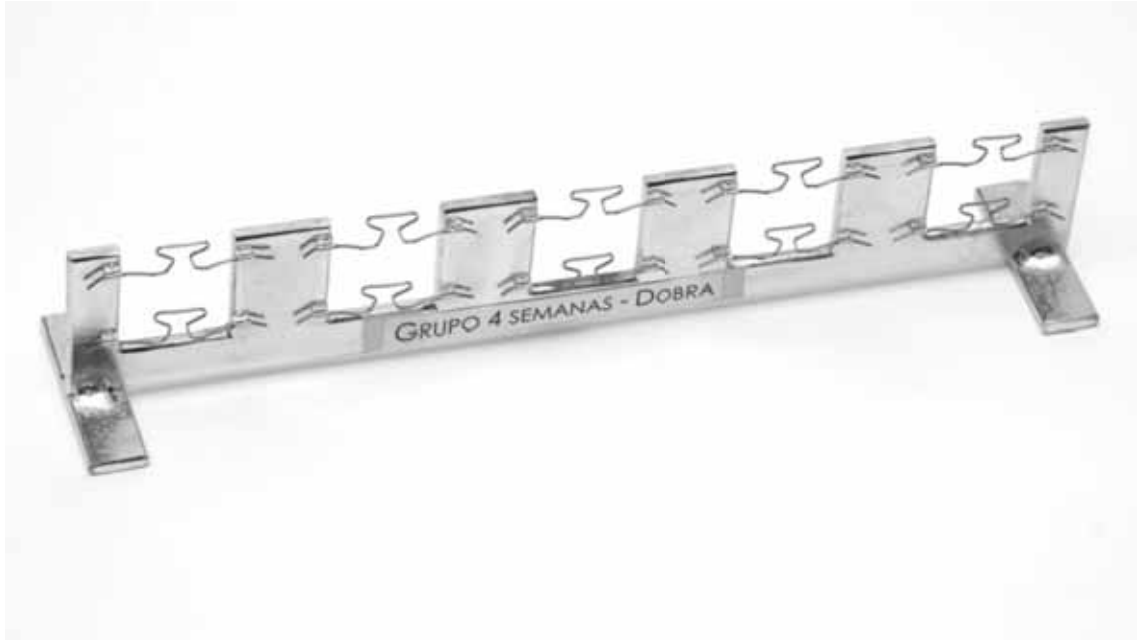


Figure 2 - Custom made device in order to keep the TLSs activated 5 mm.

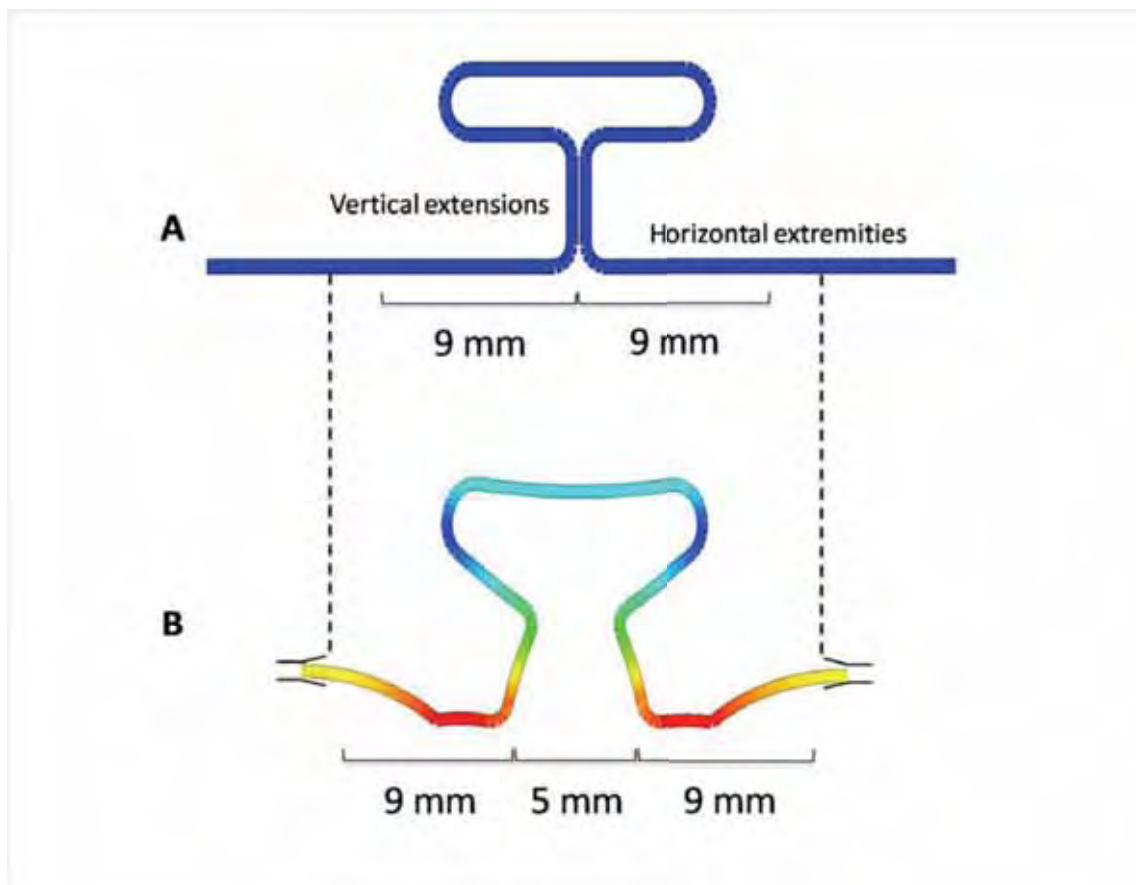


Figure 3 - (A) Loop regions and dimensions on the horizontal extremities used to assure the correct activation and the centralization of the TLSs. (B) TLSs' shape when positioned symmetrically in an IBD of 23 mm and activated 5 mm.

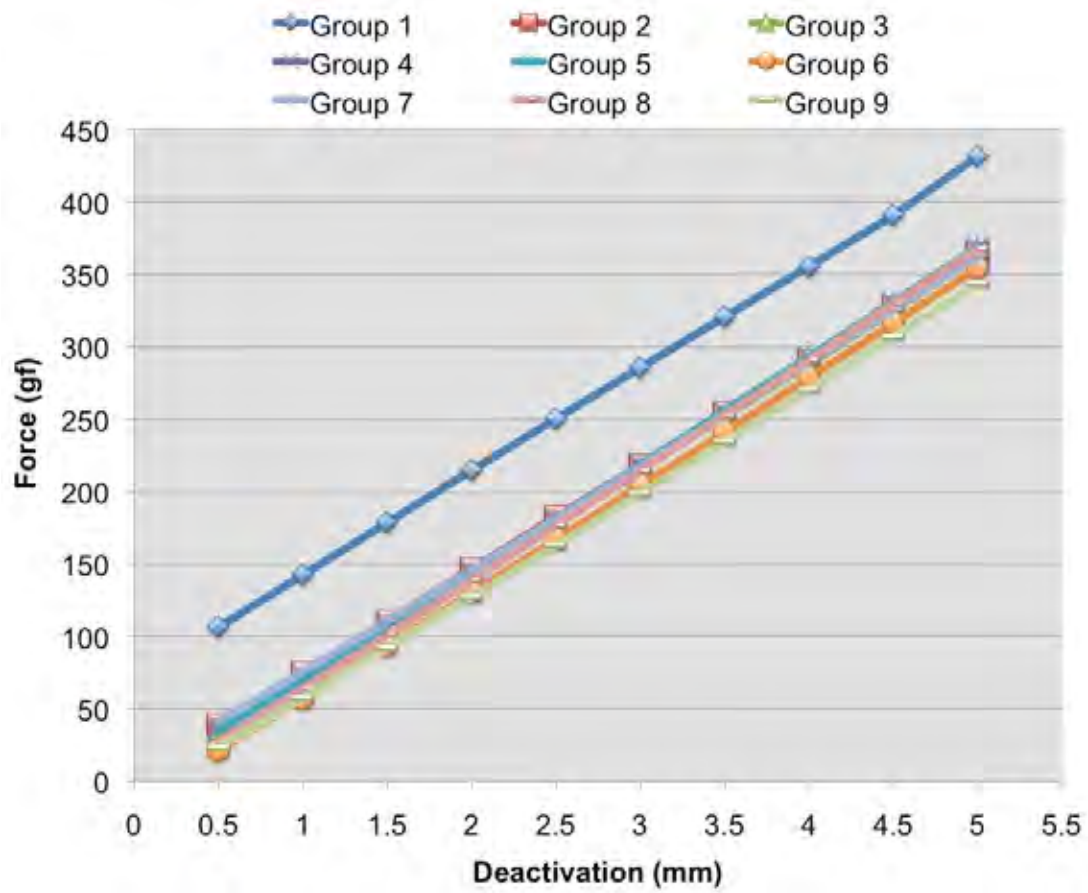


Figure 4 - Chart of the forces produced during deactivation on the groups tested.

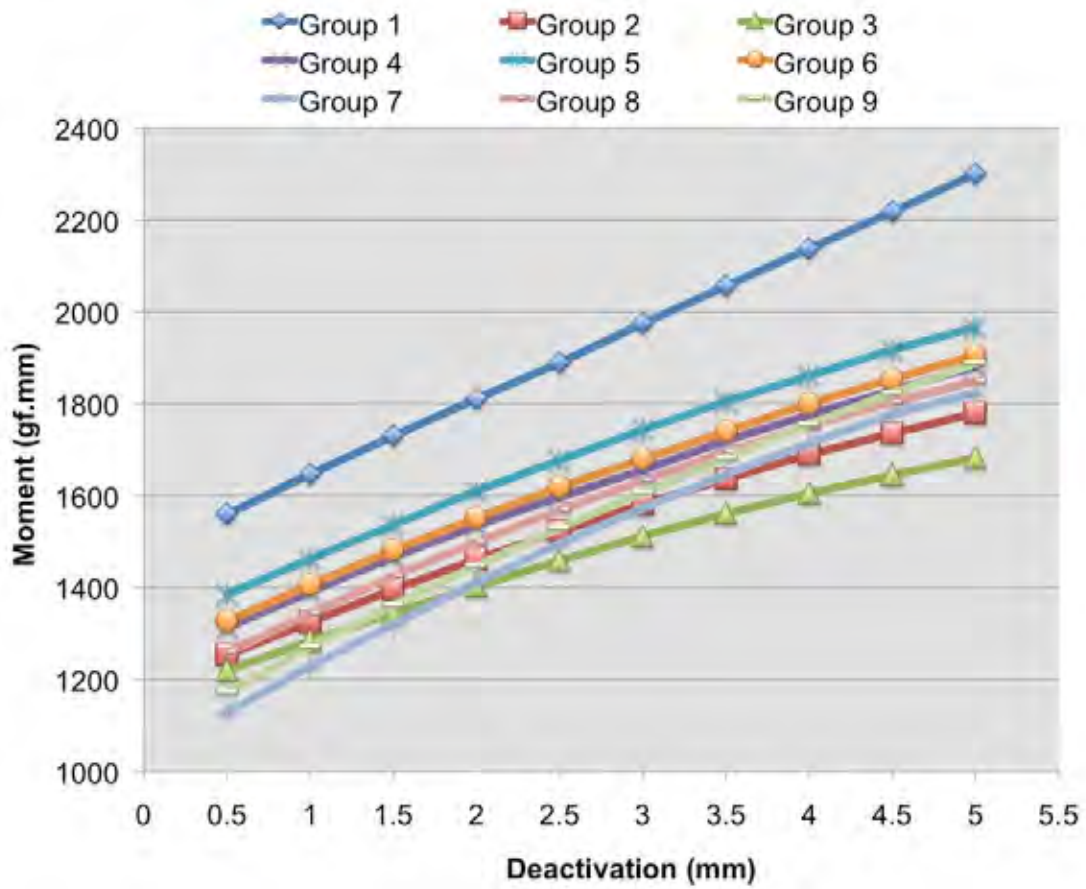


Figure 5 - Chart of the moments produced during deactivation on the groups tested.

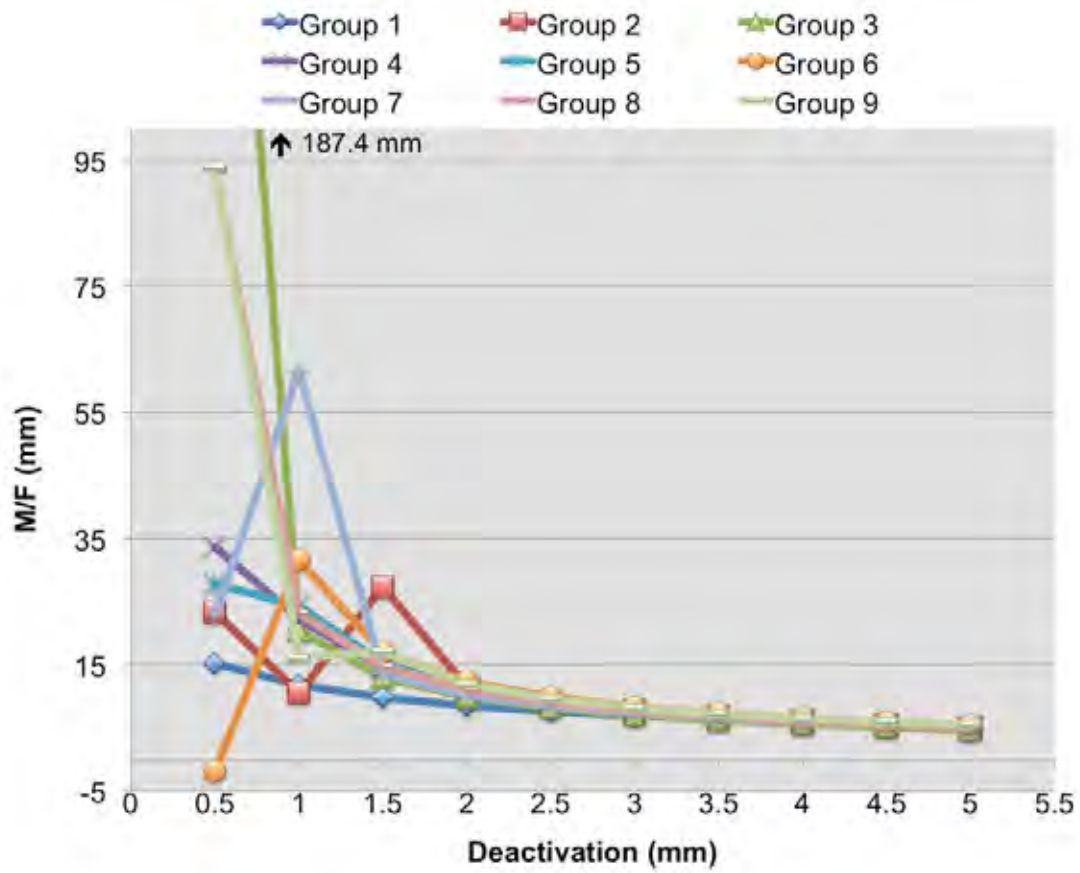


Figure 6 - Chart of the MF ratios produced during deactivation on the groups tested.

Table I - Multivariate profiles test significance for force, moment and M/F variable.

<i>Variation</i>	Force	Moment	M/F
Time	<.001	<.001	.640
Deactivation	<.001	<.001	.021
Deactivation x Time	.082	<.001	.49

Table II - General profiles means and standard deviations for forces and moments within groups (different letters indicate group differences).

<i>Time</i>	Force			Moment			M/F	
	<i>Mean</i>		<i>SD</i>	<i>Mean</i>		<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
Group 1	267.6	A	105.2	1932.6	A	259.2	8.3	3.2
Group 2	200.7	B	111.5	1537.9	B	249.9	11.2	18.2
Group 3	197.8	B	107.8	1471.3	B	239.3	26.7	166.7
Group 4	200.5	B	111.1	1616.5	B	250.0	12.2	34.5
Group 5	200.5	B	111.5	1696.6	AB	243.5	12.1	53.4
Group 6	186.2	B	110.4	1636.4	B	236.3	10.2	33.4
Group 7	200.2	B	108.4	1511.6	B	269.5	14.7	47.1
Group 8	196.1	B	112.5	1582.7	B	234.5	18.3	32.3
Group 9	181.7	B	109.5	1553.9	B	349.9	18.2	45.1

Table III - Means and standard deviations overlapping of the vertical extensions of the TLSs and LD ratio.

<i>Time</i>	"Neutral Position" (mm)*			L/D** (gf/0.5mm)#	
	<i>Mean</i>		<i>SD</i>	<i>Mean</i>	<i>SD</i>
Group 1	-0.99 ⁺	A	0.31	71.7	3.2
Group 2	-0.03	B	0.55	71.9	2.3
Group 3	0.01	B	0.36	72.4	2.6
Group 4	-0.01	B	0.45	72.6	4.5
Group 5	0.03	B	0.47	73.9	3.5
Group 6	0.22	B	0.37	73.7	3.9
Group 7	-0.08	B	0.57	71.1	4.0
Group 8	0.15	B	0.32	75.5	3.6
Group 9	0.20	B	0.46	70.8	4.7

* $P < .001$

** $P = .129$

in order to acquire the L/D per mm, multiply the values times 2

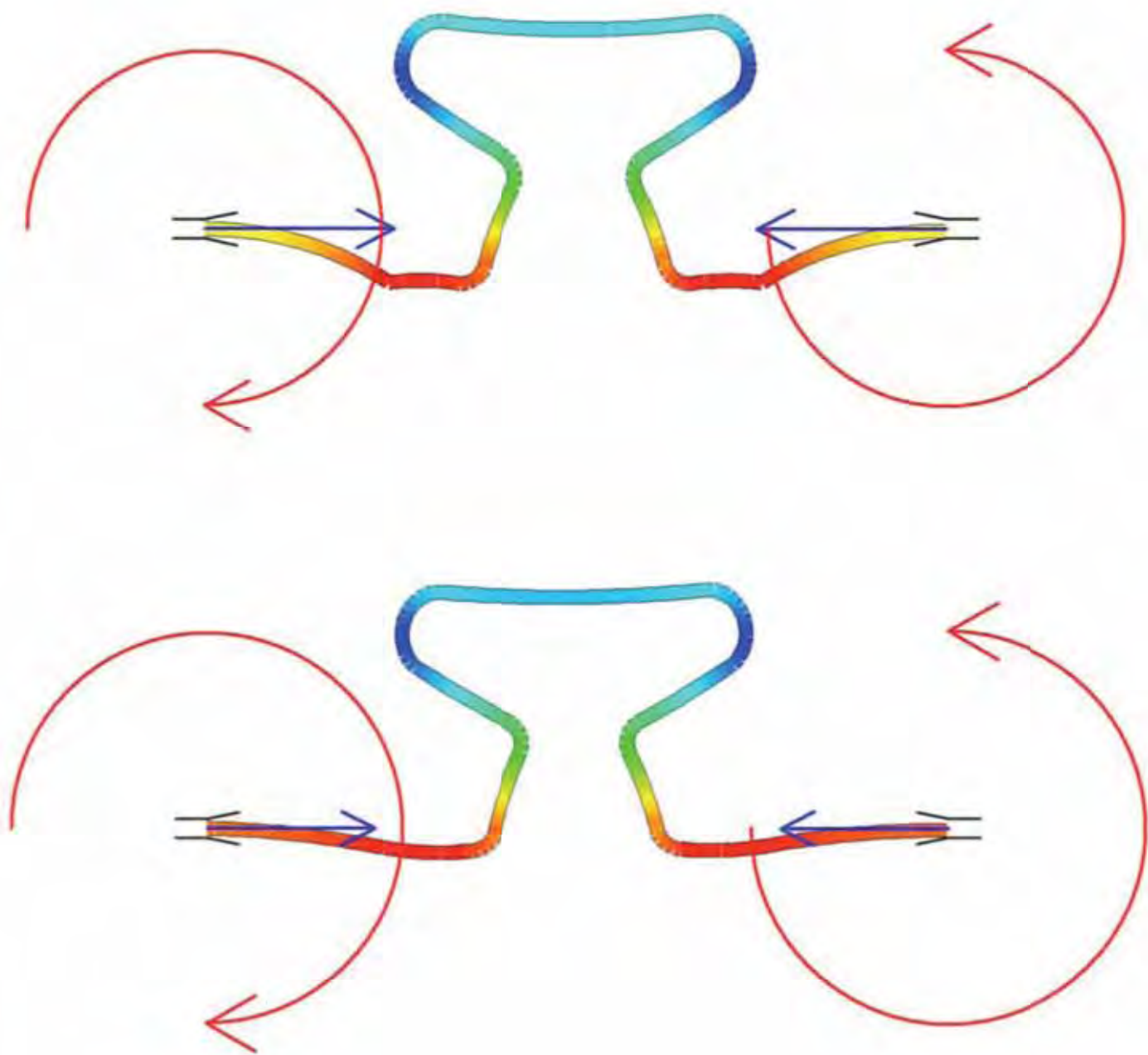
+ significant values

Table IV - Means and standard deviations for forces, moments and MF ratios at deactivation from groups 1 and 2.

	Distance (mm)	Group 1 (immediate)		Group 2 (24 hours)		Difference
		Mean	SD	Mean	SD	
Force	5.0	431.5	23.1	364.4	44.6	67.1
	4.5	390.6	21.3	326.9	44.1	63.7
	4.0	355.4	21.0	290.3	43.6	65.1
	3.5	320.6	20.9	254.1	43.0	66.5
	3.0	285.5	20.7	218.1	42.5	67.4
	2.5	250.3	20.6	182.4	42.0	67.9
	2.0	214.7	20.8	146.5	41.2	68.2
	1.5	178.6	21.0	110.6	40.3	68.0
	1.0	142.5	21.5	74.8	39.4	67.7
	0.5	106.4	22.0	38.9	38.5	67.5
				Average		66.9(15.5%)
Moment	5.0	2301.2	124.4	1779.7	190.8	521.5
	4.5	2218.3	122.1	1735.5	186.0	482.8
	4.0	2137.8	113.8	1689.4	183.6	448.4
	3.5	2056.5	108.2	1636.5	183.0	420.0
	3.0	1974.9	104.5	1581.2	184.7	393.7
	2.5	1889.4	104.3	1522.2	185.0	367.2
	2.0	1811.0	102.4	1461.7	191.3	349.3
	1.5	1730.0	104.0	1395.4	198.5	334.6
	1.0	1646.8	107.7	1324.5	205.8	322.3
	0.5	1559.8	113.0	1252.8	212.5	307.0
				Average		394.7(17.15%)
M/F*	5.0	5.3	0.4	4.9	0.7	
	4.5	5.7	0.4	5.4	0.8	
	4.0	6.0	0.5	5.9	1.0	
	3.5	6.4	0.5	6.6	1.3	
	3.0	6.9	0.6	7.5	1.9	
	2.5	7.6	0.7	8.9	3.1	
	2.0	8.5	0.9	11.5	6.7	
	1.5	9.8	1.2	27.3	49.3	
	1.0	11.8	1.8	10.5	17.7	
	0.5	15.2	3.1	23.3	15.2	

* no differences were found among the groups

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

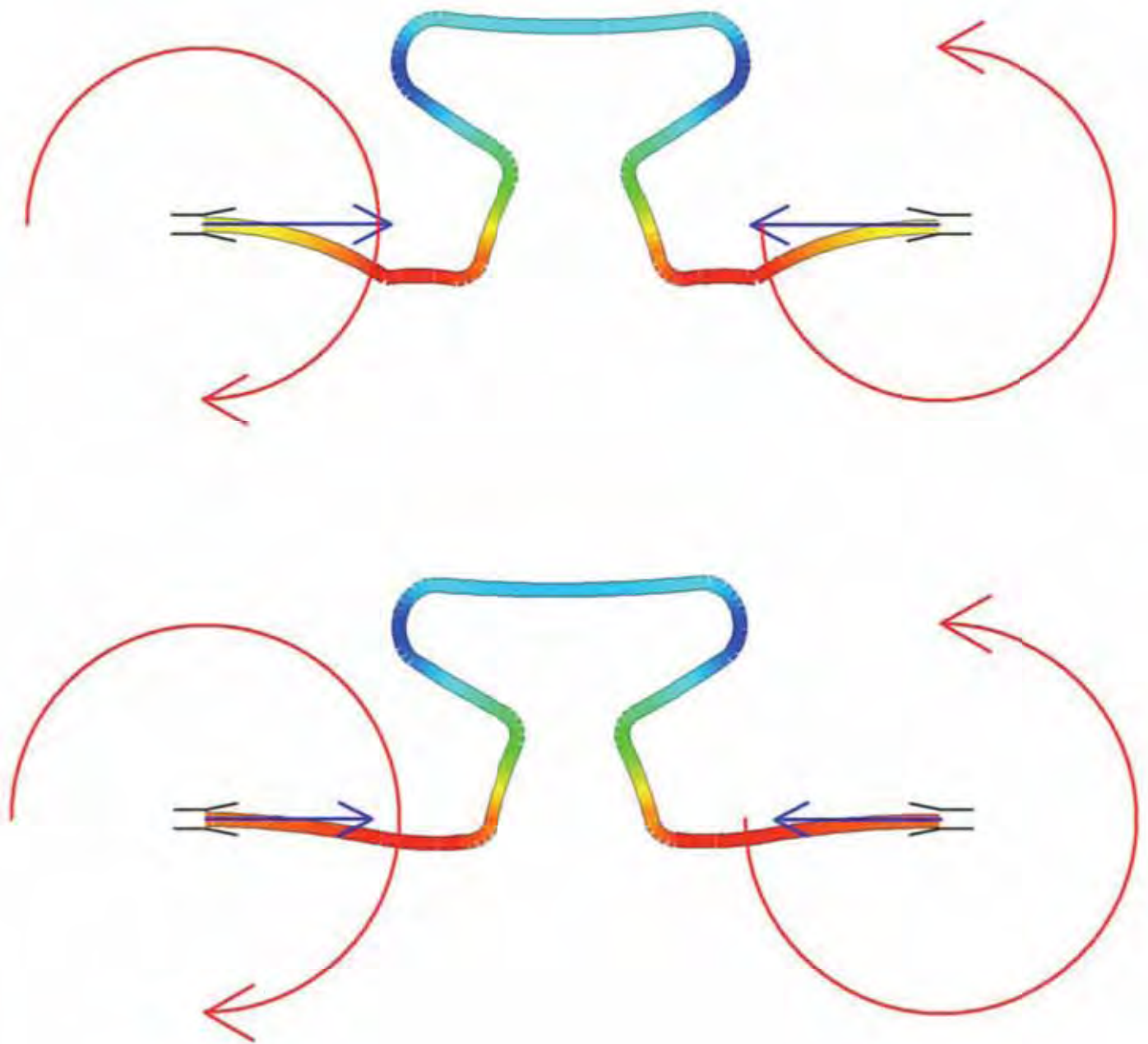


3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseado nos resultados e conclusões apresentados pelos artigos, podemos tecer as seguintes considerações finais:

1. As molas “T” pré-ativadas por dobras apresentaram força horizontal maior e relação CD menor do que as pré-ativadas por curvatura;
2. As molas “T” pré-ativadas por dobras apresentaram maior cruzamento das hastes verticais do que as pré-ativadas por curvatura;
3. Ambos os tipos de pré-ativação produziram momentos similares durante a desativação;
4. As molas “T” pré-ativadas por curvatura apresentaram proporções MF maiores do que as pré-ativadas por dobras;
5. As molas “T” pré-ativadas por dobras sofreram uma deformação progressiva ao longo do tempo. Este efeito foi crítico nas primeiras 24 horas, promovendo:
 - Redução do momento;
 - Diminuição da taxa de redução do momento;
 - Diminuição do cruzamento das hastes verticais das molas “T” em aproximadamente 1 mm, promovendo a redução da intensidade da força horizontal.

4 REFERÊNCIAS



4 REFERÊNCIAS*

1. Anusavice KJ, Brantley WA. Physical properties of dental materials. In: Anusavice KJ, editor. Phillips science of dental materials. St. Louis: Saunders; 2003.
2. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. Am J Orthod. 1962;48:805-22.
3. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. Angle Orthod. 1966;36:99-120.
4. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod. 1981;80:1-16.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1980;77:121-32.
6. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. Am J Orthod. 1976;70:1-19.
7. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1985;87:445-52.
8. Burstone CJ, van Steenberg E, Hanley KJ. Modern edgewise mechanics & the segmented arch technique. Glendora: Ormco; 1995.
9. Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. Angle Orthod. 2000;70:48-51.
10. Earthman JC. Creep and stress-relaxation testing. In: ASM Handbook. Mechanical testing and evaluation. Ohio: ASM Handbook; 2000. p. 359-424. (ASM Handbook; 8)

* De acordo com o estilo Vancouver.

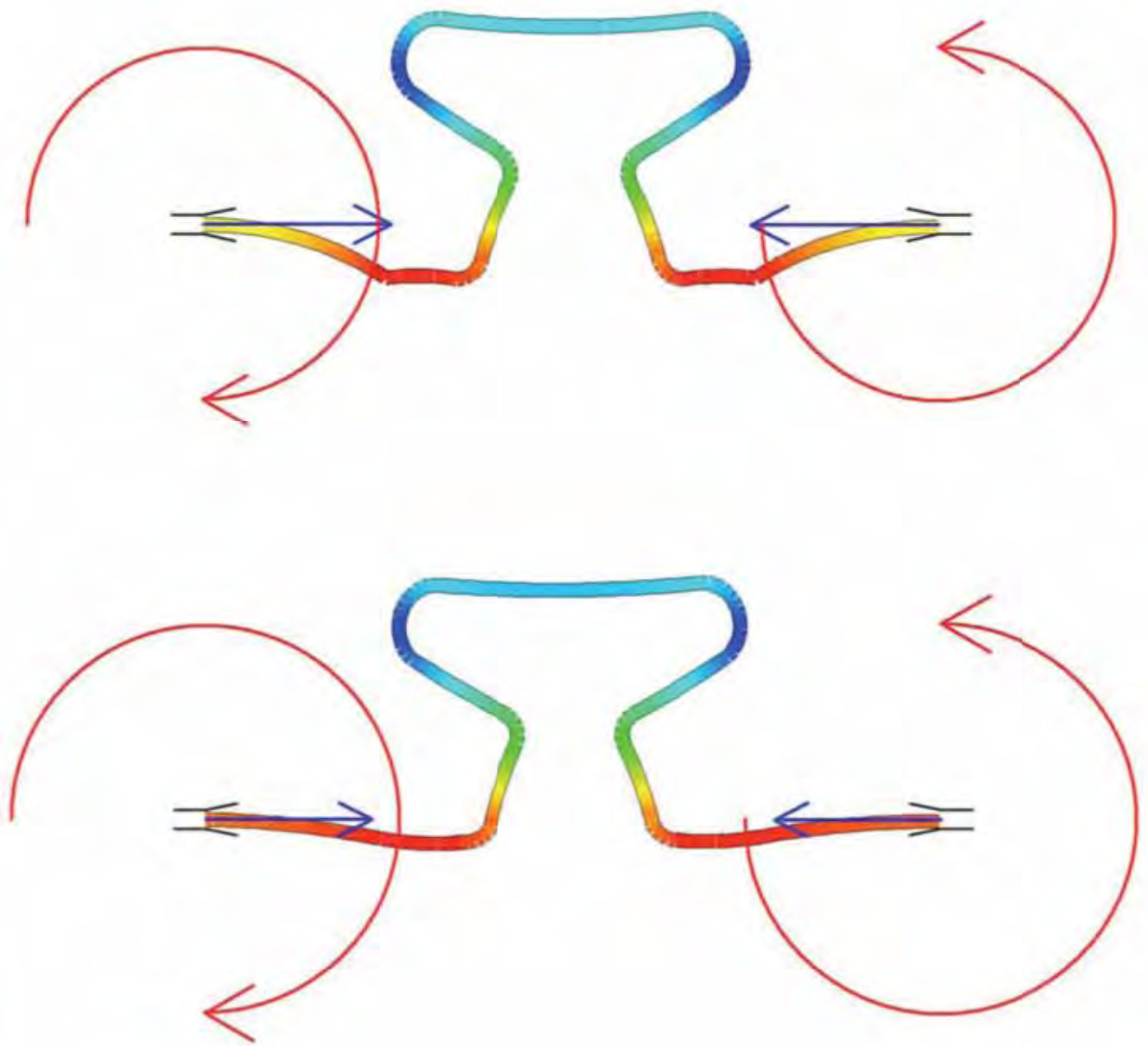
Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

11. Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech.* 1989;22:637-47.
12. Faulkner MG, Lipsett AW, el-Rayes K, Haberstock DL. On the use of vertical loops in retraction systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99:328-36.
13. Hanyuda A, Nagasaka S, Yoshida T. Long-term time effect on load-deflection characteristics of orthodontic wires. *Orthod Waves.* 2006;65:155-60.
14. Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1984;86:396-402.
15. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-loop--a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:149-53.
16. Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod.* 1990;60:283-8.
17. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96:100-9.
18. Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Structure and mechanical properties of as-received and heat-treated stainless steel orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93:206-12.
19. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:12-8.

20. Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of nickel-titanium and TMA symmetrical T-loops. *Angle Orthod.* 2008;78:1035-42.
21. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ. Bending characteristics of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1979;75:569-75.
22. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1989;59:205-10.
23. Marcotte M. *Biomechanics in orthodontics.* Philadelphia: BC Decker; 1990.
24. Marcotte MR. Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire. *J Dent Res.* 1973;52:1171-5.
25. Martins RP, Buschang PH, Martins LP, Gandini LG, Jr. Optimizing the design of preactivated titanium T-loop springs with Loop software. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:161-6.
26. Martins RP, Buschang PH, Vicilli R, dos Santos-Pinto A. Curvature versus v-bends in a group B titanium T-loop spring. *Angle Orthod.* 2008;78:517-23.
27. Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:757-63.
28. Shimizu RH, Sakima T, Santos-Pinto A, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2002;7: 49-61.

29. Souza RS, Santos-Pinto A, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini Júnior LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2003;8:113-22.
30. Souza SA. Ensaio mecânicos de materiais metálicos - fundamentos teóricos e práticos. São Paulo: Blucher; 1982.
31. Thiesen G, Rego MVNR, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas "T" para a obtenção de sistemas de forças otimizados. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006;11:57-77.
32. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129:48-53.
33. William D, Callister J. Materials science and engineering: an introduction. Hoboken: Wiley; 2006.
34. Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. Aust Orthod J. 1994;13:152-8.

5 APÊNDICE



5 APÊNDICE

MATERIAIS E MÉTODOS DO ARTIGO 1

CONFECÇÃO DAS MOLAS

A amostra do estudo foi constituída de 20 molas verticais para fechamento de espaços em forma de “T”, sendo 10 pré-ativadas por dobra e 10 por curvatura. O fio utilizado para a construção das molas foi o TMA[®] com espessura de 0,017” x 0,025” da marca comercial ORMCO[®] (Ormco Corporation, Glendora, EUA), lote n° 020990943.

As molas foram confeccionadas manualmente por um único operador com o auxílio de um alicate de Marcotte, número 678-316, marca comercial Hu-Friedy[®] (Hu-Friedy Dental Instruments, Chicago, EUA), com dimensões de 6 mm de altura e 10 mm de comprimento gengival, sendo que a haste vertical da mola deve apresentar 4 mm e 2 mm de diâmetro (Figura 1), seguindo um template desenvolvido no Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) (Figura 2).

PRÉ-ATIVAÇÃO DAS MOLAS

PRÉ-ATIVAÇÃO POR DOBRA

Nas molas “T” pré-ativadas por dobras, foram determinadas didaticamente seis áreas (Figura 3) a fim de facilitar a sua pré-ativação:

1 - Utilizando o segundo degrau do alicate de Marcotte, comprimiu-se a orelha interna da alça “T” (posição 1). O alicate original é calibrado de modo que as

angulações entre as hastes horizontais da mola tenham 45° entre si ao se comprimir uma das orelhas internas da mola “T”. (Figura 4A)

2 - Realizou-se o mesmo procedimento na orelha interna oposta da alça (posição 2) (Figura 4B). Feito isso, deve haver 90° de angulação entre as hastes horizontais da molas.

3 - No local onde a haste vertical da mola termina (posição 3) foi realizada uma dobra até que a extremidade horizontal da mola toque a orelha externa da alça, permitindo que ela retorne parcialmente ao formato original (Figura 4C);

4 - A 3 mm desse local, na posição 5, foi realizada uma dobra até que a haste horizontal fique permanentemente deformada e tocando a orelha externa da alça (Figura 4D).

5 - Repetiu-se os passos 3 e 4 nas posições 4 e 6. (Figura 4E e F);

6 - Para a redução do estresse incorporado à mola durante sua pré-ativação, a mesma foi colocada em posição neutra (Figura 4G) e realizou-se uma simulação de ativação (Figura 4H).

7 - Com o objetivo de padronizar a angulação das hastes horizontais das molas, estas se encontraram exatamente acima do template (Figura 5A) APÓS a simulação da posição neutra e ativação. Caso isso não ocorra, ela deverá ser reajustada, colocada em posição neutra e a tentativa de ativação ser refeita quantas vezes for necessário, até que ela finalmente se encaixe sobre o template (Figura 4I).



FIGURA 1 - A mola "T" e suas estruturas.

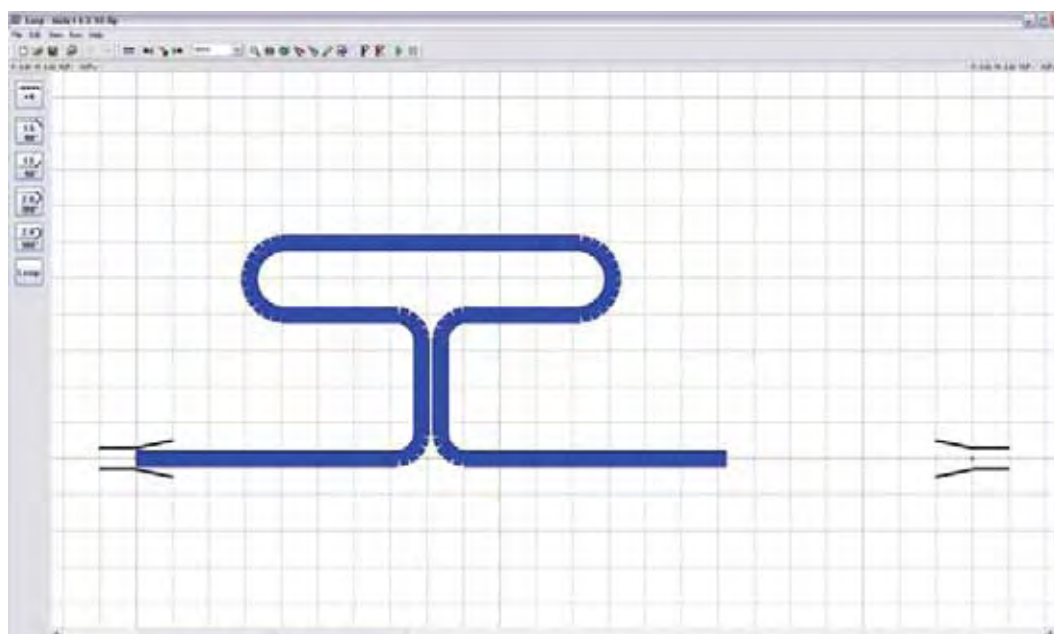


FIGURA 2 - Template desenvolvido no Loop software utilizado para confecção das molas. O software permite que o template seja impresso em proporção real 1:1.

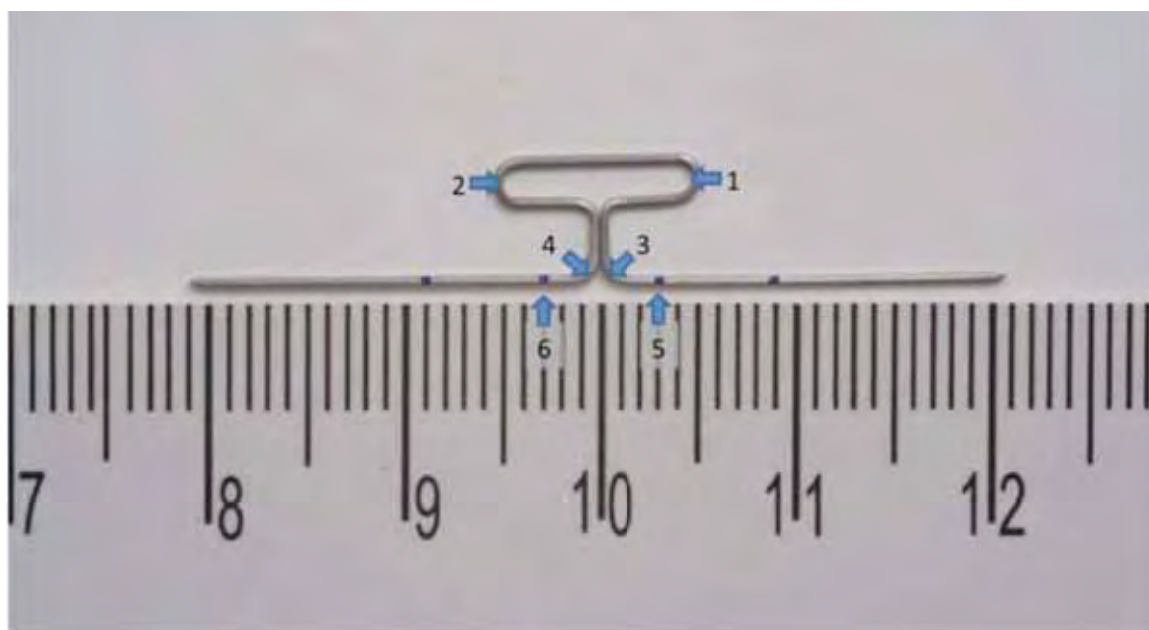


FIGURA 3 - Os seis pontos de pré-ativação por dobras da mola "T".

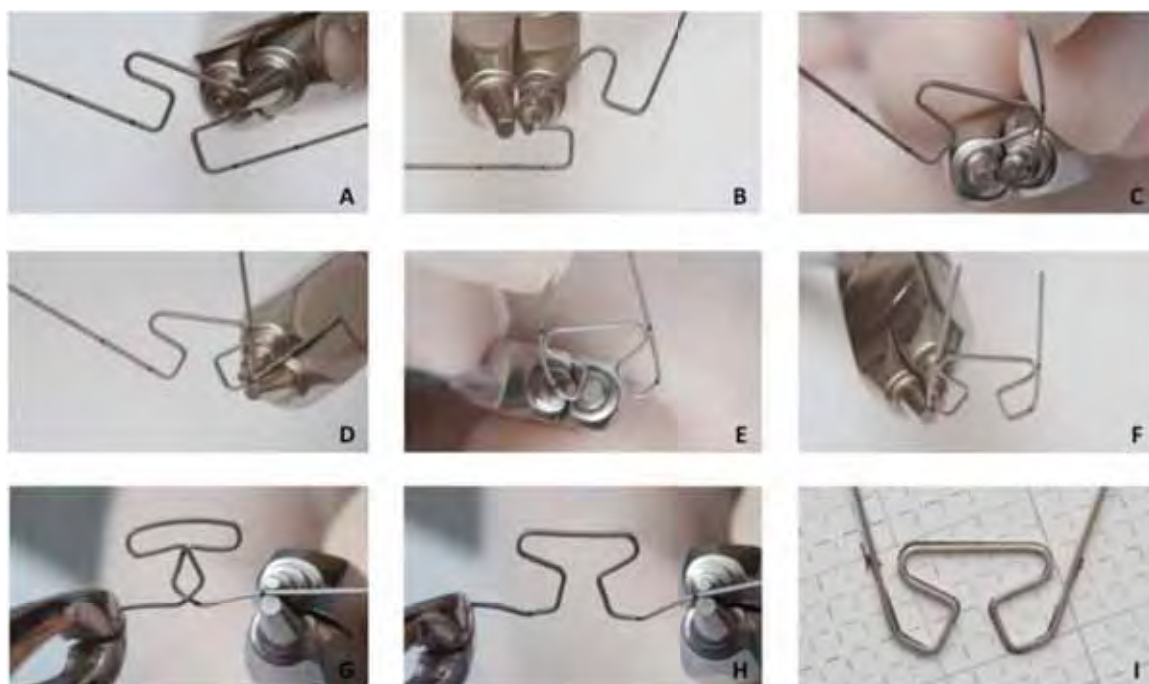


FIGURA 4(A - I) - Pré-ativação por dobras da mola "T".

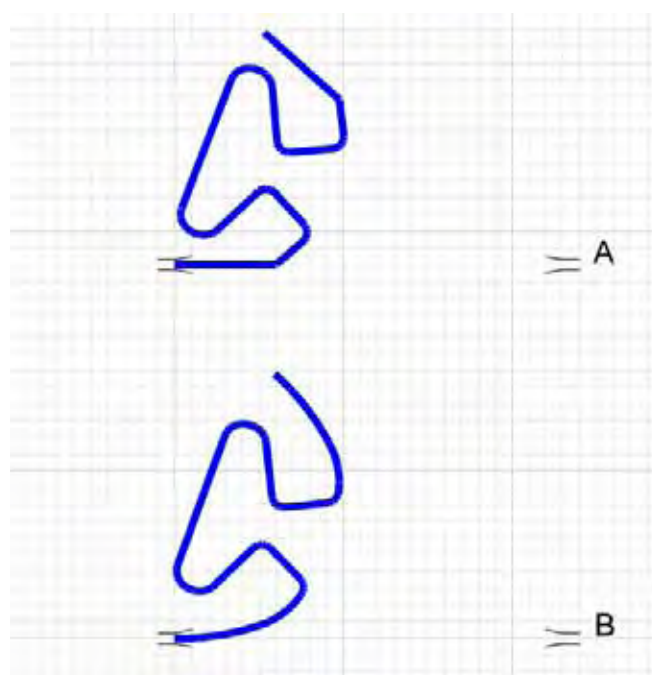


FIGURA 5 - Templates desenvolvidos no Loop software para pré-ativação e padronização da angulação das hastes horizontais das molas. (A) Mola “T” pré-ativada por dobra e (B) pré-ativada por curvatura.

PRÉ-ATIVAÇÃO POR CURVATURA

Na mola “T” pré-ativada por curvatura, foram determinadas didaticamente 4 áreas para a pré-ativação (Figura 6) a fim de facilitar a sua pré-ativação:

1 - Utilizando o segundo degrau do alicate de Marcotte, comprimiu-se a orelha interna da alça “T” (posição 1). O alicate original é calibrado para que as angulações entre as extremidades horizontais da mola tenham 45° entre si ao se comprimir uma das orelhas internas da mola “T”. (Figura 7A)

2 - Realizou-se o mesmo procedimento na orelha interna oposta da alça (posição 2) (Figura 7B).

3 - No local onde a haste vertical da mola termina (posição 3) foi realizada uma dobra até que a extremidade horizontal da mola toque a orelha externa da alça, permitindo que ela retorne parcialmente ao formato original (Figura 7C);

4 - A extremidade horizontal contígua a posição 3 foi curvada gradualmente, com o auxílio do alicate de Marcotte, até permanecer tocando a orelha externa da alça (Figura 7D).

5 - Repetir os procedimentos 3 e 4 na posição 4 e na sua extremidade horizontal contígua. (Figura 7E e F);

5 - Para a redução do estresse incorporado à mola durante sua pré-ativação, a mesma foi colocada em posição neutra (Figura 7G) e realizou-se uma simulação de ativação (Figura 7H).

6 - Com o objetivo de padronizar a angulação das hastes horizontais das molas, estas se encontraram exatamente acima do template (Figura 5B) APÓS a simulação da posição neutra e ativação. Caso isso não ocorra, ela deverá ser reajustada, colocada em posição neutra e a tentativa de ativação ser refeita quantas vezes for necessário, até que ela finalmente se encaixe sobre o template (Figura 7I).

DIVISÃO DOS GRUPOS

As molas “T” foram divididas aleatoriamente em dois grupos de acordo com o tipo de pré-ativação: dobra e curvatura.

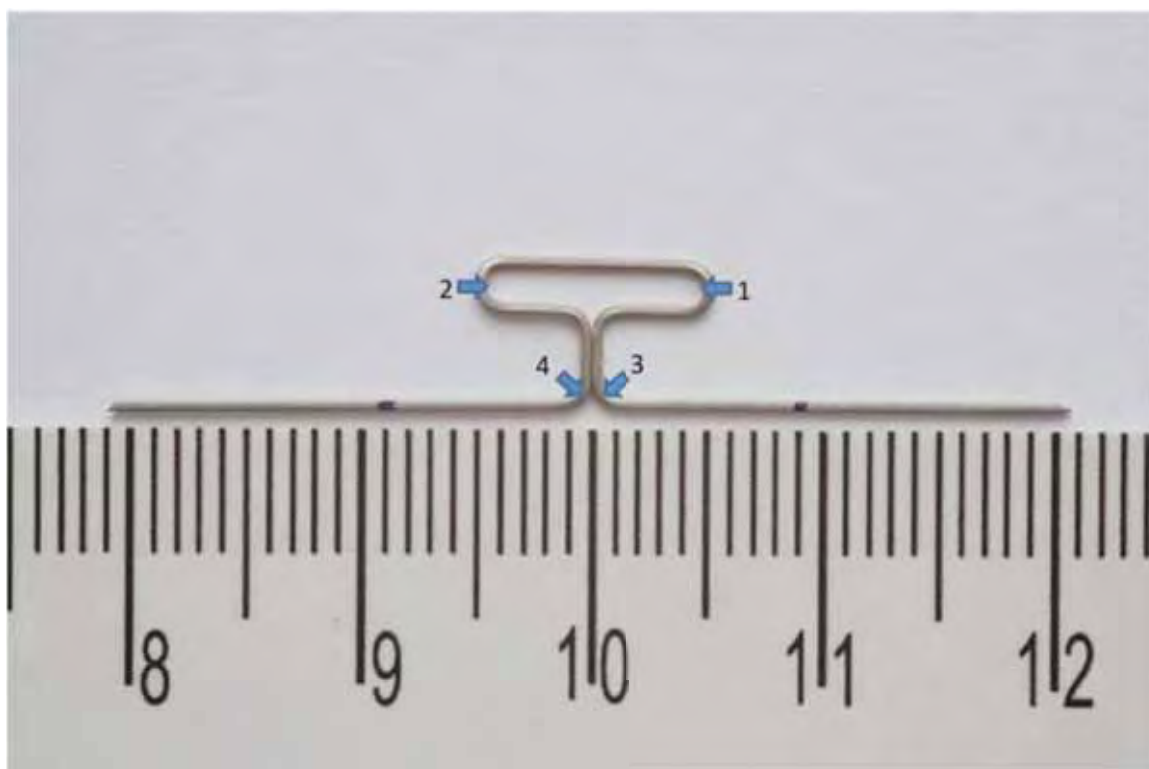


FIGURA 6 - Os quatro pontos de pré-ativação por curvatura da mola "T".

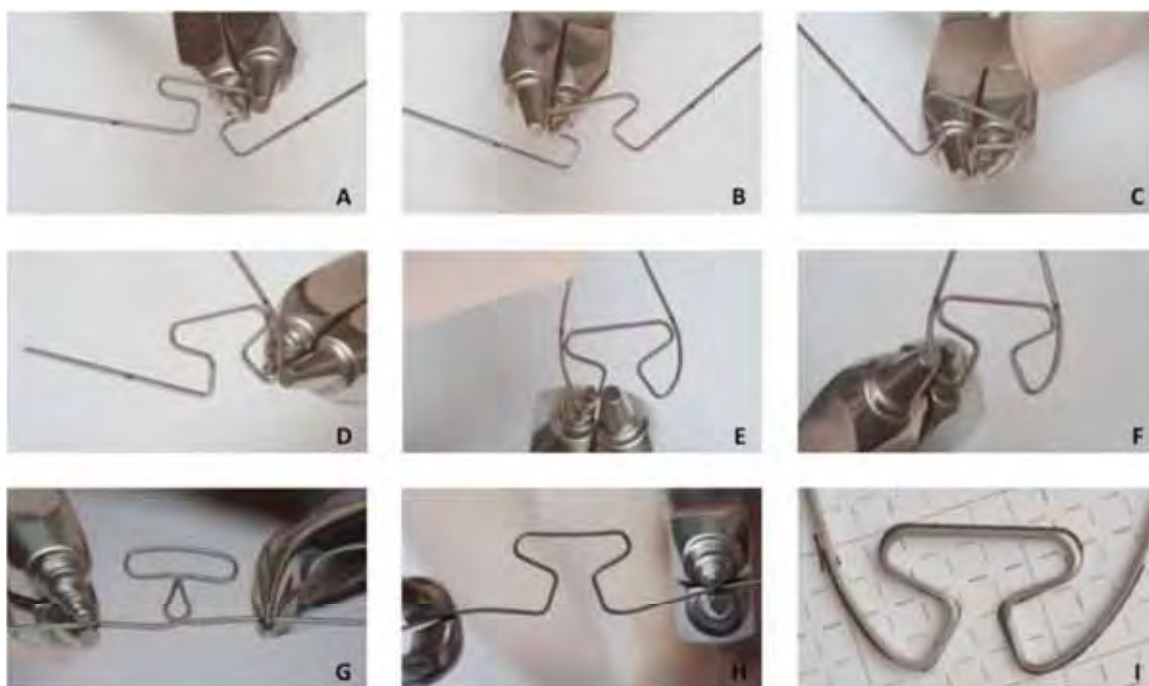


FIGURA 7(A - I) - Pré-ativação por curvatura da mola "T".

MENSURAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇA

Os experimentos deste trabalho foram realizados no Laboratório de Ensaio Mecânico Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP. Para a realização do ensaio mecânico foram utilizados: uma máquina universal de ensaio da marca comercial EMIC, (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil), modelo DL2000; um transdutor de momentos e um indicador digital para extensometria, modelo TMDE, ambos da Transdutec (Transdutec, São Paulo, Brasil);

A máquina universal de ensaio EMIC (Figura 8) realiza ensaios de tração e compressão. Assim, a força necessária para o ensaio foi obtida por meio de uma célula de carga de 0,1 KN. Para que seja possível a mensuração simultânea do momento gerado pela mola durante sua desativação, foi adaptado um transdutor de momentos devidamente calibrado (Figura 9) à máquina de ensaio EMIC.

Acoplado ao transdutor de momentos, o indicador digital para extensometria realiza a conversão das grandezas mecânicas para unidade métrica, possibilitando assim, a mensuração e o registro dos momentos gerados (Figura 10). Para tanto, o indicador digital foi ajustado para 5 V de excitação e sensibilidade de 0,5 mV/V.

No ensaio mecânico propriamente dito, a mola foi posicionada, simetricamente, em um espaço de 23 mm entre o dispositivo de fixação e o transdutor de momentos. Quando as molas foram inseridas no sistema de ensaio mecânico, essas apresentaram uma ativação de 5 mm (Figura 11). A partir deste ponto, a cada 0,5 mm de desativação da mola, foi interrompido o

ensaio e registrado a quantidade de força horizontal e de momento. A proporção momento-força, a relação carga-deflexão e a posição neutra foram calculadas matematicamente. A máquina de ensaio foi ajustada para realização do ensaio em uma velocidade de 5 mm/min.

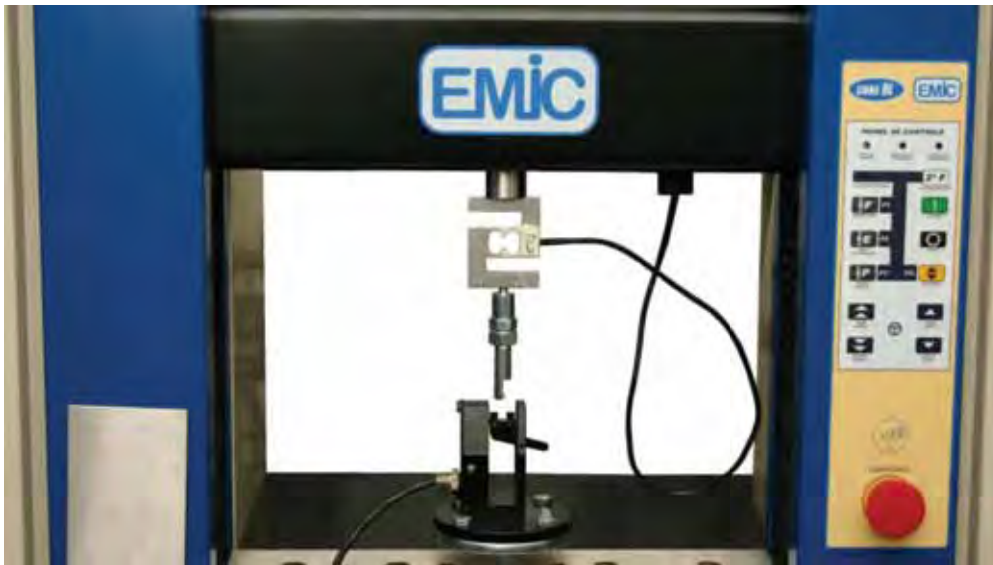


FIGURA 8 - Máquina de ensaio universal EMIC, modelo DL2000, com célula de carga de 0,1 KN.



FIGURA 9 - Transdutor de momentos em calibração para realização dos ensaios.



FIGURA 10 - Indicador digital para extensometria utilizado para medição dos momentos.



FIGURA 11 - Mola "T" posicionada simetricamente no espaço de 23 mm.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados obtidos foi realizada por meio do teste *T de Student*, considerando o nível de significância de 5%.

MATERIAIS E MÉTODOS DO ARTIGO 2

CONFECÇÃO DAS MOLAS

A amostra do estudo foi constituída de 90 molas verticais para fechamento de espaços em forma de “T” pré-ativadas por dobra. O fio utilizado para a construção das molas foi o TMA[®] com espessura de 0,017” x 0,025” da marca comercial ORMCO[®] (Ormco Corporation, Glendora, EUA), lote n° 020990943.

As molas foram confeccionadas manualmente por um único operador com o auxílio de um alicate de Marcotte, número 678-316, marca comercial Hu-Friedy[®] (Hu-Friedy Dental Instruments, Chicago, EUA), com dimensões de 6 mm de altura e 10 mm de comprimento gengival, sendo que a haste vertical da mola deve apresentar 4 mm e 2 mm de diâmetro (Figura 1), seguindo um template desenvolvido no Loop software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) (Figura 2).

PRÉ-ATIVAÇÃO DAS MOLAS

As molas foram pré-ativadas de acordo com a técnica preconizada por Marcotte, sendo determinadas didaticamente seis áreas (Figura 3) a fim de facilitar a sua pré-ativação:

1 - Utilizando o segundo degrau do alicate de Marcotte, comprimiu-se a orelha interna da alça “T” (posição 1). O alicate original é calibrado de modo que as angulações entre as hastes horizontais da mola tenham 45° entre si ao se comprimir uma das orelhas internas da mola “T”. (Figura 4A)

2 - Realizou-se o mesmo procedimento na orelha interna oposta da alça (posição 2) (Figura 4B). Feito isso, deve haver 90° de angulação entre as hastes horizontais da molas.

3 - No local onde a haste vertical da mola termina (posição 3) foi realizada uma dobra até que a extremidade horizontal da mola toque a orelha externa da alça, permitindo que ela retorne parcialmente ao formato original (Figura 4C);

4 - A 3 mm desse local, na posição 5, foi realizada uma dobra até que a haste horizontal fique permanentemente deformada e tocando a orelha externa da alça (Figura 4D).

5 - Repetiu-se os passos 3 e 4 nas posições 4 e 6. (Figura 4E e F);

6 - Para a redução do estresse incorporado à mola durante sua pré-ativação, a mesma foi colocada em posição neutra (Figura 4G) e realizou-se uma simulação de ativação (Figura 4H).

7 - Mola "T" pré-ativada por dobras (Figura I).



FIGURA 1 - A mola “T” e suas estruturas.

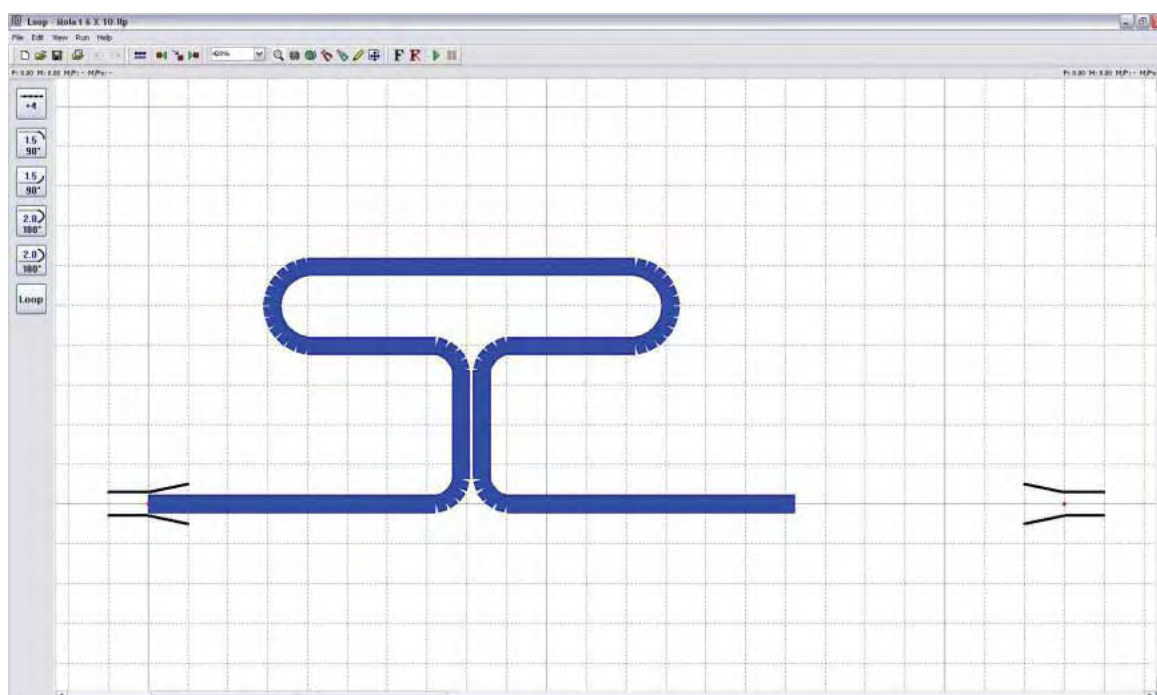


FIGURA 2 - Template desenvolvido no Loop software utilizado para confecção das molas. O software permite que o template seja impresso em proporção real 1:1.

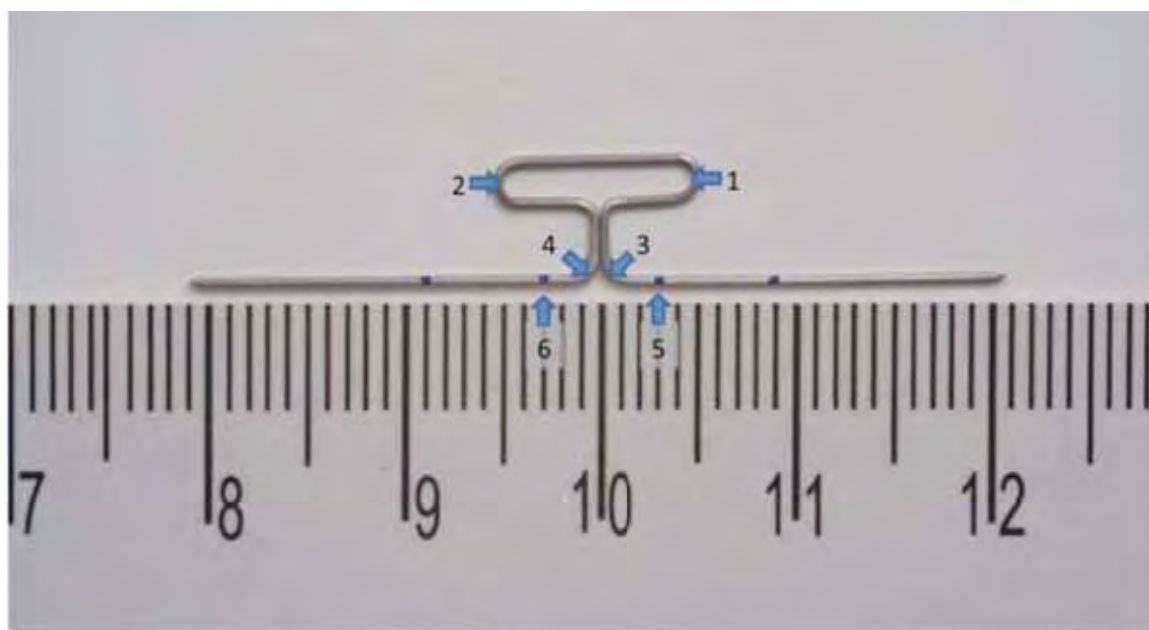


FIGURA 3 - Os seis pontos de pré-ativação por dobras da mola "T".

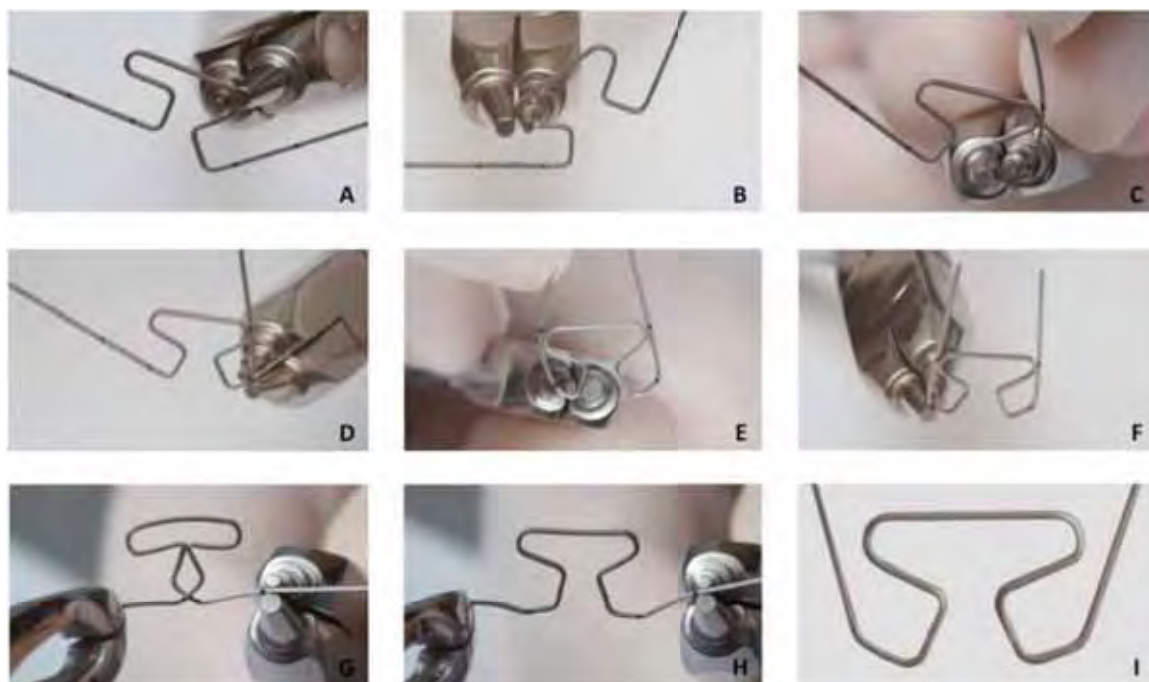


FIGURA 4(A - I) - Pré-ativação por dobras da mola "T".

CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram confeccionados em um sistema rígido de aço onde nas extremidades foram soldados tubos simples para molar *slot* 0,018” (Morelli, Sorocaba, Brasil), simulando uma situação real de fechamento de espaço. A distância interbráquete utilizada foi de 23 mm (distância média entre a entrada do tubo auxiliar do 1º molar ao bráquete do canino), estando a mola centralizada (mola “T” do grupo B), após os 5 mm de ativação (Figura 5). Para isso, o fio foi marcado com lápis dermatográfico nas porções alfa (anterior) e beta (posterior) a uma distância de 9 mm do centro da mola, posição esta em que clinicamente estaria a entrada dos acessórios (Figura 6).

DIVISÃO DOS GRUPOS

As molas “T” foram divididas aleatoriamente em nove grupos de acordo com o período de avaliação. O grupo 1 foi testado imediatamente após a pré-ativação da mola e simulação de ativação. Os demais grupos tiveram os mesmos procedimentos realizados, contudo, as molas foram testadas após terem sido mantidas ativadas por diferentes períodos em uma distância interbráquete de 23 mm nos corpos de prova supracitado (Figura 5). Os grupos 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 e 9 foram mantidos ativados por 24, 48 e 72 horas, 1, 2, 4, 8 e 12 semanas, respectivamente.



FIGURA 5 - Corpo de prova utilizado para adaptação das molas nos diferentes períodos avaliados.

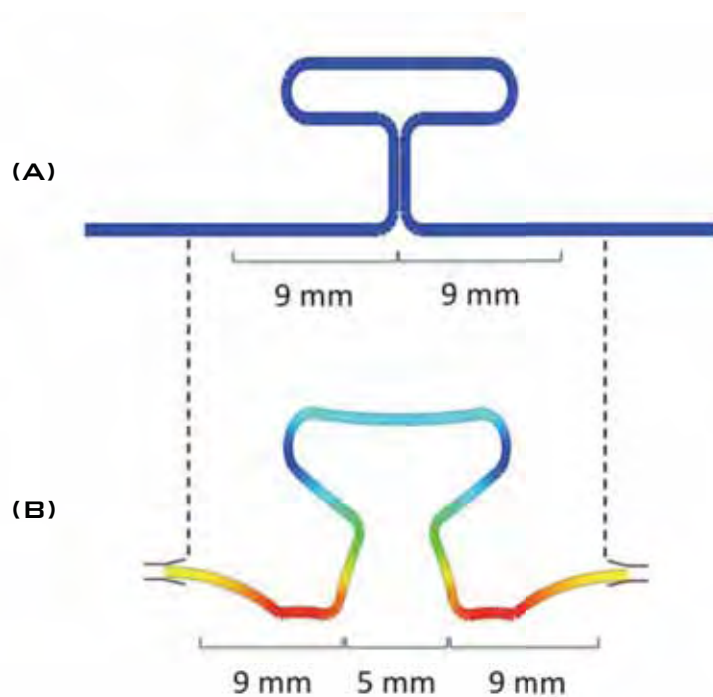


FIGURA 6 - (A) Dimensões utilizadas para garantir a correta ativação e centralização da mola "T". (B) Representação da mola "T" quando posicionada simetricamente na distância interbráquete de 23 mm e ativadas 5 mm.

MENSURAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇA

Os experimentos deste trabalho foram realizados no Laboratório de Ensaio Mecânicos Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP. Para a realização do ensaio mecânico foram utilizados: uma máquina universal de ensaio da marca comercial EMIC, (EMIC, São José dos Pinhais, Brasil), modelo DL2000; um transdutor de momentos e um indicador digital para extensometria, modelo TMDE, ambos da Transdutec (Transdutec, São Paulo, Brasil);

A máquina universal de ensaio EMIC (Figura 7) realiza ensaios de tração e compressão. Assim, a força necessária para o ensaio foi obtida por meio de uma célula de carga de 0,1 KN. Para que seja possível a mensuração simultânea do momento gerado pela mola durante sua desativação, foi adaptado um transdutor de momentos devidamente calibrado (Figura 8) à máquina de ensaio EMIC.

Acoplado ao transdutor de momentos, o indicador digital para extensometria realiza a conversão das grandezas mecânicas para unidade métrica, possibilitando assim, a mensuração e o registro dos momentos gerados (Figura 9). Para tanto, o indicador digital foi ajustado para 5 V de excitação e sensibilidade de 0,5 mV/V.

No ensaio mecânico propriamente dito, a mola foi posicionada, simetricamente, em um espaço de 23 mm entre o dispositivo de fixação e o transdutor de momentos.

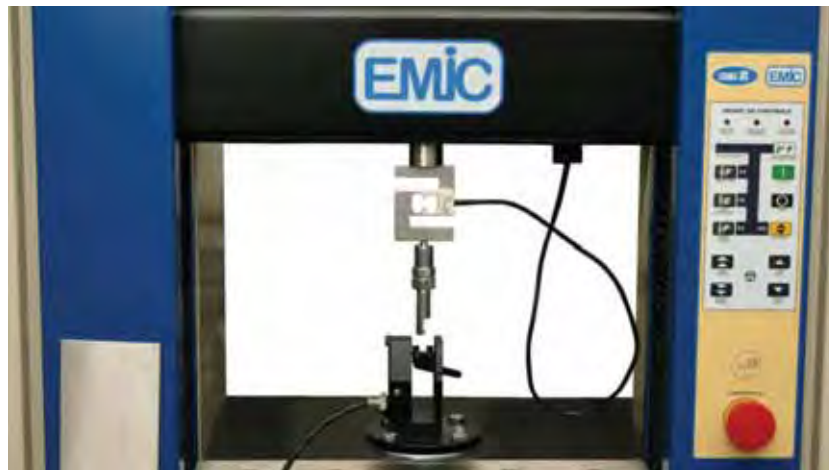


FIGURA 7 - Máquina de ensaio universal EMIC, modelo DL2000, com célula de carga de 0,1 KN.



FIGURA 8 - Transdutor de momentos em calibração para realização dos ensaios.



FIGURA 9 - Indicador digital para extensometria utilizado para medição dos momentos.

Quando as molas foram inseridas no sistema de ensaio mecânico, essas apresentaram uma ativação de 5 mm (Figura 10). A partir deste ponto, a cada 0,5 mm de desativação da mola, foi interrompido o ensaio e registrado a quantidade de força horizontal e de momento. A proporção momento-força, a relação carga-deflexão e a posição neutra foram calculadas matematicamente. A máquina de ensaio foi ajustada para realização do ensaio em uma velocidade de 5 mm/min.



FIGURA 10 - Mola "T" posicionada simetricamente no espaço de 23 mm.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística do estudo foi realizado com o auxílio do programa SPSS v.16.0 (SPSS Inc., Chicago, EUA). O teste de Kolmogorov-Smirnov indicou distribuição normal dos dados e o teste de Levene mostrou que todas as variáveis apresentaram variações semelhantes, exceto a proporção MF.

A análise estatística de dados referentes a força, momento e proporção MF foi realizada por meio da análise de perfis multivariados utilizando-se o procedimento para análise de medidas repetidas. Esta análise compara o perfil total, ou padrão de desativação, de todo um grupo em relação ao tempo e desativação.

No caso de rejeição da hipótese de que os perfis não são coincidentes, o que indica que o comportamento de cada grupo foi diferente em cada tempo, foram realizados testes de Tukey para comparação múltipla de médias (média total dos perfis), com nível de significância de 5%.

Para comparar as médias de posição neutra e relação carga-deflexão empregou-se a análise de variância (ANOVA) com um critério de classificação, e no caso de rejeição da hipótese de igualdade das médias utilizou-se o teste de Tukey para comparação múltipla de médias, com nível de significância de 5%.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 20 de agosto de 2010.

SERGEI GODEIRO FERNANDES RABELO CALDAS