

**ESTUDO BIOMECÂNICO DAS TENSÕES
EXERCIDAS PELAS MOLAS ORTODÔNTICAS SOBRE
AS ESTRUTURAS DENTÁRIAS**

CLÁUDIA VANESSA BARROS BATISTA MACHADO

2008

CLÁUDIA VANESSA BARROS BATISTA MACHADO

Tese submetida à Faculdade de Engenharia da Universidade do
Porto para a obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Mário Pires Vaz

Co-Orientador: Professor Doutor José Carlos Reis Campos

Agradecimentos

Dedico esta tese à minha família, que sempre me apoiou na sua elaboração.

Esta tese, transversal em termos de ciências e áreas que abarcou (engenharia mecânica, medicina dentária, prótese dentária, óptica, materiais, elementos finitos...), necessitou de uma estreita colaboração entre a autora, os orientadores, os colaboradores do Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental e os colegas das diferentes entidades que tiveram uma acção importante no bom desenrolar deste trabalho.

Ao Senhor Professor Doutor Mário Pires Vaz, Orientador responsável pela realização desta tese, desejo agradecer todo o empenho e dedicação prestada e manifestar toda a minha gratidão e amizade.

Ao Senhor Professor Doutor Reis Campos, Co-orientador desta tese, desejo consignar o meu agradecimento pela orientação desta tese, e por toda a motivação e disponibilidade.

Ao Mestre Jaime Monteiro desejo expressar a minha gratidão pela ajuda na análise da interferometria holográfica.

Ao Eng.º Nuno Viriato, agradeço com amizade, a sua intensa disponibilidade e dedicação em me ajudar, na parte experimental do meu trabalho.

A todos os meus Amigos, pela força e motivação constante, o meu sincero reconhecimento e amizade.

Aos meus colegas do Curso de Prótese Dentária, pelo constante estímulo, o meu sincero reconhecimento.

Resumo

Esta dissertação descreve as tensões exercidas nas estruturas dentárias através das molas ortodônticas e conseqüentemente todo o processo do complexo dente /periodonto.

O tratamento ortodôntico é baseado no princípio do movimento dentário, no qual podem ser usados, por exemplo, aparelhos removíveis, os quais por efeito de molas ortodônticas vão gerar movimentos em conformidade com o objectivo do caso clínico. Através destas molas ortodônticas é possível fazer movimentos de protrusão, retrusão, mesialização, distalização e até algumas rotações.

A absorção e a aposição óssea são as principais responsáveis pelo movimento dentário que se gera quando as molas fazem pressão. Como tal a resposta fisiológica com remodelação do osso adjacente é dada em função da força prolongada, mesmo de baixa magnitude.

Como os movimentos desejados dependem de mecanismos de remodelação e estes, por sua vez, dependem da distribuição de tensões, uma simulação numérica dos estados de tensão gerados no complexo dente/osso será realizada. A influência da amplitude e orientação das cargas na geração dos estados de tensão e a contribuição destes para a alteração na densidade do tecido ósseo será investigada nestes modelos numéricos.

Palavras-chave: Molas ortodônticas, Movimento dentário, Forças ortodônticas

Abstract

In this Thesis we will characterize the mechanical requests upon the teeth structures by double T and double Z orthodontic springs. Furthermore, the mechanical properties of both types of springs, individually or as a part of a removable orthodontic brace. With these measurements we try to better understand the way these structures interact with the complex tooth / periodont during dental treatments.

The orthodontic treatment is based upon the principle of dental movement. So that this effect is obtained, long term mechanical requests are applied upon the dental structures. These requests can be obtained in diverse different forms, such as with the use of removable braces. These generate dental movements by effect of orthodontic springs which are in accordance with the goals traced for the clinical case. With these orthodontic springs it is possible to provoke protrusion, retrusion, mesialization, distalization and even some rotations.

The mechanisms of absorption and bone apposition are responsible by the dental movement which is generated when the springs act mechanically upon the teeth. Thus, the physiological response with the remodelling of the adjacent bone is obtained in function of the time of the force performance, even at low magnitudes.

Once the desired movements depend upon the remodelling mechanisms and these, on their turn, depend upon the tension distribution, a numeric simulation of the tension conditions generated in the complex tooth/bone is presented. The influence of the amplitude and orientation of the forces in the generation of states of tension that should contribute for the changing of the density of bone tissue will also be investigated in these numeric models.

Keywords: Orthodontic springs, dental movement, orthodontic forces.

INDÍCE

Agradecimentos.....	III
Resumo	IV
Abstract	V
Lista de Figuras e Tabelas.....	8
Lista de abreviaturas.....	12
1 Introdução	13
1.1 Ortodontia Fixa e Removível	18
1.2 Conceito de biomecânica.....	22
2 Fios Ortodônticos	24
2.1 Especificações.....	25
2.2 Propriedades dos fios ortodônticos.....	27
3 Molas Ortodônticas	30
3.1 Componentes de uma mola ortodôntica	30
4 Movimento Dentário	35
4.1 Biologia do movimento dentário.....	36
4.1.1 Formação óssea.....	39
4.1.2 Sobrecarga (Forças pesadas)	40
4.1.3 Carga reduzida (Forças leves).....	41
4.2 Ligamento periodontal	42
4.3 Osso alveolar.....	45
4.4 Forças Ortodônticas	46
4.4.1 Tipos de forças ortodônticas.....	48
4.4.2 A magnitude das forças	49
4.5 Tipos de Movimentos e Forças Actuantes	50
5 Materiais e Métodos.....	51
5.1 Ensaio na Máquina Universal Tira test 2705	51

5.2	Método de Elementos Finitos	61
5.3	Obtenção dos Modelos Numéricos	63
5.3.1	Molas Ortodônticas.....	67
5.4	Interferometria Holográfica	72
5.4.1	Determinação dos Deslocamentos	78
6	Resultados	79
6.1	Resultados dos ensaios na máquina universal	79
6.2	Modelo numérico do Incisivo Central	96
6.3	Interferometria Holográfica	99
7	Conclusões	102
8	Referências Bibliográficas.....	104

Lista de Figuras e Tabelas

<i>Figura 1 - Aparelho removível com as molas Z e T inseridas para rotação e protusão dos incisivos centrais.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2 - Aparelho removível com quatro molas Z simples para rotação dos incisivos centrais e laterais.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 3 - Os vários componentes de um aparelho removível; A) Gancho de adams que faz a parte retentiva; B) Arco vestibular que também faz alguma retenção ao aparelho e também é uma parte activa; C) Mola T dupla que é apenas parte activa uma vez que gera movimento; D) Parafuso expensor que também é uma parte activa; E) Parte acrílica do aparelho que é a base de suporte.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 4 - Mola T dupla no incisivo lateral para ligeira protusão até alinhamento com os incisivos centrais, os quais têm molas para fechar diastemas e fazer ligeira rotação</i>	<i>21</i>
<i>Figura 5 - Mola modificada em que tem por função fechar diastemas e fazer rotação em simultâneo</i>	<i>23</i>
<i>Figura 6 - O declínio gradativo da magnitude da força devido à movimentação dentária.....</i>	<i>27</i>
<i>Figura 7 - Gráfico da clássica curva tensão-deformação das ligas metálicas ilustrando aqui o comportamento do aço inoxidável, evidenciando o limite elástico (LE) e limite da carga de ruptura (CR). O limite elástico é o ponto demarcatório entre a fase elástica e a fase plástica...</i>	<i>29</i>
<i>Figura 8 - A) Imagem do aparelho removível com as molas T inseridas; B) Fotografia intra-oral do aparelho com as molas T para ligeira protusão dentária</i>	<i>31</i>
<i>Figura 9 - A) Imagem do aparelho removível com as molas Z modificadas inseridas; B) Fotografia</i>	<i>32</i>
<i>Figura 10 - A) Imagem do aparelho removível com as molas de fechar diastemas inseridas nos Incisivos centrais e uma mola Z simples no incisivo lateral para ligeira rotação; B) Fotografia intra-oral do aparelho com as molas adaptadas aos dentes.....</i>	<i>33</i>
<i>Figura 11 - Aparelho removível com mola Z simples para rotação no incisivo central e mola T dupla para protusão no 2º Quadrante. É possível também visualizar, que a posição das molas em relação ao dente é uma posição perpendicular, conseguindo assim exercer a força em toda a sua magnitude</i>	<i>34</i>
<i>Figura 12 - Aparelho removível com mola Z dupla para rotação no incisivo central 1º Quadrante, e mola T dupla para protusão no 2º Quadrante.</i>	<i>34</i>
<i>Figura 13 - Esquema ilustrativo de um dente com lado de aposição e reabsorção (Roberts et al., 2004).....</i>	<i>38</i>
<i>Figura 14 - - Vista intra-oral do aparelho ortodôntico removível com as molas de fechar diastemas adaptadas aos incisivos centrais. Estas molas, para além de fechar o diastemas também podem fazer ligeiras rotações</i>	<i>39</i>
<i>Figura 15 - Imagem intra-oral de um aparelho removível adaptado em boca, com as molas de fechar distemas nos incisivos centrais. É possível visualizar, uma leve reacção inflamatória, devido à força exercida pelas molas nas coroas dentárias</i>	<i>41</i>

<i>Figura 16 - Imagem intraoral de um aparelho removível adaptado em boca, com uma mola de rotação (Mola Z modificada com uma extensão) no incisivo lateral. É possível visualizar, uma leve reacção inflamatória, devido à força exercida pela mola na coroa dentária.....</i>	<i>42</i>
<i>Figura 17 – A) Aplicação de uma força à coroa de um dente. A pressão é sentida no ápice da raiz e na crista alveolar; B) Imagem intra-oral de um aparelho removível com uma mola T dupla para protusão dentária do incisivo lateral.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 18 - Máquina de ensaios universal Tira test 2705, cortesia do CEMACOM-INEGI.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 19 - Célula de carga até 20 N utilizada nos testes</i>	<i>52</i>
<i>Figura 20 - Provete em acrílico onde foi inserida a mola ortodôntica “T”dupla.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 21 - Provete em acrílico onde foi inserida a mola ortodôntica “Z” dupla.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 22 - Início do teste de flexão à mola T dupla, onde se verifica o encastramento do provete. Também é visível a célula de carga encostada à mola.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 23 - Teste de flexão feito à mola T dupla. Fixação do suporte de acrílico e extremidade da célula de carga.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 24 - Início do teste de flexão à mola Z dupla, onde se verifica o encastramento do provete. Também é visível a célula de carga encostada à mola.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 25 - Teste de flexão feito à mola T dupla onde se verifica que forma atingidas deformações elevadas para este comprimento de mola.</i>	<i>56</i>
<i>Figura 26 - Início do teste de compressão à mola T dupla, onde é visível a célula de carga encostada à mola.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 27 - Teste de compressão feito à mola T dupla onde se pode verificar a deformação induzida no corpo da mola pela carga axial.</i>	<i>57</i>
<i>Figura 28 - Início do teste de compressão à mola T dupla, onde é visível a célula de carga encostada à mola.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 29 - Teste de compressão feito à mola Z dupla numa situação em que a extremidade da célula de carga encosta no segundo helicóide da mola.</i>	<i>58</i>
<i>Figura 30 - Imagem da mola Z inserida no aparelho, e em que a célula de carga está encostada à mola.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 31 - Imagem da mola Z em compressão inserida no aparelho</i>	<i>59</i>
<i>Figura 32 - Imagem da mola Z inserida no aparelho, e em que a célula de carga está encostada à mola.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 33 - Imagem da mola Z em compressão inserida no aparelho</i>	<i>60</i>
<i>Figura 34 – Vista em corte do modelo CAD realizado no software SolidWorks® 2009.....</i>	<i>65</i>
<i>Figura 35 – A) Vista global do modelo numérico importado para o software Ansys®; B) Zona encastrada (superfície azul escura); C) Ponto de aplicação da carga</i>	<i>65</i>
<i>Figura 36 - A) Imagem da malha do modelo numérico; B) Vista em corte do modelo numérico; C) Zoom da vista em corte da malha, onde é possível visualizar o ligamento periodontal (zona verde).</i>	<i>66</i>
<i>Figura 37 - Modelo numérico da mola T</i>	<i>67</i>
<i>Figura 38 - Malha de elementos finitos da mola Z.....</i>	<i>68</i>

<i>Figura 39 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola T dupla. O eixo Y corresponde à orientação da carga.</i>	<i>68</i>
<i>Figura 40 - Modelo numérico da mola Z</i>	<i>69</i>
<i>Figura 41 - Malha de elementos finitos da mola Z.....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 42 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola Z no eixo Y</i>	<i>70</i>
<i>Figura 43 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola Z no eixo Z</i>	<i>71</i>
<i>Figura 44 – Configurações das molas T e Z quando incluídas no aparelho.....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 45 - Diferença das representações entre a fotografia e a holografia. Nesta imagem é possível visualizar que, a holografia produz uma representação tridimensional. Fonte: http://www.colegio.com.br/fisica/holografia1</i>	<i>72</i>
<i>Figura 46 - Montagem óptica para A) gravação e B) reconstrução de uma imagem holográfica</i>	<i>73</i>
<i>Figura 47 - Técnicas de correlação em interferometria holográfica. A) Dupla exposição e B) Tempo real.....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 48 - Imagens do modelo usado em que os dentes estão posicionados e inseridos em cera para serem estudados pelo método de interferometria halográfica.....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 49 - Lâmpada é usada como fonte de calor para amolecer ligeiramente a cera</i>	<i>76</i>
<i>Figura 50 - Representação esquemática do sistema de holografia-tv utilizado neste trabalho..</i>	<i>76</i>
<i>Figura 51 - Representação fotográfica do sistema de holografia–tv, zona de imagem e medição com iluminação a laser utilizado neste trabalho</i>	<i>77</i>
<i>Figura 52 - Imagens modelo utilizado nas medições com interferometria holográficaA) a zona de medição pretendida para estudo, ou seja os dois incisivos centrais superiores e B) a máscara de separação da zona de medição.....</i>	<i>78</i>
<i>Figura 53 - 1º Ensaio para a mola T em flexão</i>	<i>80</i>
<i>Figura 54 - 2º Ensaio para a mola T em flexão</i>	<i>81</i>
<i>Figura 55 - 3º Ensaio para a mola T em flexão</i>	<i>81</i>
<i>Figura 56 - Mola T em flexão (Comparação dos 3 ensaios)</i>	<i>82</i>
<i>Figura 57 - Rigidez à flexão da mola T obtida a partir dos 3 ensaios.....</i>	<i>82</i>
<i>Figura 58 - Deslocamento no eixo Y.....</i>	<i>83</i>
<i>Figura 59 - Comportamento da mola Z durante o 1º ensaio de flexão</i>	<i>84</i>
<i>Figura 60 - Comportamento da mola Z durante o 3º ensaio de flexão</i>	<i>84</i>
<i>Figura 61 - Mola Z em flexão (Comparação dos 3 ensaios)</i>	<i>85</i>
<i>Figura 62 - Deslocamento da mola Z no eixo Y</i>	<i>86</i>
<i>Figura 63 - Comparação entre as molas T e Z em flexão.....</i>	<i>86</i>
<i>Figura 64 - Comportamento da mola T em compressão</i>	<i>87</i>
<i>Figura 65 - Comportamento da mola T em compressão (após activação).....</i>	<i>88</i>
<i>Figura 66 - Comportamento da mola T em compressão (após activação), ensaio 2.....</i>	<i>89</i>
<i>Figura 67 - Deslocamento da mola T no eixo X</i>	<i>90</i>
<i>Figura 68 - Comportamento da mola Z em compressão, deslocamento axial imposto (1mm e 2mm)</i>	<i>90</i>

<i>Figura 69 - Comportamento da mola Z em compressão, deslocamento axial imposto 2mm.....</i>	<i>91</i>
<i>Figura 70 - Deslocamento da mola Z no eixo Z</i>	<i>92</i>
<i>Figura 71 - Comportamento da mola T em compressão quando inserida no aparelho. É possível verificar que existem não linearidades.</i>	<i>93</i>
<i>Figura 72 – Verificam-se novamente não linearidades.....</i>	<i>93</i>
<i>Figura 73 - Comportamento da mola Z (inserida no aparelho) em compressão.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 74 - Comportamento da mola Z em compressão (inserida no aparelho), medição com um curso de 1mm e de 2mm.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 75 - Deslocamento da mola T no eixo Y</i>	<i>95</i>
<i>Figura 76 – Deslocamento da mola Z no eixo Y</i>	<i>95</i>
<i>Figura 77 - Imagem de um modelo numérico na qual é visível a deformação que ocorre quando é aplicada uma força.....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 78 - Imagem em zoom da deformação que ocorre localizada no ligamento periodontal</i>	<i>98</i>
<i>Figura 79 - Imagem do modelo numérico em que é possível visualizar a sua deformação provocada pelo deslocamento, principalmente na coroa dentária onde se localizam os maiores valores.....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 80 - Visualização da carga induzida devido à colocação do aparelho removível, em que as molas ortodônticas provocam o movimento dentário como é notório nas imagens.</i>	<i>99</i>
<i>Figura 81 – Representação pseudo 3D do campo de deslocamentos na colocação do aparelho</i>	<i>100</i>
<i>Figura 82 - Visualização da carga induzida devido ao retiro do aparelho removível, em que as molas ortodônticas deixam de exercer força e os dentes tendem a recidivar no movimento...100</i>	
<i>Figura 83 - Representação pseudo 3D do campo de deslocamentos no retiro do aparelho....</i>	<i>101</i>
 <i>Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais.....</i>	 <i>64</i>

Lista de abreviaturas

FEUP - Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

LPD - Ligamento Periodontal

MEF - Método de Elementos finitos

CrNi – Cromo / Níquel

NiTi – Níquel / Titânio

1 INTRODUÇÃO

A Ortodontia é a especialidade da Medicina Dentária que tem como objectivo realizar alterações na posição dos dentes para corrigir deficiências de oclusão. Os principais tratamentos de ortodontia são baseados na aplicação de forças, de pequena amplitude e longa duração, sobre os dentes para promover a sua movimentação. A utilização de aparelhos removíveis é um exemplo dos vários dispositivos utilizados. Estes dispõem de molas ortodônticas, com posições e geometrias apropriadas, e permitem gerar os movimentos necessários às correcções dentárias prescritas para cada caso clínico.

Diferentes tipos de dispositivos, gerando diferentes tipos de cargas, podem ser seleccionados, dependendo da posição dos dentes e das características de cada indivíduo. Com estes dispositivos é possível realizar diferentes tipos de movimentos, tais como: protrusão, retrusão, mezialização, distalização e mesmo algumas rotações. No entanto, devido às relações força/deslocamento das molas utilizadas os movimentos são realizados com decréscimo das forças aplicadas. Para gerar movimentos de maior amplitude é necessária a reactivação das molas através de alterações na sua geometria.

Os processos de absorção e reposição do tecido ósseo gerados nas inserções dentárias são os responsáveis pelos movimentos dos dentes. Isto é, a alteração na distribuição de tensões no tecido ósseo, promovida pelos dispositivos ortodônticos, activa mecanismos de remodelação tendentes ao estabelecimento de um novo equilíbrio. Desta forma, a resposta fisiológica dos tecidos adjacentes é provocada pela acção prolongada das forças sobre os dentes, mesmo que estas sejam de reduzida amplitude.

O conhecimento das propriedades mecânicas dos dispositivos ortodônticos e a caracterização da resposta fisiológica dos tecidos é de extrema importância para o planeamento das intervenções em ortodontia.

Nesta tese da área da Engenharia Biomédica, onde trabalhos de Biomecânica em Ortodontia começam a dar frutos, teve-se a intenção de correlacionar estas duas áreas vocacionando para a Ortodontia Removível. Esta é uma vertente da Ortodontia, ainda pouco investigada a nível biomecânico.

Este estudo tem então como objectivo caracterizar o comportamento biomecânico das molas ortodônticas, assim como de aparelhos ortodônticos removíveis onde as molas estão inseridas, de maneira a interpretar os seguintes desempenhos: força vs geometria; rigidez vs flexibilidade; carga vs deslocamento; força / deslocamento (mola T); momento / rotação (mola Z); magnitude das forças e preparação de um modelo numérico que possa ser utilizado em trabalhos futuros.

Neste trabalho foram realizados ensaios para obter as relações força/deslocamento de algumas molas ortodônticas. Os valores obtidos foram analisados para melhor compreender o comportamento dos dispositivos ortodônticos removíveis. Os resultados destes ensaios serão apresentados no capítulo 5.

O movimento ortodôntico é o resultado da aplicação de forças sobre os dentes. Estes e as estruturas de apoio (osso alveolar, periodonto, etc.) respondem a estas forças com uma reacção biológica complexa que em última instância resulta no movimento dos dentes através do osso alveolar.

Para Ferreira, M.A.⁷² (2007) as alças ou molas retrácteis são meios auxiliares na correcção das más oclusões dentárias. Elas são utilizadas para aproximar ou afastar dentes entre si e produzem forças e momentos que são responsáveis pela alteração da inclinação das raízes, provocando assim o fechamento dos espaços entre os dentes, de maneira controlada.

Para alcançar uma resposta biológica adequada, têm que ser aplicados estímulos mecânicos precisos. A complexidade e variabilidade associadas a sistemas biológicos, são um estímulo à precisão clínica na aplicação de qualquer força. Minimizando ou eliminando factores desconhecidos, relacionados com o tratamento, pode reduzir-se a variabilidade nas respostas biológicas. São, por isso, necessários bons conhecimentos sobre os princípios mecânicos para que haja um perfeito controlo do tratamento ortodôntico.

Segundo Pulter⁷³ (2007), o conhecimento das forças produzidas versus a activação dos componentes ortodônticos é de vital importância para a boa condução do tratamento ortodôntico. A geometria dos componentes ortodônticos tem acção directa nas suas constantes elásticas.

Apesar do ligamento periodontal estar adaptado para resistir às forças de curta duração, perde rapidamente a capacidade adaptativa com a compressão e extravasamento do fluído tecidual dessa área confinada. Força prolongada, mesmo

de baixa magnitude, produz uma resposta fisiológica diferente com remodelação do osso adjacente. Por isso o movimento ortodôntico é possível graças à aplicação de forças prolongadas.

Talaia⁷⁴ (2007) faz referência, que o ligamento periodontal numa situação in vivo, influenciará decisivamente a forma de movimento dos dentes e respectiva amplitude

Carvalho, L.⁷⁵ (2007) relata como o Ligamento periodontal desempenha um papel importante no mecanismo de transferência de carga, entre os dentes e o osso alveolar circundante. Demonstrou também que o seu comportamento varia ao longo da altura da raiz do dente.

De Angelis¹ (1970) e Graber² (1979), relataram que tensões de grandezas diferentes no ligamento periodontal, dão início ao movimento dentário através de mecanismos de reabsorção e aposição óssea. Já Interlandi⁸ (1994) afirmou que quando a força é aplicada sobre o elemento dentário, este desloca-se no interior do espaço alveolar, o que provoca o estiramento de algumas fibras periodontais e a compressão de outras. Também as forças oclusais podem alterar a posição do dente, principalmente no período de erupção, assim como pressões musculares anormais resultantes de qualquer desequilíbrio funcional

Proffit³ (1991) relatou que o movimento do dente é mais facilmente provocado por uma força constante do que por outra de maior intensidade e curta duração. Por isso os dois elementos de controlo do movimento dentário ortodôntico possíveis são a electricidade biológica ou piezoelectricidade e a pressão-tensão sobre o ligamento periodontal, afectando o fluxo sanguíneo

Por outro lado, Burstone⁴ (1961) e Reitan⁵ (1964) afirmaram que no início da aplicação da força, a raiz é deslocada contra o alvéolo, sendo impedida pelas fibras periodontais e pelo efeito hidráulico. Burstone¹⁸ (1989) descreveu a distorção cristalina como um gatilho mecânico, causado por forças ortodônticas. Devido à porosidade da cortical alveolar, o fluido intersticial é drenado para os tecidos vizinhos, quando deixa de exercer a pressão hidráulica que continha o deslocamento radicular. Desta forma, a raiz aproxima-se do alvéolo e distende os ligamentos periodontais do lado onde foi aplicada a força ao mesmo tempo em que comprime o sistema vascular ao aproximar-se, dificultando a irrigação sanguínea dos dois lados.

Kvam⁶ (1973) afirmou que a reacção subsequente se assemelha a um processo inflamatório, neste caso asséptico, onde há libertação de histamina, formação de prostaglandinas e citocinas, que preservam a vasodilatação e aumentam a vascularização local (resposta tardia). Dura até 4 horas após a aplicação da força e permanece activa enquanto durar o estímulo. As alterações locais activarão

osteoclastos, no lado que houve pressão, responsáveis pela reabsorção da cortical alveolar. Onde houve distensão dos ligamentos, há o estímulo de osteoblastos e fibroblastos. Este período é acompanhado de dor suave, mas sem movimento dentário.

Em essência, esta visão do movimento dentário mostra três estágios descritos por Whilhen⁷ (1975): 1) Alteração no fluxo sanguíneo associado à pressão no ligamento periodontal; 2) A formação e/ou libertação de mensageiros químicos e; 3) Activação celular.

São necessárias, em média, 48 horas após a aplicação da força para que os mecanismos descritos de remodelação óssea promovam o efectivo deslocamento do alvéolo e consequentemente do dente no sentido da aplicação da força (movimento ortodôntico). Graber² (1979) relatou que nesta etapa, não deve haver continuação do processo doloroso, o que nos permite concluir que a quantidade de força aplicada foi a ideal para o movimento pretendido.

Os Factores que Interferem na Resposta Ortodôntica são: a Magnitude da Força (Inócuas, ligeiras (Leves) e fortes (Pesadas), o Ritmo de aplicação (Contínuas e Intermitentes – Interlandi⁸) (1993), Condições Anatômicas (Volume radicular, Implantação óssea, Idade, Compleição óssea) e outros factores (hormonais, nutricionais e vitamínicos).

Melsen⁹ (2001) também propôs uma teoria, sugerindo que a formação óssea como reacção às cargas ortodônticas poderia ser induzida: pela carga exercida por fibras esticadas do ligamento periodontal, que pode também induzir uma pequena flexão da parede alveolar; por absorção directa pelo descarregamento da parede alveolar no caso de forças de baixa intensidade; e pela reabsorção indirecta como reparação devido à isquemia que segue à aplicação de forças elevadas (Cattaneo et al., 2005)

Todavia a mecânica empregue pelo clínico e as reacções biológicas advindas, estão inter-relacionadas. A força empregue para o movimento dentário foi definida a partir da adaptabilidade dos tecidos, através das reacções histológicas observadas nos mesmos. Os aparelhos ortodônticos usados na actualidade estão em perfeita consonância com o conhecimento dos princípios biofísicos e biomecânicos que regem a histofisiologia dos tecidos de suporte e protecção dos dentes.

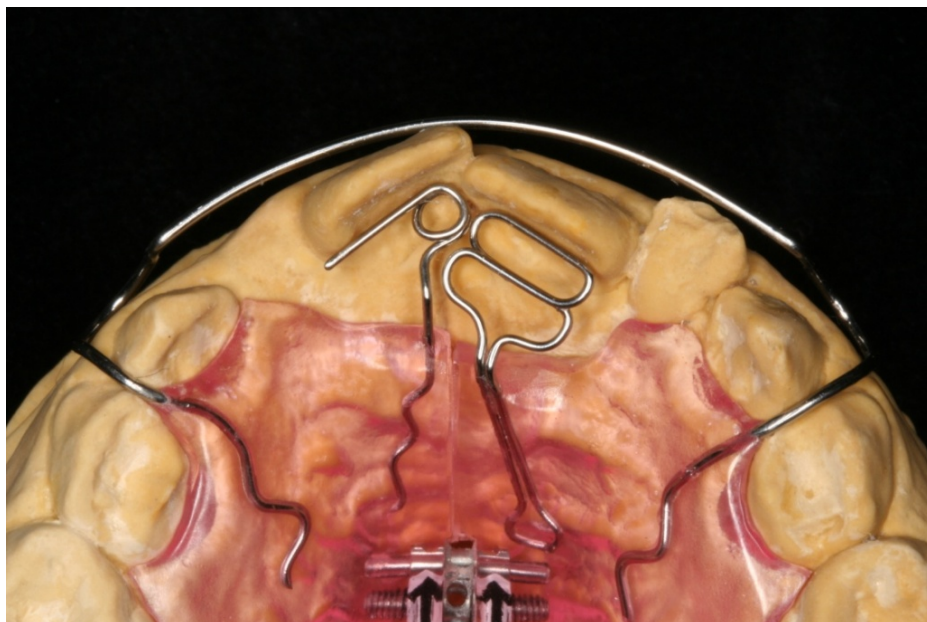


Figura 1 - Aparelho removível com as molas Z e T inseridas para rotação e protusão dos incisivos centrais

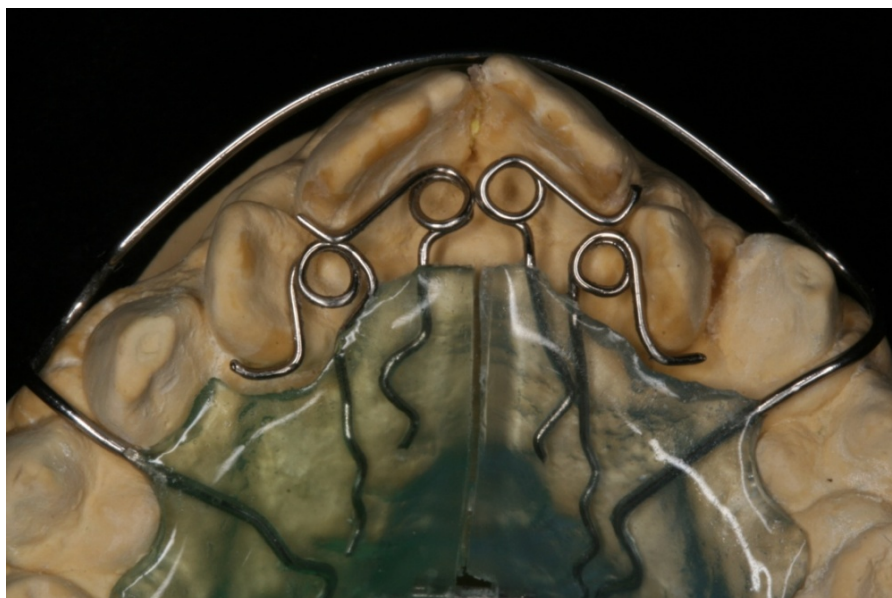


Figura 2 - Aparelho removível com quatro molas Z simples para rotação dos incisivos centrais e laterais

1.1 Ortodontia Fixa e Removível

A Ortodontia é uma especialidade da Medicina Dentária, formalmente reconhecida como aquela que estuda, diagnostica e trata as más oclusões dentárias. Acontece que uma má oclusão dentária pode ser caracterizada por desvios do alinhamento dentário, na relação entre as arcadas dentárias ou, ainda, envolver os ossos basais maxilares e, assim, poderá envolver diferentes tipos de aparelhos no seu tratamento.

Quando o procedimento diagnosticado visa corrigir as desarmonias ósseas, além do alinhamento dentário, diz-se que o tratamento não é apenas ortodôntico, mas também ortopédico, pois envolve problemas que implicam correcção da geometria óssea basal.

O objectivo do tratamento ortodôntico / ortopédico é a correcção das más posições dentárias para obter uma normoclusão. A utilização de aparelhos de Ortodontia permite obter uma reestruturação dos tecidos associada a uma modificação das funções musculares do sistema estomatognático. No início de um tratamento pode corrigir-se a posição individual de alguns dentes, a posição de grupos de dentes ou de uma arcada completa, assim como de uma oclusão inadequada, que pode resultar do mau funcionamento da musculatura mastigatória. Sem a normalização da função muscular, não é possível estabilizar as correcções das más posições dentárias e esqueléticas.

De forma genérica e tendo em atenção a sua forma de actuação, os aparelhos de Ortodontia podem ser classificados em activos e passivos, fixos e removíveis, mecânicos e funcionais. Muitas vezes é difícil fazer uma distinção específica entre os passivos e os activos, pois muitos dos aparelhos de concepção basicamente passiva, podem também ser utilizados de forma activa, caso seja necessário.

São designados por aparelhos activos, aqueles cujas forças mecânicas incidem directamente sobre os dentes, o ligamento periodontal, o osso alveolar, o osso basal, as suturas ósseas e sobre a articulação temporomandibular. Na forma como é gerada a força, podem encontrar-se elementos adicionais como os parafusos expansores, ou elementos elásticos como as molas ortodônticas. Esses elementos activos, podem ser de natureza fixa ou removível, isto é, aparelhos com bandas fixas e *brackets* ou aparelhos removíveis de acrílico.

Diferentes dos anteriores, são denominados aparelhos de Ortodontia passivos, aqueles que exercem o seu efeito através de forças funcionais, isto é, provenientes do próprio complexo mastigatório. Nestes, as forças necessárias são geradas pelas actividades musculares da mastigação, da língua, dos lábios ou das bochechas. Esses

aparelhos passivos são geralmente removíveis e não têm retenção quando inseridos na cavidade oral. Actuam, não apenas sobre os dentes, ligamento periodontal, osso alveolar, osso basal, suturas ósseas e na articulação temporomandibular, mas também influenciam a musculatura de maneira indirecta, ao activar, aumentar, diminuir ou normalizar a actividade da mesma. Por isso são chamados de aparelhos de Ortodontia Funcionais.

Neste âmbito, e tendo em conta os aparelhos utilizados, pode dividir-se a Ortodontia em Fixa, Removível e Funcional. Os diversos tipos de aparelhos, ainda que de modo diferente, são utilizados para ajudar a movimentar os dentes, retraindo os músculos e direccionar o crescimento mandibular. O funcionamento destes aparelhos consiste em aplicar uma leve pressão nos dentes e nos ossos maxilares. A gravidade do problema é determinante para qual o procedimento ortodôntico mais adequado e mais eficaz para sua resolução.

A Ortodontia fixa usa-se em casos mais complexos, onde sejam necessários movimentos de maiores amplitudes. Para obter este efeito utilizam-se bandas, fios e/ou *brackets*. As bandas são fixadas em volta de um ou vários dentes, e funcionam como âncoras para o aparelho, enquanto que os *brackets* são presos na parte externa do dente. Os fios em forma de arco podem ser de variadas espessuras e ligas, passam através dos *brackets* e são ligados às bandas nos extremos. É muitas vezes utilizada a liga de Nitinol com memória de forma, que faz com que os dentes sejam traccionados, movendo-se gradualmente em direcção à posição correcta. Os aparelhos fixos são geralmente activados a cada mês para obter os resultados desejados, que podem ocorrer no prazo de alguns meses até alguns anos.

O objectivo do tratamento de Ortodontia removível é colocar os dentes nas suas posições correctas, melhorando a distribuição de forças durante a mastigação. Isso protegerá as raízes dos dentes, o osso alveolar, o ligamento periodontal e a articulação temporomandibular.

Os aparelhos ortodônticos removíveis são dispositivos destinados a manter o desenvolvimento normal da oclusão ou a interferir na evolução de uma desarmonia, de modo a restabelecer ou reverter o curso normal do desenvolvimento dentofacial. Originalmente, C.A.Hawley introduziu o aparelho removível maxilar por volta de 1902 com o objectivo de utilizá-lo passivamente como contenção dos dentes movimentados ortodonticamente¹³. Actualmente, ainda se utiliza o aparelho de contenção de Hawley, mas com várias modificações, transformando o aparelho de Hawley num aparelho activo para movimentações dentárias no qual se inserem diferentes componentes como por exemplo, molas ortodônticas apresentadas anteriormente em que actuam como elementos activos. Estas estão inseridas em aparelhos removíveis acrílicos e

podem ter variadas geometrias. Neste trabalho, será apresentado um estudo em que se averigua, recorrendo a algumas técnicas experimentais, o movimento efectuado pelas molas ortodônticas mediante as forças que exercem.

A Ortodontia removível utiliza-se em idades mais jovens e em casos em que os aparelhos ortodônticos com molas ou parafusos de expansão consigam compensar e corrigir as más oclusões. Quando o caso clínico justifique fazer grandes tracções, ou seja, grandes movimentos dentários, provavelmente a Ortodontia Fixa será mais indicada.

Os aparelhos ortodônticos removíveis são construídos por três componentes básicos:

- Parte retentiva
- Parte activa
- Base de suporte

Parte Retentiva

É composta por elementos que têm a função de reter ou manter o aparelho na cavidade oral. À medida que os aparelhos ortodônticos removíveis são activados, libertam forças que, além de movimentar os dentes, têm o efeito de expulsar o aparelho da boca^{11,12,13}. Assim, a retenção deve sobrepor-se às forças activas do aparelho quando em acção. Os principais elementos de retenção são os ganchos; entretanto o arco vestibular e a base acrílica também desempenham função de retenção.

Parte Activa

É constituída pelos elementos que geram a força para a movimentação das coroas dentárias. Os vários tipos de molas ortodônticas, os parafusos, o arco vestibular e os elásticos desempenham essa função.

Base de suporte

Construída em resina acrílica, geralmente quimicamente activada (pó de resina acrílica e líquido de metacrilato de metilo) que, além de unir as várias partes do aparelho, suportam os esforços provocados pela parte activa e pelos ganchos de retenção quando activados.

A base acrílica também provoca retenção no colo dos dentes, dificultando a passagem do aparelho no sentido cérvico-oclusal ao passar na região do equador dentário.

Neste trabalho, apenas será abordada a Ortodontia Removível, com especial incidência nas molas ortodônticas e nos movimentos que elas efectuam, assim como na descrição de cada uma delas.

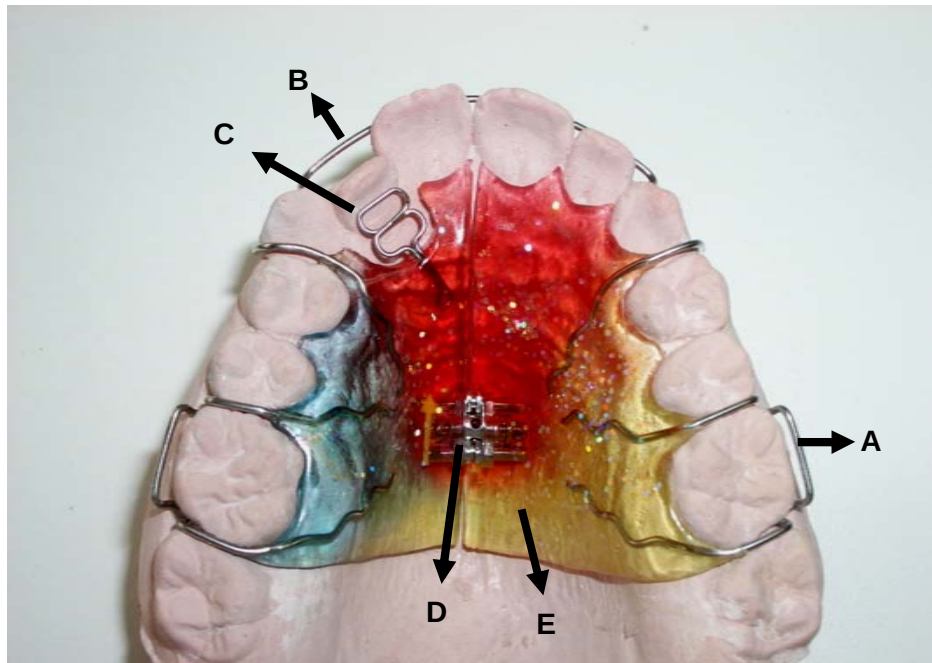


Figura 3 - Os vários componentes de um aparelho removível; A) Gancho de adams que faz a parte retentiva; B) Arco vestibular que também faz alguma retenção ao aparelho e também é uma parte activa; C) Mola T dupla que é apenas parte activa uma vez que gera movimento; D) Parafuso expansor que também é uma parte activa; E) Parte acrílica do aparelho que é a base de suporte



Figura 4 - Mola T dupla no incisivo lateral para ligeira protusão até alinhamento com os incisivos centrais, os quais têm molas para fechar diastemas e fazer ligeira rotação

1.2 Conceito de biomecânica

A base de tratamento ortodôntico está na aplicação clínica dos princípios de biomecânica. Mecânica é a disciplina da física que descreve o efeito das forças sobre corpos; por sua vez a biomecânica refere-se à aplicação da mecânica a sistemas biológicos. O tratamento ortodôntico aplica forças sobre os dentes, as quais são geradas por uma grande variedade de aparelhos ortodônticos. Nesta base e segundo Marcotte (2003) podemos dizer que a mecânica descreve os efeitos das forças sobre os corpos (inclusive dentes e ossos) e geralmente pode ser dividida em três áreas: estática, cinética e resistência dos materiais. A estática descreve os efeitos das forças sobre os corpos que estão em repouso ou tem uma velocidade constante (linha recta). A cinética geralmente descreve o comportamento dos corpos que possuem velocidades variáveis (aceleração ou desaceleração). O terceiro campo, resistência dos materiais, descreve a relação entre tensão e deformação de diferentes materiais, permitindo seleccionar os materiais mais adequados para suportar uma determinada força específica.

Meireles J.K.S.⁷⁷ (2007) refere que a compreensão da Física envolvida na confecção e ajustes dos aparelhos ortodônticos permite um melhor domínio da mecânica aplicada, bem como a minimização dos efeitos colaterais inoportunos, eventualmente produzidos durante o tratamento.

As grandezas mais utilizadas em Ortodontia são força e distância. A força é definida como a acção de um corpo sobre outro (a mola ortodôntica sobre o dente, por ex.) Portanto, força é definida como sendo a acção de um corpo (mola) sobre outro corpo (o dente), que modifica ou tende a modificar a forma ou movimento deste segundo corpo. Uma força pode empurrar ou puxar dependendo da forma como é aplicada. No sistema métrico, a unidade de força é 1 N e é definida como sendo a força que aplicada a uma massa de 1kg lhe impõe uma aceleração de 1m/s em cada s. Trata-se pois de uma unidade derivada, definida a partir de três unidades fundamentais, massa, distância e tempo. Da acção das forças sobre os materiais resultam tensões, cuja unidade de SI é o N/m² (Pa), correspondendo a uma força por área (pressão).

Um meio de obter uma força controlada consiste na utilização de elementos elásticos capazes de armazenar energia potencial elástica ao serem deformados. Estes elementos são designados por molas e são caracterizados pela sua forma de deformação e rigidez. A forma como são deformados permite distinguir molas de flexão de molas de torção enquanto a rigidez caracteriza a forma como varia a força

aplicada à mola com o deslocamento que lhe provoca. Trata-se pois de elementos elásticos que devolvem a energia neles armazenada através da sua deformação. Na figura 5 mostra-se um exemplo de uma mola de flexão numa aplicação ortodôntica.

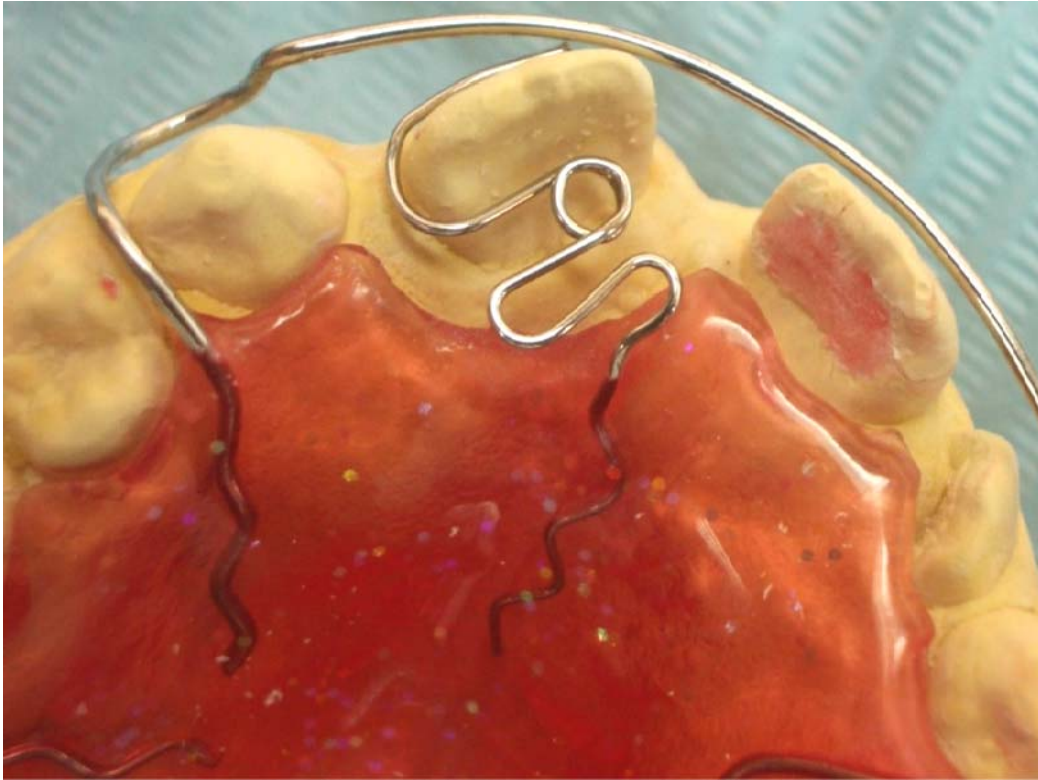


Figura 5 - Mola modificada em que tem por função fechar diastemas e fazer rotação em simultâneo

As molas são construídas de acordo com a função a que se destinam, quer a geometria, quer o material utilizado são seleccionados de forma a obter um determinado desempenho. Da mesma forma a colocação da mola pode provocar esforços de compressão ou de tracção consoante se deseja empurrar ou puxar um dado elemento.

A aplicação de uma força a um objecto provoca normalmente um deslocamento na sua direcção e sentido. No caso de se desejar movimentos de rotação ou combinações destes com translações deverão aplicar-se forças descentradas em relação à fixação do objecto ou combinar duas ou mais forças com sentidos e direcções diferentes.

2 FIOS ORTODÔNTICOS

A utilização de fios de aço para confeccionar aparelhos ortodônticos removíveis até à década de 30 e início dos anos 40 era limitada, pela corrosão sofrida sob as condições orais. Entretanto, quando era necessário aplicar forças sobre os dentes, estranhava-se aqueles fios para poder atribuir-lhe uso bucal. A descoberta do aço inoxidável (aço sem estanho – stainless steel) e a sua produção em fio e em fita na Alemanha, Grã-Bretanha e USA, com propriedades para uso ortodôntico, proporcionou um grande avanço para a Ortodontia, pois até aí os aparelhos ortodônticos fixos (bandas, *brackets* e fios) eram construídos totalmente em ouro.

Os fios ortodônticos de aço inoxidável são fabricados com uma liga de cromo-níquel (CrNi), resistentes à oxidação e à corrosão provocadas pela cavidade oral. Estão disponíveis comercialmente em vários diâmetros e apresentam propriedades mecânicas que permitem classificá-los em duros ou macios, de acordo com o tratamento térmico aplicado na sua fabricação.

Na maioria dos aparelhos ortodônticos removíveis, são os fios ortodônticos que executam a função de reter os aparelhos passivamente sobre os dentes e de movê-los, quando elementos activos (molas) são adicionadas à sua confecção.

A liga usada na confecção das molas ortodônticas utilizadas neste trabalho foi a liga remanium®. Trata-se de um aço inoxidável com uma percentagem da liga de cromo-níquel (Cr-Ni) de 0,6 mm, da marca Dentaurem ®. Esta liga é caracterizada pela sua resistência à oxidação e corrosão oral, biocompatibilidade e assim como pela sua grande resistência e excelente ductilidade.

Estas ligas remanium® têm todas as propriedades específicas necessárias na ortodontia e apresentam-se com diferentes propriedades físicas e mecânicas para diferentes aplicações clínicas.

Propriedades físicas da liga de Remanium®:

resistência à tensão [MPa]

- suave: $\leq 800 \text{ N/mm}^2$
- dura: $1400\text{--}1600 \text{ N/mm}^2$
- dura elástica: $1800\text{--}2000 \text{ N/mm}^2$
(usada no ensaio)



2.1 Especificações

A British Standard 3507 de 1962 estabelece que o fio ortodôntico deve ser de aço inoxidável duro e polido. Os fios de aço duros e não polidos são de qualidade inferior e não devem ser aplicados à Ortodontia para uso intraoral. São fabricados com uma liga de cromo-níquel (CrNi) tipo 18:8, ou seja, 18% de níquel e 8% de cromo, além do ferro como principais constituintes.

Estes fios duros de secção redonda são os especificados para a construção dos ganchos de retenção e molas activas dos aparelhos ortodônticos removíveis.

Outras ligas de cromo-níquel (CrNi) são usadas em Ortodontia, podendo ir até 80% de níquel e 20% de cromo. Na actualidade estas ligas contêm alguns modificadores, como carbono, manganês, silício, fósforo enxofre; e são altamente resistentes à corrosão.

Os fios de aço inoxidável macios (recozidos) recebem um tratamento térmico amolecedor e utilizam-se para colocar sobre os *brackets* nos aparelhos fixos.

Há outros fios ortodônticos de liga de cromo-níquel mais suaves (*elgiloy*), contendo cobalto e molibdénio que os tornam mais maleáveis, suaves e mais resistentes às dobras em ângulos agudos. Estão disponíveis em diferentes têmperas, representadas por um código de cores (vermelho, azul, verde e amarela). O fio *elgiloy* azul é indicado essencialmente para fins laboratoriais.

Na década de 60 um dos laboratórios da NASA, agência espacial norte-americana, desenvolveu a partir de uma liga de níquel-titânio, o fio Nitinol. Estes fios

(55% Ni e 45% Ti) têm um alto coeficiente de elasticidade, elevada deformabilidade, e apresentam memória de forma, isto é, voltam à sua forma original após uma modificação no seu contorno inicial. Esta propriedade pode ser activada termicamente, ou seja, os arcos termoactivados sofrem deformação ao serem inseridos nos *brackets* dos aparelhos fixos instalados sobre os dentes mal posicionados e a temperatura intraoral activa as suas moléculas, a posicionarem-se no formato inicial gerando a força necessária para movimentar suavemente os dentes para o contorno morfológico normal.

Cabrera¹⁴ (2000) admite que os fios ortodônticos constituem parte activa da Ortodontia. Quando inseridos nos dispositivos ortodônticos libertam a força necessária para que os dentes se movimentem dentro do tecido ósseo. Este é o princípio mecânico da movimentação dentária induzida. A força é aplicada na coroa clínica do dente e é transformada em tensões biológicas no ligamento periodontal, gerando um ambiente propício para a remodelação óssea que, por sua vez, promove a movimentação dentária induzida. Portanto, aplica-se força na coroa do dente, esperando a reacção biológica nas estruturas periodontais adjacentes.

As características mecânicas de um fio ortodôntico devem favorecer a movimentação dentária rápida e com um custo biológico reduzido, isto é, sem áreas extensas de hialinização (necrose asséptica) do ligamento periodontal, sem dor excessiva, sem reabsorção radicular e sem perda de crista óssea alveolar. Além deste aspecto biomecânico específico da Ortodontia, o fio deve ser biocompatível, ou seja não pode provocar reacções biológicas adversas para o indivíduo.

Existe actualmente um amplo conceito que admite que a força óptima em Ortodontia deve ser de magnitude suave e de natureza dissipante. Suave, para induzir a movimentação dentária com preservação da integridade do periodonto. Dissipante, caracterizada pelo declínio gradativo a partir do movimento da aplicação da força até um nível biologicamente inócuo, para permitir a recuperação biológica do periodonto ao longo da movimentação dentária durante todo o tratamento ortodôntico. (Figura 6)

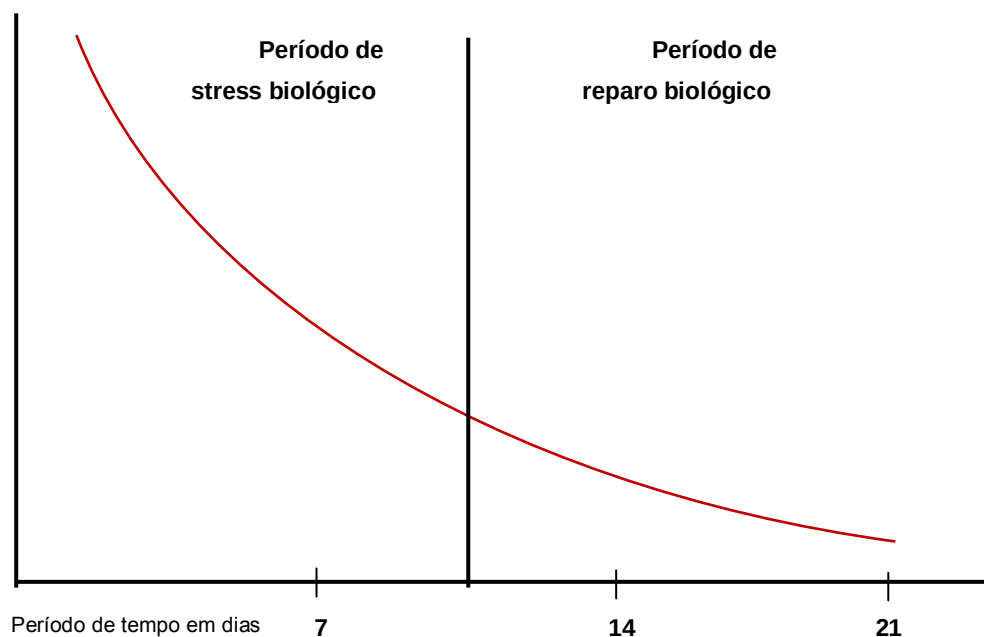


Figura 6 - O declínio gradativo da magnitude da força devido à movimentação dentária.

2.2 Propriedades dos fios ortodônticos

Entre as qualidades do fio para ortodontia destacam-se: a dureza, a fragilidade, o brilho, o módulo de elasticidade, a flexibilidade, o tratamento térmico e resistência à fadiga, as quais orientam sua aplicação clínica. Portanto, deve ser lembrado que não é apenas o diâmetro, mas também o tipo de fio influenciam a sua acção ortodôntica.

Em relação à dureza do material; nas aplicações ortodônticas são evitados os fios de aço extra-duros que, com frequência, são frágeis e quebradiços. O fio usado em Ortodontia é normalmente construído numa liga de aço inoxidável cromoniquelada de dureza média. Portanto, quando se quer obter uma maior força não é necessário mudar a dureza do fio, pois basta aumentar seu diâmetro ou variar as dimensões da mola.

Quanto à fragilidade; a capacidade do fio ortodôntico ser trabalhado sem quebra é de grande importância clínica. Além de inconveniente, a repetição de aparelhos por quebras constantes na boca do paciente, implica mais gasto de tempo, desperta dúvidas sobre o profissional e acresce os custos operacionais.

Relativamente ao brilho; os fios de aço utilizados em Ortodontia devem ser polidos. Esta característica confere-lhes uma superfície espelhada que dá um aspecto de higiene e nobreza, pois evita que sejam impregnados por placa bacteriana na

cavidade oral. Os fios polidos são de melhor qualidade; têm menos superfície exposta e, portanto, sofrem menos ataque corrosivo dos fluidos intraorais.

A elasticidade; é a propriedade do fio que caracteriza a forma como pode ser dobrado até ao limite que antecede uma deformação permanente (Figura 7). Quanto maior o módulo de elasticidade melhor o fio e melhores as características da mola com eles construída. Em oposição, um fio com maior flexibilidade, como ocorre com os fios moles, terá menor acção de mola, tão necessária em Ortodontia.

A flexibilidade ou deflexão é a capacidade do fio se ajustar às manipulações quando trabalhado e libertar forças sobre os dentes. A flexibilidade é a acção de mola que o fio exerce sobre as estruturas dentárias e que varia com a espessura do fio e com o número de helicóides introduzidos na mola.

Quanto ao tratamento térmico; o fio de aço inoxidável deve ser trabalhado e usado no estado em que foi adquirido. Não é possível alterar as propriedades do metal por tratamento térmico. O único tratamento térmico que pode ser feito pelo profissional é o revenido – aquecimento do fio até que ele tome uma coloração amarelada ou acastanhada (por volta dos 450 °C), que tem como objectivo reorganizar as moléculas do fio no novo formato adquirido e de aliviar as tensões introduzidas no fio em consequência da manipulação e das dobras introduzidas, o que altera a microestrutura. Se o fio for deformado em arco, terá uma certa tendência a recuperar a forma anterior. O tratamento térmico revenido alivia as tensões residuais geradas pela deformação e reorganiza a estrutura do metal na nova forma introduzida no fio. Trata-se de uma operação útil nas molas utilizadas no Aparelhos ortodônticos removíveis; contudo, estes aparelhos podem ser construídos e utilizados sem qualquer tratamento térmico de alívio de tensões. Este tratamento térmico poderá ser efectuado em máquinas de solda eléctrica ortodôntica, que dispõe de eléctrodos para a passagem de uma corrente através do fio, ou directamente na chama de uma lâmpada a álcool. Ao atingir a coloração amarelada significa que atingiu uma temperatura de aproximadamente 450°C.

Quanto à Fadiga; esta propriedade caracteriza a resistência do fio a deformações cíclicas repetidas. O fio ortodôntico pode ser dobrado ou curvado e se a dobra for colocada incorrectamente pode ser rectificado. No entanto, não pode ser curvado novamente no mesmo ponto, pois existe o risco de rotura. A quebra do fio poderá não acontecer no momento mas ocorrer após um curto período de uso na boca. Apesar da resistência do fio as dobras repetidas num mesmo lugar, podem fazer com que localmente seja ultrapassado o limite de elasticidade do fio. A deformação permanente

assim obtida poderá ser removida se o fio for rectificado. No entanto, para repetir o procedimento remove-se a dobra, mas não se recupera a deformação. A repetição da dobra leva o fio à fadiga por deformação plástica cíclica. Durante a deformação plástica o fio aumenta a sua tensão limite elástico por deformação plástica a frio (encruamento). Isto significa que deverá existir uma técnica para assegurar exactidão na dobragem dos fios. Uma dobra só pode ser introduzida quando estiver decidido sobre sua localização, ângulo e direcção.

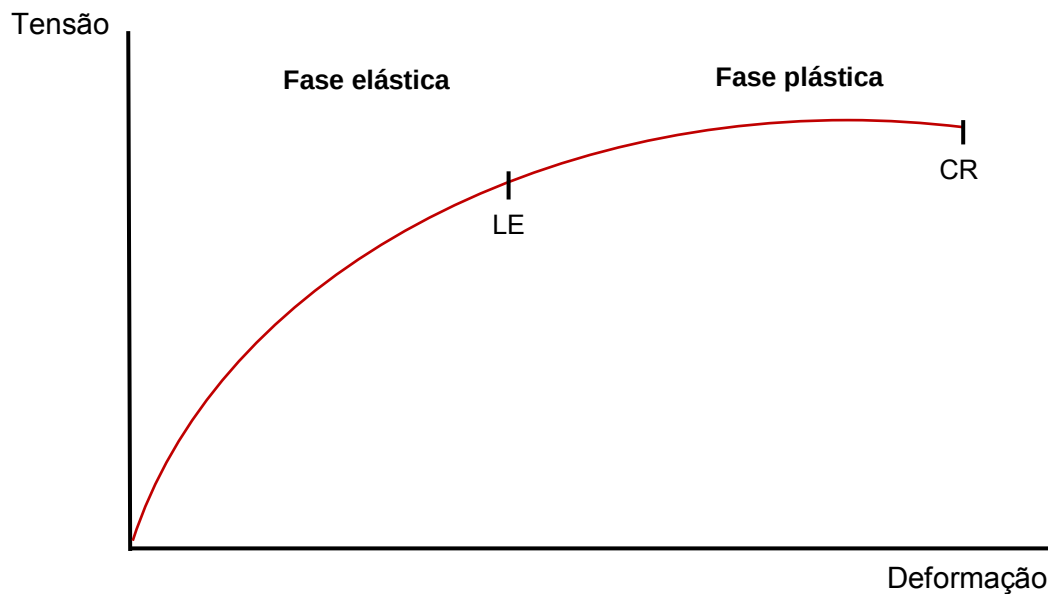


Figura 7 - Gráfico da clássica curva tensão-deformação das ligas metálicas ilustrando aqui o comportamento do aço inoxidável, evidenciando o limite elástico (LE) e limite da carga de ruptura (CR). O limite elástico é o ponto demarcatório entre a fase elástica e a fase plástica

3 MOLAS ORTODÔNTICAS

As molas ortodônticas, são os dispositivos que geram as forças que actuam sobre os dentes, são por isso designadas por elementos activos. Em Ortodontia preventiva a maior parte dos movimentos são conseguidos através de aparelhos removíveis com molas que movimentam os dentes por inclinação^{11,12,13,65}

Os tipos de molas que são mais usados na aplicação em aparelhos removíveis são os seguintes:

1. Mola T simples
2. Mola T dupla
3. Mola Z simples
4. Mola Z dupla
5. Mola para fechar diastemas

3.1 Componentes de uma mola ortodôntica

Basicamente, uma mola ortodôntica é constituída por três partes: braço, helicóide e cauda

Braço – fica em contacto com o dente e transmite a força imposta. Como um braço rígido de alavanca, ao sofrer deflexão, exerce a força sobre o dente.

Helicóide – à excepção das molas T é a parte activa onde se origina a força da mola. Ao ser activado, liberta pressão para o braço. A activação consiste na deformação plástica do corpo da mola para lhe alterar as dimensões e, desta forma, aumentar a força sobre o dente.

Cauda – é a parte da mola incluída na base acrílica e resiste à força libertada. Esta parte da mola é utilizada para a fixar sobre a base de acrílico que é utilizada para obter a sua retenção na cavidade bucal.

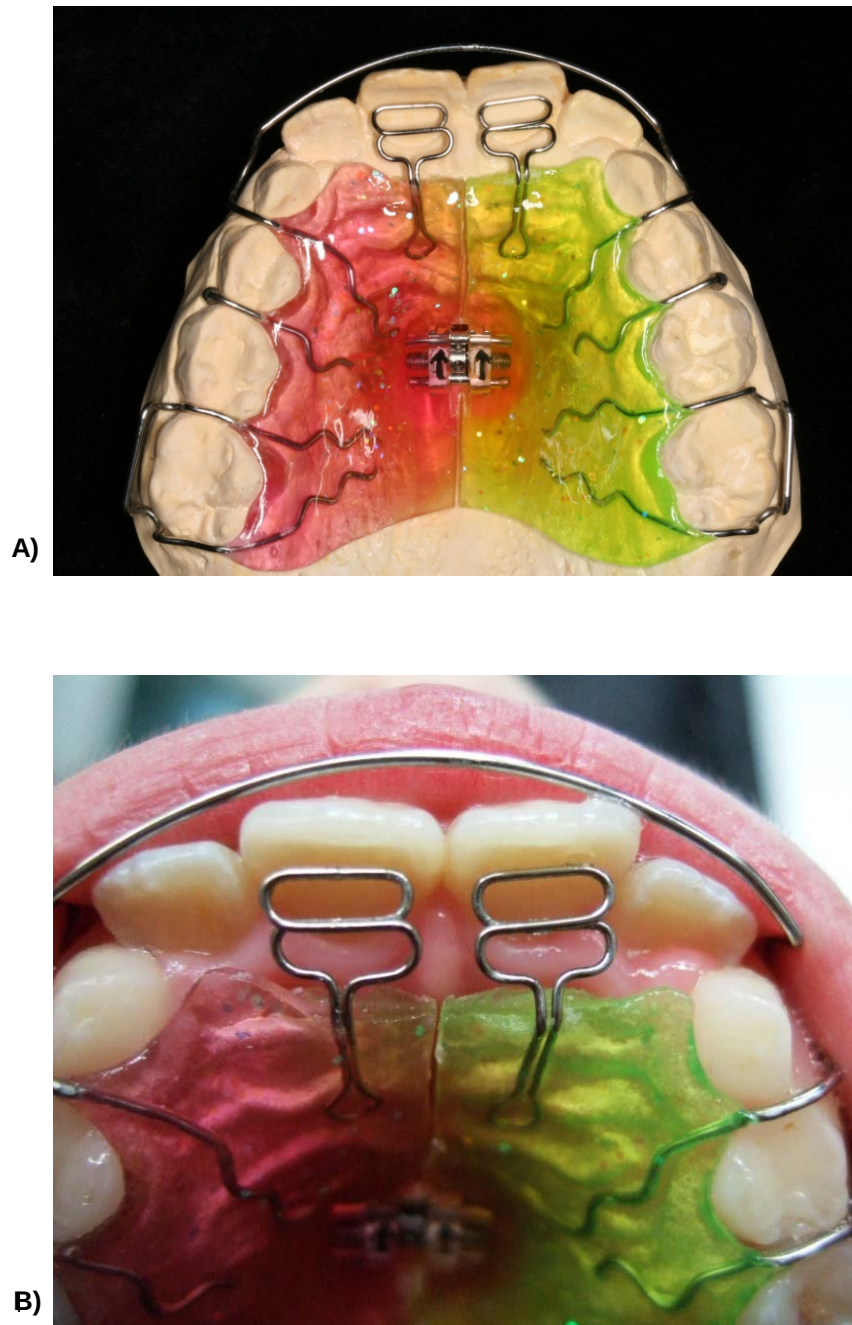


Figura 8 - A) Imagem do aparelho removível com as molas T inseridas; B) Fotografia intra-oral do aparelho com as molas T para ligeira protusão dentária

A função das molas T simples ou T dupla é de protusão dentária ou seja vestibularização da coroa clínica, inclinando o dente no sentido anterior, com a única diferença, que a mola T dupla gera mais força do que a mola T simples.

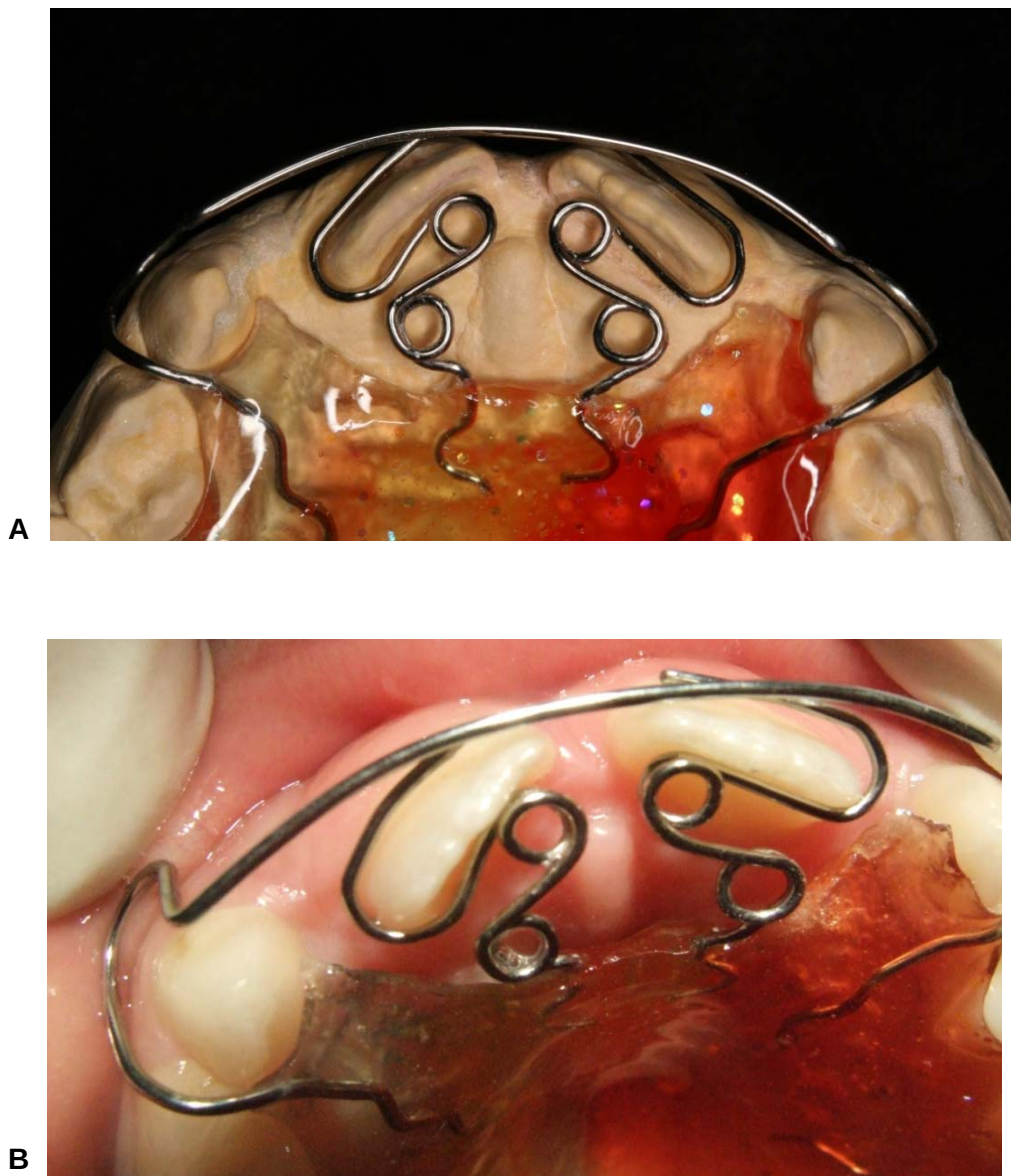


Figura 9 - A) Imagem do aparelho removível com as molas Z modificadas inseridas; B) Fotografia intra-oral do aparelho com as molas adaptadas aos dentes

A função das molas Z simples ou Z dupla é de rotação dentária ou seja rotação da coroa clínica, girando o dente no sentido pretendido, com a única diferença, que a mola Z dupla gera mais força do que a mola Z simples.

Na (Figura 9), as molas Z estão modificadas devido ao facto de, para além da necessidade de rotação do dente, também se justificava fechar o diastema. Portanto acrescentou-se um braço à mola Z para efectuar esse movimento.

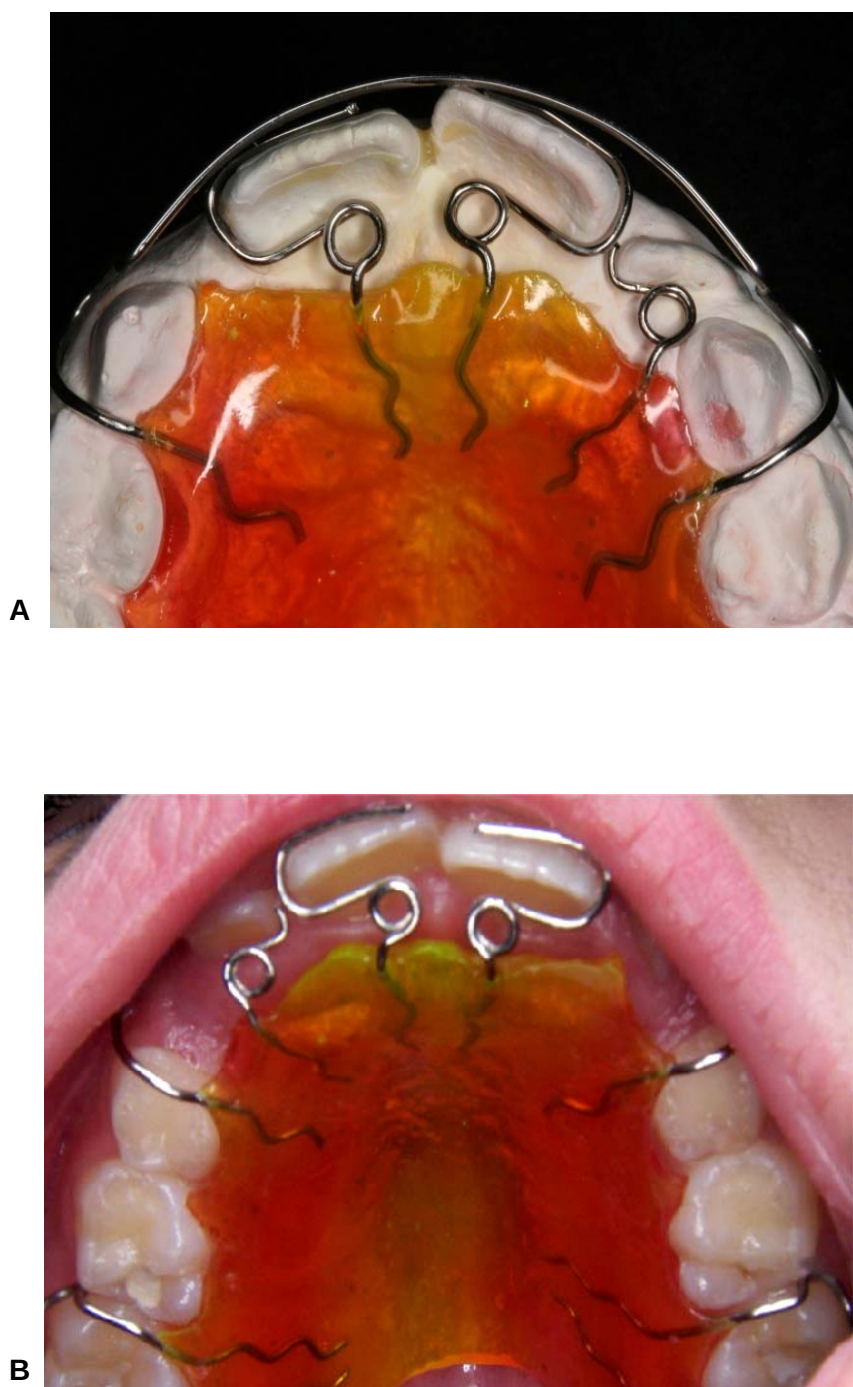


Figura 10 - A) Imagem do aparelho removível com as molas de fechar diastemas inseridas nos Incisivos centrais e uma mola Z simples no incisivo lateral para ligeira rotação; B) Fotografia intra-oral do aparelho com as molas adaptadas aos dentes

A função das molas de fechar diastemas é de fechar o espaço existente entre os incisivos centrais, podendo também exercer ligeira rotação quando necessária para os alinhar.

Devido às relações tensão / deformação das molas utilizadas, os movimentos são realizados com decréscimo das forças aplicadas. Para gerar movimentos de maior amplitude é necessária a reactivação das molas através de alterações na sua geometria.



Figura 11 - Aparelho removível com mola Z simples para rotação no incisivo central e mola T dupla para protusão no 2º Quadrante. É possível também visualizar, que a posição das molas em relação ao dente é uma posição perpendicular, conseguindo assim exercer a força em toda a sua magnitude

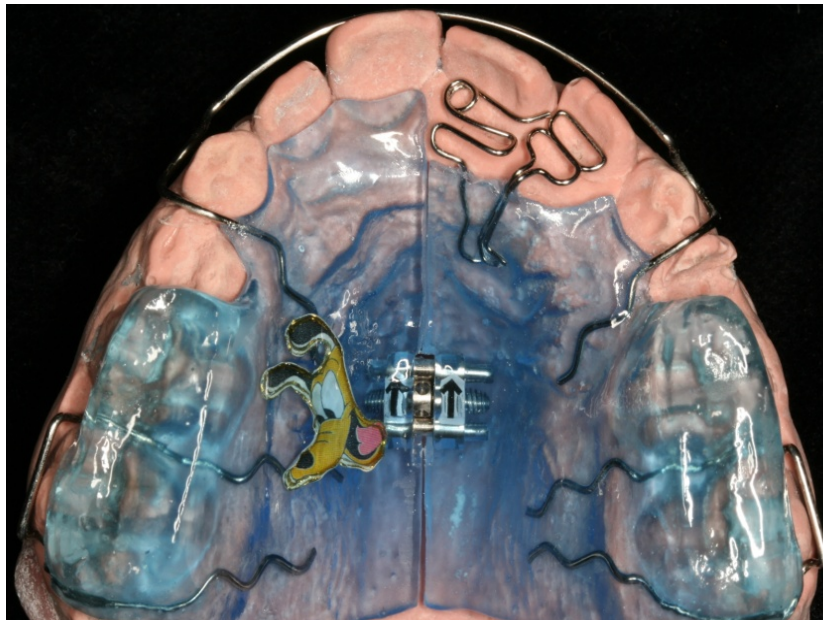


Figura 12 - Aparelho removível com mola Z dupla para rotação no incisivo central 1º Quadrante, e mola T dupla para protusão no 2º Quadrante.

4 MOVIMENTO DENTÁRIO

O movimento dos dentes nas arcadas é resultado de fenómenos fisiológicos ou de indução. O movimento dentário induzido ou ortodôntico ocorre como reacção à aplicação de forças externas.

O tratamento ortodôntico é baseado no princípio do movimento dentário, ou seja, se uma pressão prolongada é aplicada num dente, fatalmente ocorrerá o seu deslocamento.

Quando o elemento dentário é submetido a cargas mais elevadas (pesadas), o movimento rápido é evitado pelo fluído tecidual do LPD. Quando ocorre aplicação de forças externas induzidas ou forças ortodônticas e a pressão contra um dente é mantida, o fluído tecidual do PDL é escoado, comprimindo o ligamento contra o osso adjacente e iniciando uma reacção tecidual. O estímulo mecânico de um aparelho ortodôntico pode traduzir-se biologicamente na geração de proteínas no LPD (Consolaro, 2002).

Segundo DeAngelis¹, Reitan¹⁶ e Wilhelms⁷, existem leis gerais que podem ser aplicadas a todos os tipos de movimento dentário. O osso alveolar é absorvido, onde a raiz comprime o ligamento periodontal durante certo tempo e deposita-se novo osso, quando existem forças que traccionam este osso.

Para Proffit e Fields¹⁷, o dente move-se através do osso levando toda a estrutura de suporte, como se a cavidade onde se insere migrasse. Como a resposta óssea é mediada pelo ligamento periodontal, o movimento dentário é, antes de mais nada, um fenómeno ligado ao mesmo.

Sem dúvida, todas estas afirmações aparentemente óbvias estão sujeitas a outras variações e excepções quando se introduzem factores como magnitude, direcção e duração da força. Desta forma, este trabalho terá também como objectivo referir certos aspectos referentes às reacções tecidulares frente às forças mecânicas empregues pelos aparelhos ortodônticos.

Para Proffit¹⁷, os dentes e estruturas periodontais estão sujeitos as forças elevadas (pesadas) e intermitentes durante a função mastigatória. O contacto entre os dentes por fracções de segundo geram forças intensas, chegando a 10 ou 20 N quando estruturas moles são mastigadas, e forças equivalentes a 500 N quando objectos mais resistentes são mastigados.

Quando o dente é submetido a sobrecargas (cargas pesadas), o rápido movimento do mesmo no espaço periodontal é evitado pelo fluido tecidular incompressível. Contudo, se a pressão contra um dente é mantida, o fluxo é rapidamente escoado e o dente movimenta-se no espaço periodontal, comprimindo o ligamento contra o osso adjacente.

Apesar do ligamento periodontal ser adaptado para resistir às forças de curta duração, perde rapidamente a capacidade adaptativa com a manutenção de uma carga de compressão e extravasamento do fluido tecidular desta área confinado

4.1 Biologia do movimento dentário

Proffit (2002) relata no seu livro, que existem dois elementos de controlo do movimento dentário ortodôntico: a electricidade biológica ou piezoelectricidade e a pressão-tensão sobre o ligamento periodontal, afectando o fluxo sanguíneo.

A Teoria da bioelectricidade relaciona o movimento dentário, como fazendo parte das mudanças no metabolismo ósseo controladas pelos sinais eléctricos que são produzidos quando o osso alveolar é flectido e se dobra.

A teoria da pressão relaciona o movimento dentário com as mudanças celulares produzidas pelos mensageiros químicos, tradicionalmente considerados como geradores das alterações no fluxo sanguíneo através do ligamento periodontal. A pressão no ligamento, pela redução (maior pressão) ou aumento (menor tensão) do diâmetro dos vasos sanguíneos no espaço periodontal, podem, certamente, alterar o fluxo sanguíneo. As duas teorias não são incompatíveis e nem se excluem

mutuamente. Numa perspectiva actual, parece que ambos os mecanismos fazem parte do controle biológico do movimento dentário.

Acerca da piezoelectricidade ou electricidade biológica, DeAngelis¹ (1970) sugere que os elementos responsáveis pela coordenação das modificações ósseas podem ser encontrados na piezoelectricidade natural do osso. É dito que o osso tem piezoelectricidade (*piezo* = vem do grego com o significado de pressão), como propriedade primária que se deve ao colágeno.

A teoria da pressão-tensão é clássica no que se refere ao movimento dentário ortodôntico, e baseia-se mais na química do que nos sinais eléctricos como produtores do estímulo para diferenciação e consequente movimento dentário. Para Burstone e Norton¹⁸ (1961), Proffit¹⁷ (1995) não há dúvida de que os mensageiros químicos são importantes na grande quantidade de eventos que levam à remodelação óssea alveolar e movimento dentário. Nesta teoria, uma alteração no fluxo sanguíneo do ligamento periodontal é provocada por acção de uma força aplicada, esta provoca mudanças de posição do dente no espaço periodontal, comprimindo o ligamento em algumas áreas, tensionando-as noutras. O fluxo sanguíneo diminui onde o ligamento é comprimido, enquanto é estável ou aumenta ligeiramente onde o ligamento está sob tracção.

No que trata à Fisiologia do Movimento Dentário, segundo Wilhelms⁷ (1975), a definição do termo movimento dentário fisiológico é fundamental. Este autor designa, primariamente, o leve movimento de inclinação experimentado pelo dente durante a função mastigatória e, secundariamente, o dente de um jovem durante e após a erupção.

O novo tecido ósseo que se deposita no movimento de inclinação (migração dentária), pode ser visto radiografica e histologicamente, apresentando 3 estágios de evolução: osteóide; osso fasciculado e osso lamelar.

O osteóide é produzido pelos osteoblastos e é encontrado em todas as superfícies ósseas onde existe nova deposição. Como não apresenta sinais de calcificação, o tecido osteóide não sofre absorção. A partir do instante em que surgem os primeiros sinais de calcificação, o tecido recebe a denominação de osso fasciculado. Quando este alcança uma certa espessura e maturidade, as partes constituintes deste osso fasciculado reorganizam-se e formam o osso lamelar.

Esta sequência é, em princípio, a mesma que se observa na formação óssea durante o movimento ortodôntico. Neste caso a intensidade de força é maior quando comparado com a migração dentária. A recuperação dos tecidos também se faz de

maneira mais demorada, residindo aí a maior diferença entre movimento fisiológico e movimento ortodôntico.⁷

Segundo Reitan ¹⁶, reacções tecidulares relacionadas com a Ortodontia indicam tradicionalmente trocas histológicas ocorridas no ligamento periodontal, e, particularmente, no osso alveolar em torno de um dente que tenha sido movimentado ortodonticamente. Num sentido mais amplo, o termo reacções tecidulares abrange modificações ocorridas também no tecido mole adjacente ao processo alveolar, ou correspondente ao espaço percorrido pelo dente que foi movimentado.

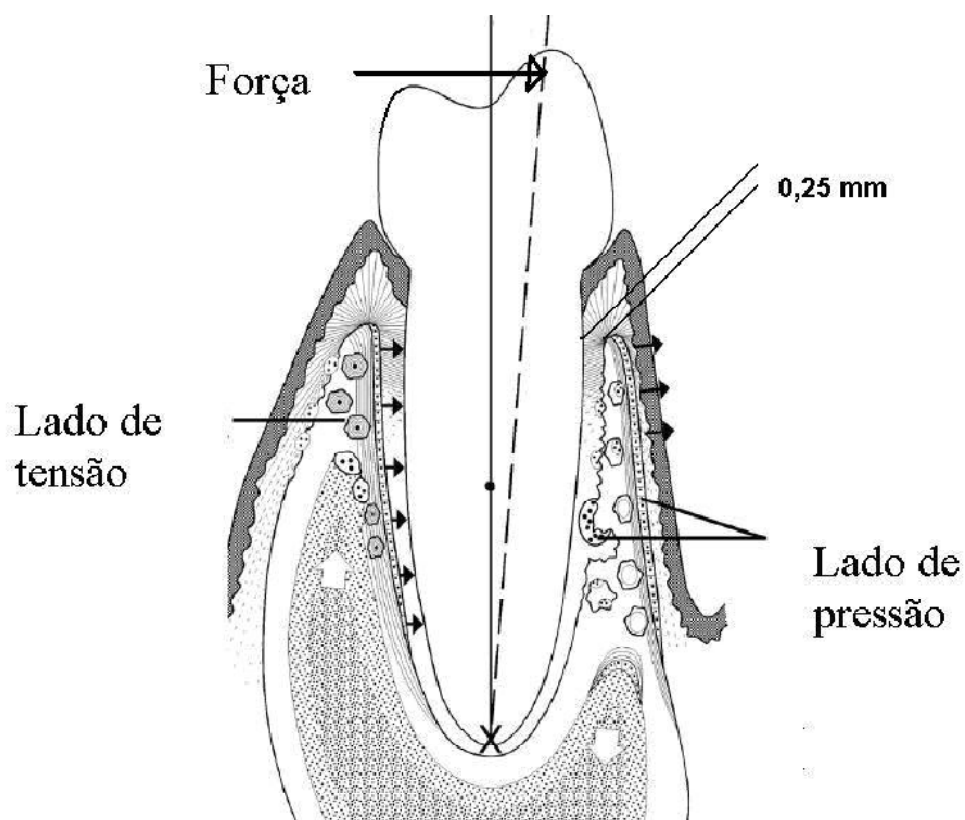


Figura 13 - Esquema ilustrativo de um dente com lado de aposição e reabsorção (Roberts et al., 2004)

A mecânica empregue pelo ortodontista e as reacções biológicas advindas, estão inter-relacionadas. A força empregue para o movimento dentário foi definida a partir da adaptabilidade dos tecidos, através das reacções histológicas observadas nos mesmos. Os aparelhos ortodônticos, usados na actualidade, estão em perfeita

ressonância com o conhecimento dos princípios biofísicos e biomecânicos que regem a histofisiologia dos tecidos de suporte e protecção dos dentes.

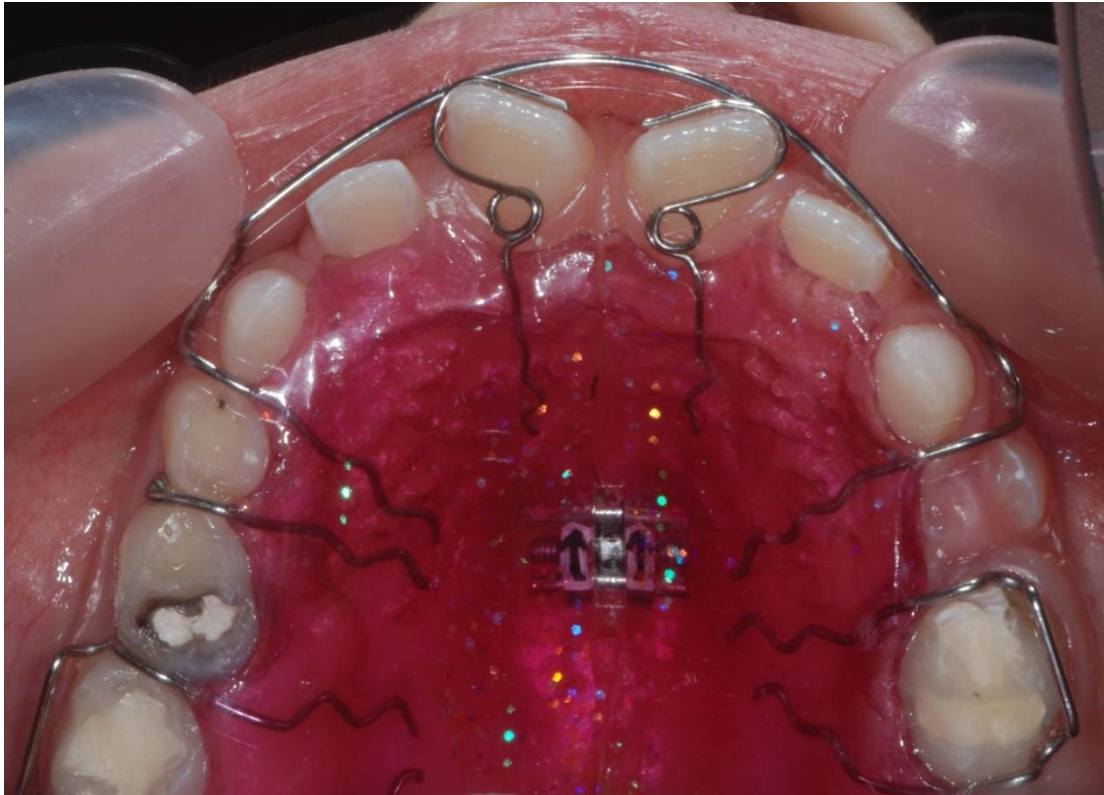


Figura 14 - - Vista intra-oral do aparelho ortodôntico removível com as molas de fechar diastemas adaptadas aos incisivos centrais. Estas molas, para além de fechar o diastemas também podem fazer ligeiras rotações

4.1.1 Formação óssea

Para Reitan¹⁶, simultaneamente à absorção óssea que ocorre no lado de compressão, mudanças de carácter formativo ocorrem no lado de tensão tractiva. O número de osteoblastos e fibroblastos aumenta devido ao aumento da actividade mitótica. Ocorre uma proliferação celular incipiente na área marginal à zona de tensão após 30 a 40 horas após a aplicação da carga. As novas células poderão ser observadas ao longo dos feixes de fibras estiradas, e este arranjo é característico do estágio inicial da formação óssea. Logo após a proliferação celular, tecido osteóide será depositado no lado de tensão.

Segundo Langlade²⁹, esta rápida formação de osteóide é especialmente evidente durante o período secundário. As novas células no lado traccionado são frequentemente arranjadas numa zona proliferativa, contendo cadeias ou fileiras de

odontoblastos. A formação óssea é então o resultado da tensão exercida sobre as fibras periodontais.

A calcificação do tecido osteóide inicia-se rapidamente porém, a camada mais superficial continuará sem receber deposições de sais. Quando este novo osso fascicular atingir uma certa espessura, haverá reorganização deste osso que é relacionado, em alguma extensão, ao movimento fisiológico do dente.²⁹

Devido a estas reacções tecidulares de remodelação óssea, que são estimulados pela aplicação de forças aos dentes, ocorre movimento dentário sem que haja perda da integridade entre dente e alvéolo.

Para que ocorra o movimento dentário a força aplicada ao dente deve superar o tônus do ligamento periodontal (ou forças intrínsecas), que é a energia necessária para colocar em movimento os fluidos intersticiais e para que as fibras periodontais neutralizem estas forças.¹⁶

De acordo com Proffit¹⁷, quanto mais elevada for a pressão aplicada, maior será a redução no fluxo sanguíneo através das áreas comprimidas do ligamento periodontal, até o ponto em que os vasos se tornem totalmente colapsados e sem fluxo sanguíneo. Tem sido demonstrado em animais que esta sequência teórica ocorre onde o aumento da força cause diminuição da impregnação de corantes no ligamento periodontal no lado comprimido.

4.1.2 Sobrecarga (Forças pesadas)

Segundo o trabalho publicado por Proffit¹⁷ (1995), designam-se por forças pesadas as forças capazes de ocluir totalmente os vasos sanguíneos e interromper o suprimento em determinadas áreas do ligamento periodontal. Quando isto acontece inicia-se uma necrose estéril nesta área. As células das áreas adjacentes ao local comprimido, são estimuladas para se transformarem em osteoclastos. Devido a esta aparência histológica de desaparecimento das células a área avascular é tradicionalmente chamada de hialinizada. Quando isto ocorre a remodelação do osso adjacente à área necrótica tem que ser efectuada por células oriundas das áreas adjacentes não danificadas.

Após um atraso de alguns dias os elementos celulares das áreas adjacentes não danificadas do ligamento periodontal começam a invadir a área hialinizada. O mais importante é que osteoclastos aparecem nos espaços medulares adjacentes e começam um ataque por baixo do osso, imediatamente abaixo à área necrótica do

ligamento periodontal. Este processo descrito como absorção repentina ataca a área abaixo da lâmina dura.

4.1.3 Carga reduzida (Forças leves)

Para Proffit¹⁷ quando uma força leve e prolongada é aplicada a um dente o fluxo sanguíneo através do ligamento periodontal parcialmente comprimido diminui, o fluido é enviado para fora do espaço periodontal e o dente movimenta-se dentro do alvéolo. Dentro de poucas horas após a aplicação da carga a alteração resultante no ambiente químico produz um padrão diferente de actividade celular.

Já Reitan¹⁶ acha que áreas de hialinização deverão ocorrer sempre mesmo com a utilização de forças leves. Contudo, a hialinização é causada, quer por factores anatómicos, quer por factores mecânicos. Um dos factores anatómicos é a forma e contorno da superfície óssea. Existindo fissuras e espaços medulares abertos é provável que exista um curto período de hialinização. Deve salientar-se que zonas hialinizadas, geradas por forças leves, são muito pequenas, cobrindo uma área não maior que 1 a 2 mm da superfície radicular.

A aparência hialina uniforme de uma zona comprimida é causada principalmente por certas alterações na substância fundamental. As fibras colágenas, gradualmente, tendem a ser mais ou menos confluentes com a substância fundamental gelatinosa que os rodeia.



Figura 15 - Imagem intra-oral de um aparelho removível adaptado em boca, com as molas de fechar distemas nos incisivos centrais. É possível visualizar, uma leve reacção inflamatória, devido à força exercida pelas molas nas coroas dentárias

Como resultado da destruição de células e dano aos capilares, aparecerá uma leve reacção inflamatória, seguida pela produção de novos capilares e células do tecido conjuntivo em áreas ao redor da zona hialinizada.



Figura 16 - Imagem intraoral de um aparelho removível adaptado em boca, com uma mola de rotação (Mola Z modificada com uma extensão) no incisivo lateral. É possível visualizar, uma leve reacção inflamatória, devido à força exercida pela mola na coroa dentária

4.2 Ligamento periodontal

A movimentação dentária induzida é um processo biológico múltiplo, caracterizado por reacções sequenciais do tecido periodontal em resposta às forças aplicadas. Os estímulos provocados geram alterações tecidulares que, em conjunto com a activação de mediadores químicos, resultam na remodelação óssea. Shirazi et al.¹⁹ (2002) e Kohno et al.²⁰ (2003) explicam que, durante o movimento dentário inicial, as células do ligamento periodontal são comprimidas e o fluido extracelular do periodonto é extravasado para os espaços medulares. Na zona de pressão, o tecido de sustentação fibroso é reconstituído através da substituição, quase completa, das fibras velhas por novos elementos fibrosos.

Rygh²¹ (1972) e Lew²² (1989) relatam que alterações vasculares precoces como estase, isquemia, diminuição gradual de capilares, presença de trombos, completa obliteração de vasos sanguíneos e degeneração vascular também são descritas no lado de pressão do ligamento periodontal durante a movimentação ortodôntica. Contudo, Lew²² (1989) e Tang²³ (1993) afirmam que distensão e dilatação dos vasos sanguíneos são experimentadas no lado de tracção do ligamento periodontal.

Segundo Consolaro¹⁵ (2002), o ligamento periodontal desempenha um papel fundamental para que o processo de movimentação dentária ocorra. A sua

compressão induz estímulos geradores de inflamação local, favorecendo o aparecimento de um microambiente susceptível à reabsorção óssea.

Melsen⁹ (2001) complementa ao afirmar que a reabsorção óssea directa ou indirecta é percebida como uma reacção tecidular à força aplicada.

No entanto, Carvalho, L.⁶⁷ (2007) diz que, quando se aplica uma força constante é desencadeada reabsorção óssea, enquanto que a aplicação de forças intermitentes levam à formação de novo tecido ósseo.

De acordo com Proffit²⁴ (2002), durante o tratamento ortodôntico, o osso é selectivamente removido em algumas áreas e adicionado em outras, enquanto o dente se move carregando os tecidos de sustentação.

Entretanto, Stains et al.²⁵ (2005) acrescentaram que a remodelação óssea é um processo dinâmico que envolve actividades celulares coordenadas entre osteoblastos, osteócitos e osteoclastos.

Moraes et al.²⁶ (2002) explicam que as unidades de reabsorção ou ósteo remodelação são um conjunto caracterizado pelos osteoclastos, sob o comando de osteoblastos e auxiliados pelos macrófagos. Nessas unidades, ressalta-se o microambiente ácido, totalmente isolado do meio tecidular e proporcionado pela *interface* de borda activa ou em escova dos osteoclastos e a superfície óssea em reabsorção.

Ferreira²⁷ (2002), por outro lado, afirma que na face oposta, onde existe distensão dos ligamentos, o estímulo promoverá a diferenciação de células mesenquimais em osteoblastos e fibroblastos. Cerca de dois dias após a aplicação da força, as modificações locais irão permitir que os osteoclastos e os osteoblastos iniciem o processo de remodelação óssea, com aposição no lado onde há tracção e reabsorção na face em compressão.

Segundo Proffit²⁴ (2002), a remodelação óssea pode ser explicada pela teoria da pressão-tracção, na qual uma alteração no fluxo sanguíneo do ligamento periodontal é produzida pela movimentação do dente no alvéolo. A passagem de sangue diminui onde o ligamento é comprimido e é mantida ou aumentada onde é traccionado, produzindo modificações locais nos níveis de oxigénio. Essas mudanças químicas, agindo directamente ou por estímulo da libertação de outros agentes activos biologicamente, poderiam estimular a diferenciação e a actividade celular. Para Moraes et al.²⁶ (2002), em função do pH ácido resultante do exsudato formado durante a movimentação ortodôntica, os osteoclastos chegam ao local e instalam-se na superfície óssea promovendo sua reabsorção.

Entretanto, Proffit²⁴ (2002) explica que quando a força aplicada contra o dente é de intensidade suficiente para ocluir totalmente os vasos e interromper o suprimento sanguíneo, antes do aparecimento normal de osteoclastos, uma necrose estéril é produzida na área. Por causa da aparência histológica do desaparecimento de células, essa região avascular é tradicionalmente chamada de hialinizada. Nesse caso, a remodelação do osso próximo ao local necrótico, deve ser efectuada por células derivadas de regiões adjacentes não danificadas.

Consolaro¹⁵ (1999) complementa ao explicar que a quantidade de hialinização depende do grau de hipóxia gerado, o qual, por sua vez, é dependente da quantidade de força aplicada.

De acordo com Reitan²⁸, não existe grande diferença entre as reacções tecidulares observadas nos movimentos dentários fisiológicos e ortodônticos. Apesar de os dentes serem movidos mais rapidamente durante o tratamento, as mudanças tecidulares produzidas por forças ortodônticas são, em consequência, mais marcadas e extensas. Esta diferença também se reflecte no maior tempo requerido para que se inicie a formação óssea nas áreas previamente absorvidas por forças ortodônticas.

DeAngelis¹ (1970), relata que a resposta tecidular à mecanoterapia é um achado fundamental na série de eventos que devem ser considerados no movimento dentário. Princípios mecânicos (molas ortodônticas) podem ser aplicados com sucesso sobre a dentição. A degradação osteoclástica do osso alveolar como resultado da pressão e a concomitante deposição osteoblástica em resposta à tensão são achados consistentes em estudos histológicos de movimento dentário.

4.3 Osso alveolar

Osso alveolar ou lâmina dura é uma camada delgada de osso que circunda a raiz ou raízes dos dentes e fornece inserção às fibras colágenas do ligamento periodontal. É constituído por lamelas ósseas paralelas entre si e à superfície radicular. É o único lugar do nosso organismo que apresenta osso primário. Nas radiografias esse osso (primário), aparece radiopaco, por isso é chamado de lâmina dura. Essa radiopacidade é devido a disposição desordenada das fibras colágenas nas lamelas, concentração de cálcio e situação das estruturas no trajecto dos raios X.

O processo alveolar começa a ser formado cedo durante a vida fetal, com deposição de mineral em pequenos focos da matriz mesenquimatosa que circunda os germes dentários. Essas pequenas áreas calcificadas aumentam de tamanho, unem-se, são reabsorvidas e remodeladas até que se forme uma massa contínua de osso em torno dos dentes completamente erupcionados. A superfície externa do osso é sempre revestida por uma zona de tecido não mineralizado osteóide que, por seu lado, é coberto por perióstio. O perióstio contém fibras colágenas, osteoblastos e osteoclastos. Os espaços medulares, no interior do osso, são revestidos por endóstio que tem muitos aspectos em comum com o perióstio na superfície externa do osso.

A aposição de novo osso é sempre relacionada aos osteoblastos. Estas células produzem um osteóide que, subsequentemente, sofre calcificação.

Os processos alveolares desenvolvem-se em conjunto com o desenvolvimento e erupção dos dentes e são gradativamente reabsorvidos com a perda dos dentes. Assim, os processos alveolares são estruturas dependentes dos dentes. Em conjunto com o cimento radicular e as fibras do ligamento periodontal, o osso alveolar constitui os tecidos de sustentação dos dentes e distribui as forças geradas durante a mastigação e outras formas de contacto entre os dentes.

As paredes dos alvéolos são revestidas por osso compacto que interproximalmente está em relação com o osso esponjoso. O osso esponjoso contém trabéculas ósseas cujo tamanho e arquitectura são em parte, determinados geneticamente, e de outra parte são o resultado das forças a que os dentes estão expostos durante a sua função.

O osso compacto que reveste a parede dos alvéolos é frequentemente contínuo com o osso compacto ou cortical das partes vestibular e palatina do processo alveolar. O osso das partes vestibular e palatina do processo alveolar, varia de espessura de uma região para outra. Nas regiões dos incisivos e pré-molares a tábua óssea cortical da face vestibular dos dentes é consideravelmente mais fina, do que na parte palatina.

Na região dos molares o osso é mais espesso na face vestibular do que na face palatina

4.4 Forças Ortodônticas

A aplicação de forças ortodônticas sobre um dente produz reacções sobre o periodonto, mas deveria ter pouco ou nenhum efeito sobre outros tecidos, como a polpa e a estrutura radicular. No entanto, em algumas situações o tratamento ortodôntico pode produzir efeitos deletérios sobre esses tecidos, como: necrose pulpar, perda permanente de estrutura radicular, redução da altura da crista alveolar, mobilidade e dor excessivas. As complicações do tratamento não ocorrem com frequência e, na maioria das vezes, não acarretam grandes consequências. Entretanto, é importante que os pacientes e seus responsáveis sejam esclarecidos sobre os principais riscos do tratamento antes que ele seja iniciado. A fim de prevenir um dano irreparável, o ortodontista deve ter um bom conhecimento dos princípios biomecânicos, como também das reacções tecidulares que ocorrem em resposta à aplicação de forças ortodônticas.

A movimentação dentária é uma resposta do organismo à força aplicada no aparelho e, por isso, deve ser acompanhada de perto, e ser realizada de maneira que não cause danos à estrutura de sustentação dos dentes. A manutenção ortodôntica é o momento em que o ortodontista aplica essa força no aparelho.

Com os avanços conseguidos na produção de novas ligas metálicas, os fios usados nos aparelhos fixos conseguem "gerar" força durante um período de 45 dias (algumas ligas metálicas chegam a causar força até 60 dias). Para que os ortodontistas possam acompanhar de perto a evolução de cada caso agendam as "manutenções" de 30 em 30 dias. Desta forma poderão intervir no tratamento antes que algum problema aconteça. Porém, é muito importante que conheçam qual a activação da força em intervalos próximos ou que o uso de muita força pode prejudicar a evolução do tratamento.

Tratamentos "apressados" podem dificultar a formação do novo osso causando mobilidade nos dentes durante e, principalmente, depois do tratamento. Além disso, ao utilizar muita força durante o tratamento, o processo de reabsorção do osso não acontece, pois pressão em demasia causa isquemia, ou seja, falta de irrigação sanguínea no local, e com isso o organismo não concretiza a sua função.

A biologia do movimento dentário envolve uma série de reacções tecidulares. Após a aplicação de forças ortodônticas e de uma maneira ainda não totalmente

esclarecida pode resultar uma reabsorção radicular. Inúmeras variáveis, incluindo factores biológicos e mecânicos, parecem influenciar o grau e a ocorrência das alterações radiculares durante o movimento dentário. Métodos de diagnóstico e prevenção são descritos na literatura, assim como os possíveis factores de risco associados a este problema. Um amplo conhecimento sobre a biologia dos tecidos envolvidos durante o movimento dentário, bem como dos princípios biomecânicos e os demais aspectos relacionados às reabsorções, parecem auxiliar o ortodontista durante o controle deste efeito indesejado durante o tratamento ortodôntico. Conclui-se então que algumas medidas preventivas devem ser consideradas para os pacientes que são submetidos ao tratamento ortodôntico, tais como: anamnese e exame clínico criterioso, acompanhamento radiográfico, utilização de forças leves, maior intervalo de activação das forças ortodônticas, remoção de hábitos prejudiciais, ajuste oclusal, contenção com aparelhos passivos e, em alguns casos, reavaliação ou interrupção do tratamento.

Para o completo entendimento das forças que geram movimento dentário, convém relembrar os conceitos básicos nesta área.

Força é uma carga que actua sobre um objecto, podendo ser expressa em vários tipos de unidades. Tradicionalmente, os ortodontistas medem as forças em gramas, mas na maioria das áreas científicas a unidade utilizada é o Newton (1 Newton = 100 gramas).

Pressão é a força exercida por unidade de superfície. Mudando o tamanho de um objecto e perante a actuação de uma mesma força, podem ser criadas diferentes situações de pressão. Neste caso utiliza-se como unidade o N/m^2 .

Segundo Silva.C³⁰ (2007), se aplicarmos uma mesma força de 100 g a um incisivo inferior ou a um molar, intuitivamente percebemos que o dente mais pequeno (com menor superfície radicular) é sujeito a uma maior pressão do que o dente maior, o qual tem mais superfície para distribuir essa força ou carga.

4.4.1 Tipos de forças ortodônticas

Os tipos de forças usadas em ortodontia podem ser classificados, quanto à sua forma de actuação, em *contínuas* ou *intermitentes*. No entanto, Moyers³¹ (1980), baseando-se nas forças descritas por Reitan⁵ (1964), refere outros dois tipos de forças, a força *dissipante* e a *força funcional*.

Quanto às forças contínuas, podem considerar-se as obtidas nos aparelhos fixos quando se utilizam elásticos ou molas flexíveis que permitem uma acção contínua por um período considerável de tempo e com uma magnitude relativamente constante. – É o tipo de força característico da actuação dos aparelhos fixos.

As Forças intermitentes, como o próprio nome indica, são designadas pela alternância de períodos de acção com períodos de inactividade, sendo por isso associada ao uso de aparelhos removíveis, os quais se retiram da boca para comer e para higienização, causando por isso forças intermitentes. Também se designam de força intermitente, os aparelhos removíveis com molas relativamente rígidas que vão perdendo acção durante o deslocamento do dente a que estejam aplicadas. Os aparelhos extra-orais, que são usados somente em determinados períodos de tempo (noite), são também exemplos de aplicação de forças intermitentes.

As Forças dissipantes representam uma modalidade de força contínua. A sua acção é mais circunscrita no tempo, de forma a permitir algum grau de recuperação, reorganização e proliferação celular antes de nova activação⁶. Este tipo de forças é especialmente desejável e algumas técnicas mecânicas actuais foram pensadas, entre outras coisas, para permitir este efeito.

As Forças funcionais são características principalmente dos aparelhos funcionais, os quais são removíveis e não têm retenção na boca. A sua acção sobre os dentes é intermitente e resulta de uma função muscular, por exemplo, a deglutição. São forças difíceis de controlar, determinando um movimento dentário relativamente mais lento do que os outros tipos de forças referidos. Contudo, este tipo de aparelho tem por objectivo alterar o comportamento muscular e, se possível, restaurar o padrão de crescimento do esqueleto craniofacial.

Para Consolaro⁶¹ (2006), nas primeiras horas da movimentação induzida, o deslocamento dentário pode ir até 0,9mm, mas isto resulta da compressão do ligamento periodontal, pela rotação radicular no alvéolo e pela deflexão óssea⁴. Em 1975, Andrews⁶² (1975) sugeriu um período mínimo de 10h para activar a reabsorção óssea na superfície do alvéolo, durante a movimentação dentária induzida sob forças constantes. A eliminação da tensão mecânica pela suspensão da força, mesmo após

um curto período de tempo, seria suficiente para interromper a actividade osteoclástica. Uma nova aplicação de forças requeria uma retomada do processo desde o seu início. A “teoria das 10 horas” formulada por Andrews⁶² (1975) determinou clinicamente a necessidade do uso contínuo de aparelhos ortodônticos removíveis, se o objectivo fosse a movimentação dentária.

4.4.2 A magnitude das forças

A primeira distinção a efectuar neste âmbito é entre forças ortodônticas e ortopédicas. A fronteira desta divisão segundo Silva C.³⁰ (2007) situa-se classicamente nos 400 g; sendo que as forças situadas abaixo deste limite são consideradas ortodônticas e, acima dele, ortopédicas

Outro conceito a determinar, é o da força ortodôntica ideal, o qual é de extrema importância para os ortodontistas. Para Moyers³¹ (1980) a força ortodôntica ideal para qualquer movimento dentário é aquela que inicia a resposta tecidual máxima, sem dor ou reabsorção radicular e mantém a saúde do ligamento periodontal durante todo o movimento do dente.

Segundo Silva C.³⁰ (2007) existindo um processo inflamatório subjacente ao movimento e micro-reabsorções radiculares praticamente impossíveis de evitar, mesmo em condições controladas, a definição proposta por Moyers³¹ (1980) parece demasiado rígida no que a estes dois aspectos diz respeito. Assim sendo, é razoável esperar alguma dor nas fases iniciais do movimento, em função do processo inflamatório despoletado e também algumas micro-reabsorções radiculares laterais, embora estas, se dentro de certos limites, possam ser totalmente recuperáveis.

Sendo também a força ortodôntica ideal condicionada por diversos factores, tal como o dente implicado, o tipo de movimento a efectuar, o estado de saúde periodontal, homeostasia humoral, hormonal e até a idade do paciente; a definição de Moyers, em nossa opinião, seria vantajosamente substituída por outra: - *“a força ortodôntica ideal é, genericamente, a força que produz o movimento dentário pretendido nas condições existente, com o mínimo de esforço celular e de efeitos secundários”*.

4.5 Tipos de Movimentos e Forças Actuantes

Os movimentos dentários são causados pela aplicação de forças nos dentes através de aparelhos ortodônticos. Os movimentos dentários podem ser de inclinação, translação, rotação, extrusão (verticais para cima, acompanhados de inclinação) e intrusão (verticais para baixo, forças aplicadas numa pequena área do ápice do dente) (Marcotte¹⁰ (2003)). De forma simplificada, o movimento dentário depende basicamente da força aplicada na mola ortodôntica e da força de resistência que se opõe a essa acção. Os mecanismos que definem esse movimento de oposição estão directamente ligados a factores biológicos complexos das estruturas de cada paciente onde o dente se encontra embutido.

As forças aplicadas são caracterizadas pela intensidade, direcção e ponto de aplicação (Marcotte¹⁰ (2003)). Ao ser aplicada uma força sobre um dente num ponto qualquer da sua superfície, este desloca-se a uma distância proporcional à força aplicada no seu centro de resistência (1/3 a partir do ápice da raiz), podendo sofrer uma translação e/ou rotação. Os carregamentos aplicados são automaticamente gerados pela recuperação elástica de fios metálicos encostados aos dentes através das molas inseridas nos aparelhos. Movimentos ortodônticos simples, como a inclinação, ocorrem em torno do centro de resistência do dente. As translações são modeladas pela aplicação de movimentos de corpo onde toda a estrutura do dente é carregada uniformemente. Extrusões e Intrusões são movimentos modelados através de translações verticais onde forças são utilizadas para deslocar o dente para fora ou para dentro de sua estrutura óssea, respectivamente.

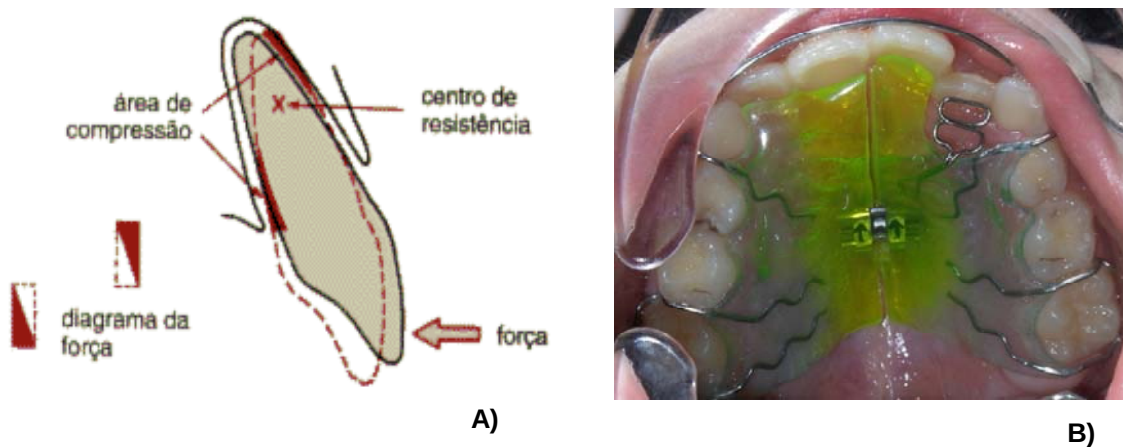


Figura 17 – A) Aplicação de uma força à coroa de um dente. A pressão é sentida no ápice da raiz e na crista alveolar; B) Imagem intra-oral de um aparelho removível com uma mola T dupla para protusão dentária do incisivo lateral.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Ensaaios na Máquina Universal Tira test 2705

Neste estudo foram realizados testes às molas ortodônticas “T” e “Z” numa máquina de testes universal Tira test 2705, propriedade da unidade de materiais compósitos do INEGI, com capacidade de carga até 5kN.

Esta máquina, que está representada na Figura 18, permite aplicar axialmente forças ou deslocamentos de forma controlada. Trata-se de uma estrutura rígida constituída por dois montantes laterais onde, por acção de fusos roscados, se desloca guiada paralelamente à mesa de suporte, uma travessa horizontal. A colocação de uma amarra na mesa da máquina e outra na travessa horizontal permite aplicar carga axial sobre qualquer objecto colocado entre estes dois componentes. A montagem de uma célula de carga numa das travessas permite medir com rigor a força aplicada pela máquina. Um *software* apropriado e uma célula de carga permitem controlar os movimentos de subida e descida da travessa assim como medir a força aplicada em cada instante.

A máquina de ensaio universal foi utilizada para realizar testes com os quais se avaliaram os comportamentos mecânicos das molas estudadas. A medição das forças de compressão e flexão e dos deslocamentos associados a cada uma delas permitiu avaliar a resposta da cada mola em compressão e flexão.

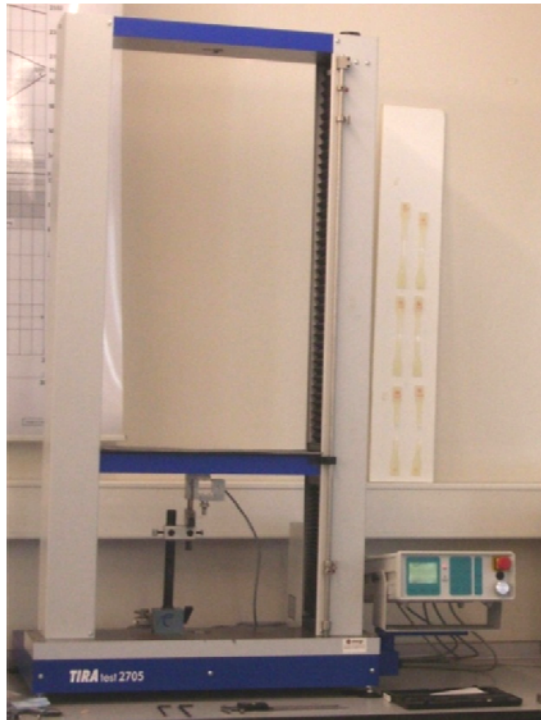


Figura 18 - Máquina de ensaios universal Tira test 2705, cortesia do CEMACOM-INEGI



Figura 19 - Célula de carga até 20 N utilizada nos testes

Dada a baixa amplitude esperada para as cargas geradas pela mola foi seleccionada uma célula de carga com a capacidade máxima de 20 N. Esta célula de carga pode ver-se na Figura 19 foi fornecida pela empresa HBM e permite ligação ao software de controlo da máquina.

Para garantir um correcto posicionamento das molas durante os ensaios foram confeccionados bases em acrílico onde se inseriram as molas ortodônticas, uma para

a mola “T dupla” e outra para a mola “Z dupla”. Estas bases têm forma prismática para facilitar a sua fixação.

Os dois provetes assim obtidos, mostrados nas figuras 20 e 21, foram depois fixados na estrutura da máquina através de um suporte cuja fixação à mesa se fazia por acção magnética. O sistema de fixação dos provetes, foi feito por encastramento entre duas peças metálicas, como se pode ver na Figura 22

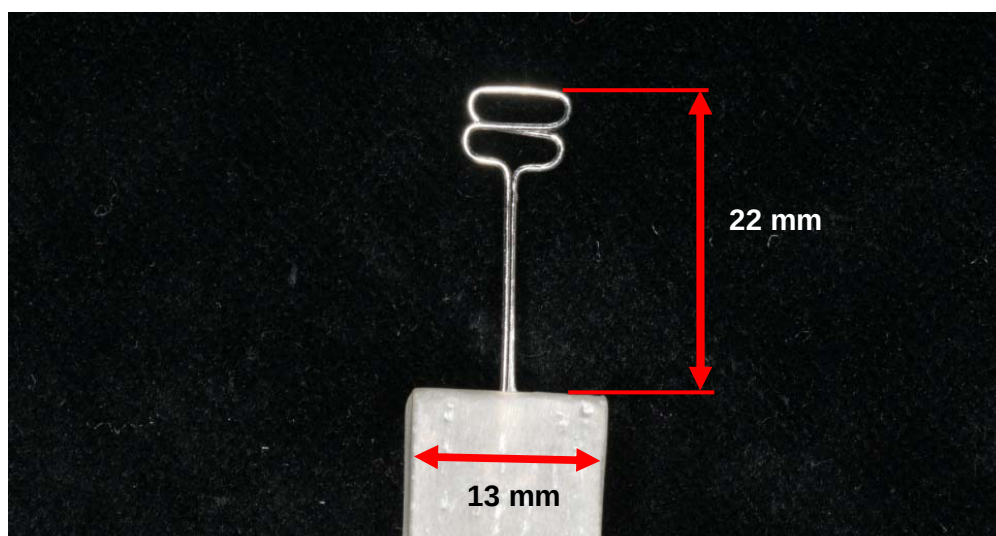


Figura 20 - Provede em acrílico onde foi inserida a mola ortodôntica “T” dupla

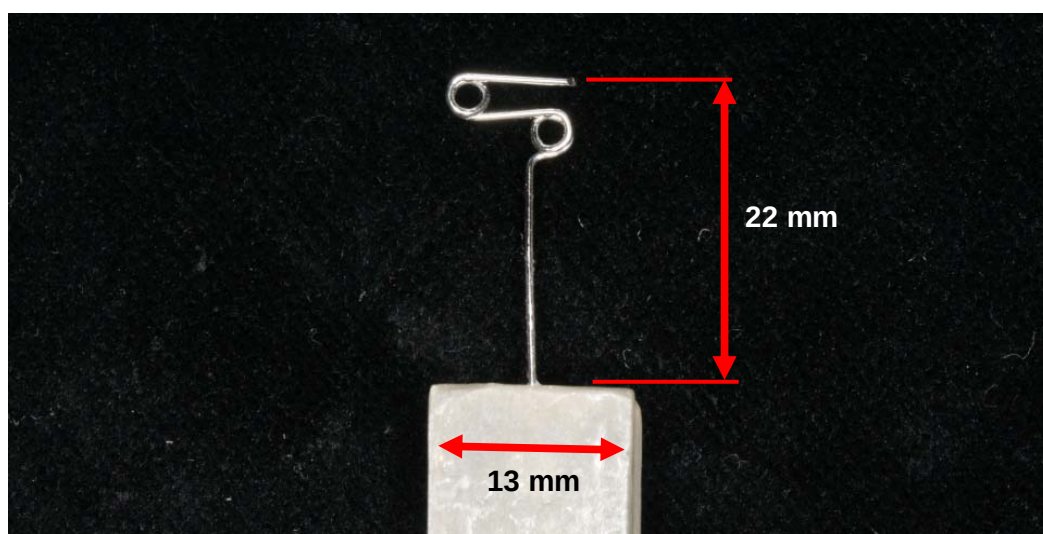


Figura 21 - Provede em acrílico onde foi inserida a mola ortodôntica “Z” dupla

Na Figura 22 mostra-se em detalhe a fixação do provete obtido para a mola T dupla. Como se pode ver na imagem a utilização da base de acrílico não só facilita a sua fixação no suporte como garante que a distância entre o ponto de aplicação da força e o encastramento permaneça constante. Deve referir-se que para os valores de carga registados o acrílico possui uma rigidez suficiente para não interferir nos deslocamentos medidos para a mola.

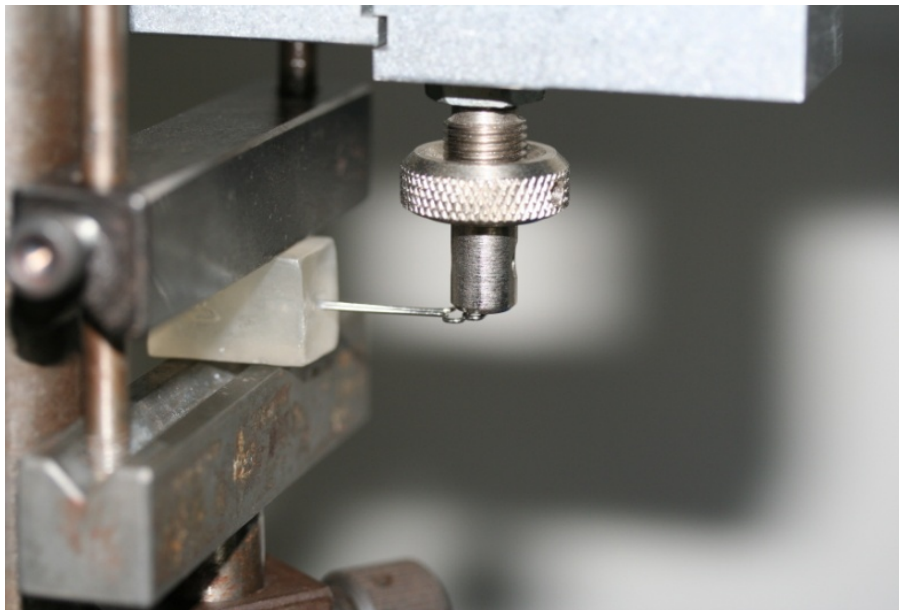


Figura 22 - Início do teste de flexão à mola T dupla, onde se verifica o encastramento do provete. Também é visível a célula de carga encostada à mola

Nas figuras 23 a 29 mostram-se imagens obtidas para alguns dos ensaios realizados em que se evidencia a versatilidade do suporte utilizado. Neste suporte a base de acrílico é apertada entre duas réguas metálicas sendo uma delas móvel e guiada por dois veios colocados lateralmente. Nesta régua existem dois parafusos que permitem a sua imobilização. A régua fixa é apertada através de uma castanha a um veio cilíndrico que se encontra roscado numa base magnética da marca Mitutoyo.

Esta solução para fixar os provetes é muito versátil e permite ajustar as montagens de acordo com cada um dos testes realizados.

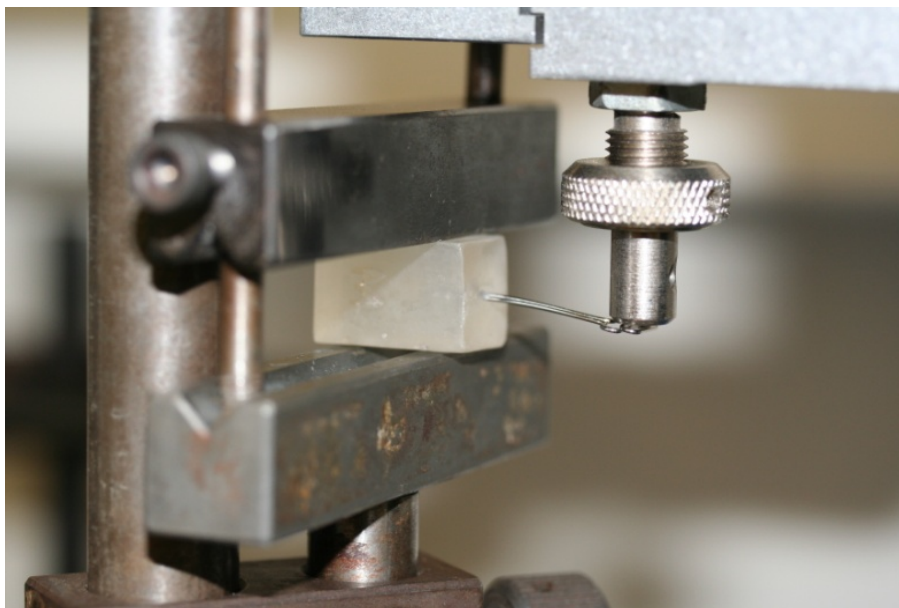


Figura 23 - Teste de flexão feito à mola T dupla. Fixação do suporte de acrílico e extremidade da célula de carga.

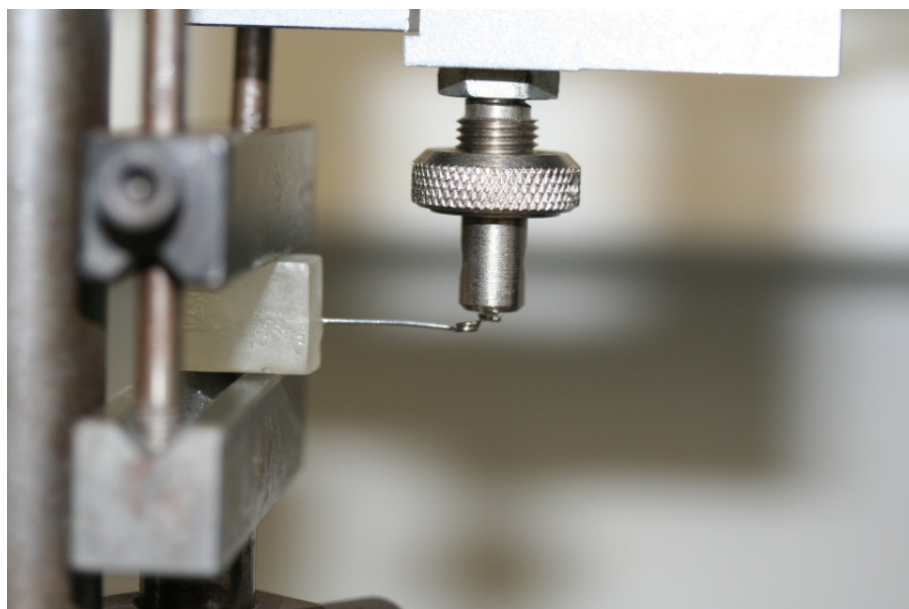


Figura 24 - Início do teste de flexão à mola Z dupla, onde se verifica o encastramento do provete. Também é visível a célula de carga encostada à mola

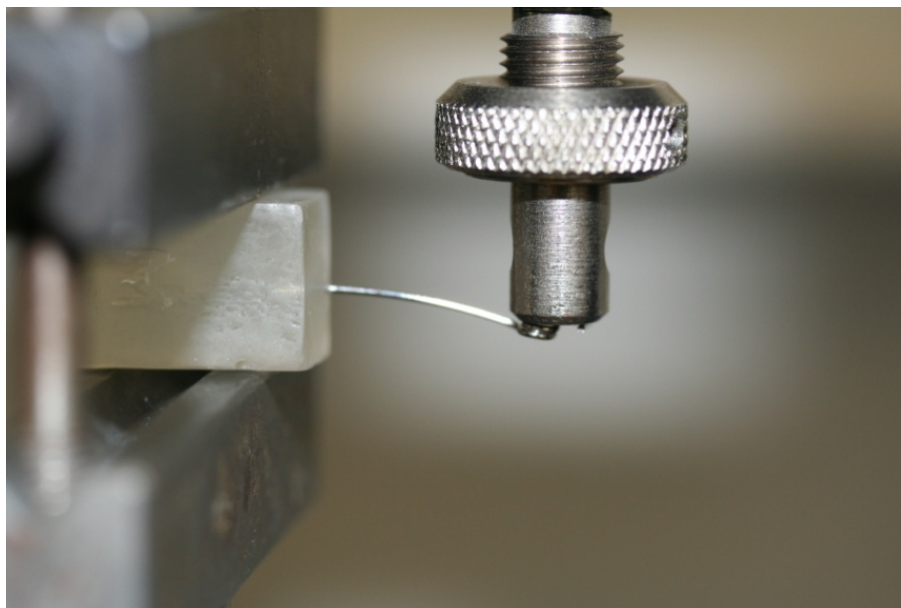


Figura 25 - Teste de flexão feito à mola T dupla onde se verifica que forma atingidas deformações elevadas para este comprimento de mola.

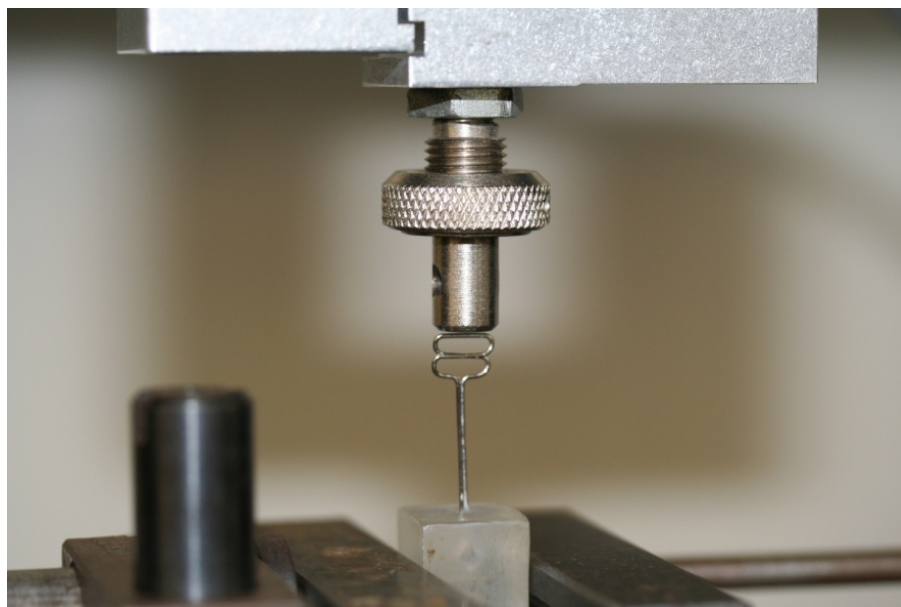


Figura 26 - Início do teste de compressão à mola T dupla, onde é visível a célula de carga encostada à mola



Figura 27 - Teste de compressão feito à mola T dupla onde se pode verificar a deformação induzida no corpo da mola pela carga axial.

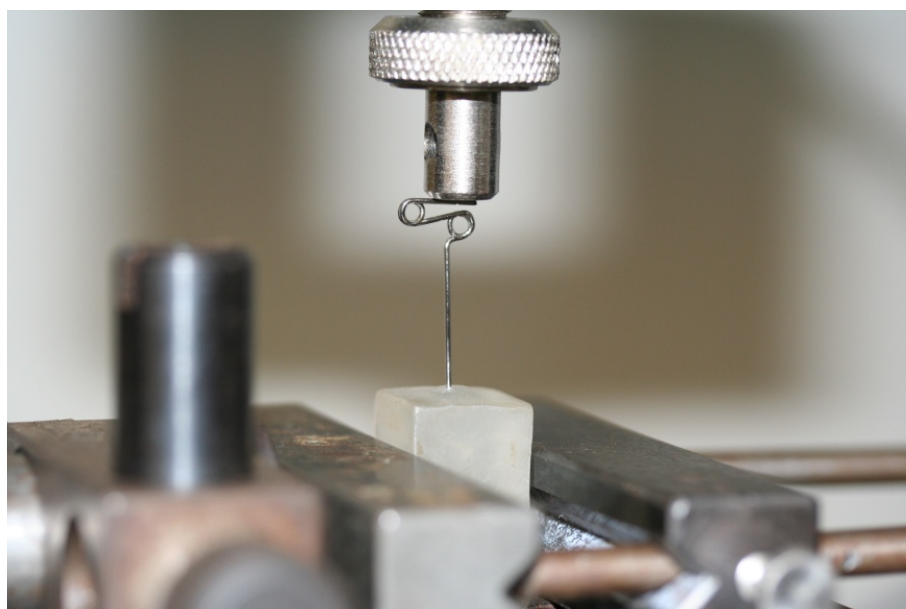


Figura 28 - Início do teste de compressão à mola T dupla, onde é visível a célula de carga encostada à mola

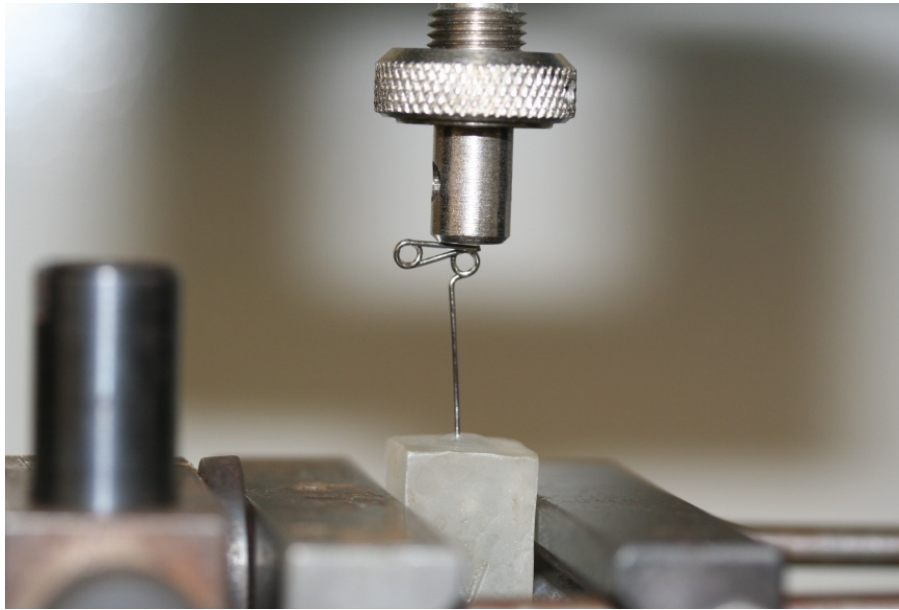


Figura 29 - Teste de compressão feito à mola Z dupla numa situação em que a extremidade da célula de carga encosta no segundo helicóide da mola.

Após ter ensaiado ambos os provetes e medidos os comportamentos mecânicos de ambas as molas, quer em flexão, quer em compressão foi decidido proceder a idênticas medições com as molas já integradas num aparelho ortodôntico. Para isso recorreu-se a utilização de um molde representativo de uma utilização típica destas molas e que se encontra representado na figura 30.

Para se poder realizar as medições foi necessário retirar os componentes de gesso que representavam os dois dentes incisivos centrais. Com esta configuração foi possível fixar o molde de gesso com o aparelho devidamente montado na mesa da máquina de ensaios universal. Deve referir-se que neste caso o molde de gesso foi colado a uma barra perismática de aço que foi depois utilizada para fixar devidamente a montagem com auxílio de uma base magnética da Mitutoyo.

Como se pode verificar nas figuras 31 a 33 o ensaio realizado permite conhecer com elevado rigor as forças realizadas por ambas as molas quando colocadas em boca e para o caso clínico que foi seleccionado. Deve ainda dizer-se que a colocação das molas no aparelho ortodôntico altera significativamente as condições de fixação, não só por alterar o comprimento da mola que se encontra fora doacrílico, comparativamente aos provetes ensaiados, como implica alterações na geometria desta.

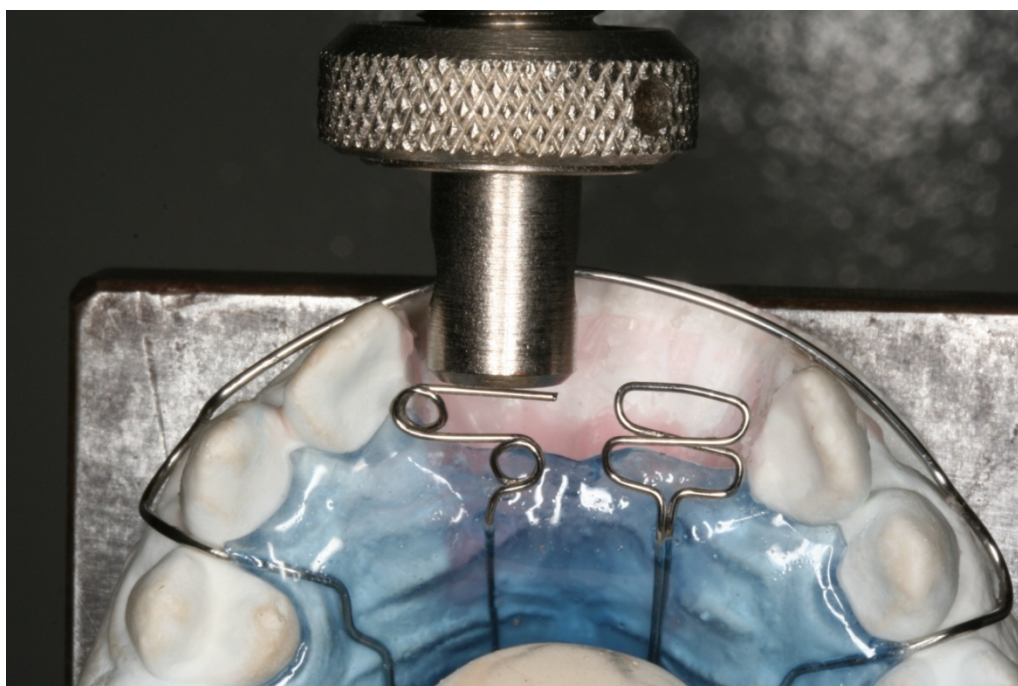


Figura 30 - Imagem da mola Z inserida no aparelho, e em que a célula de carga está encostada à mola

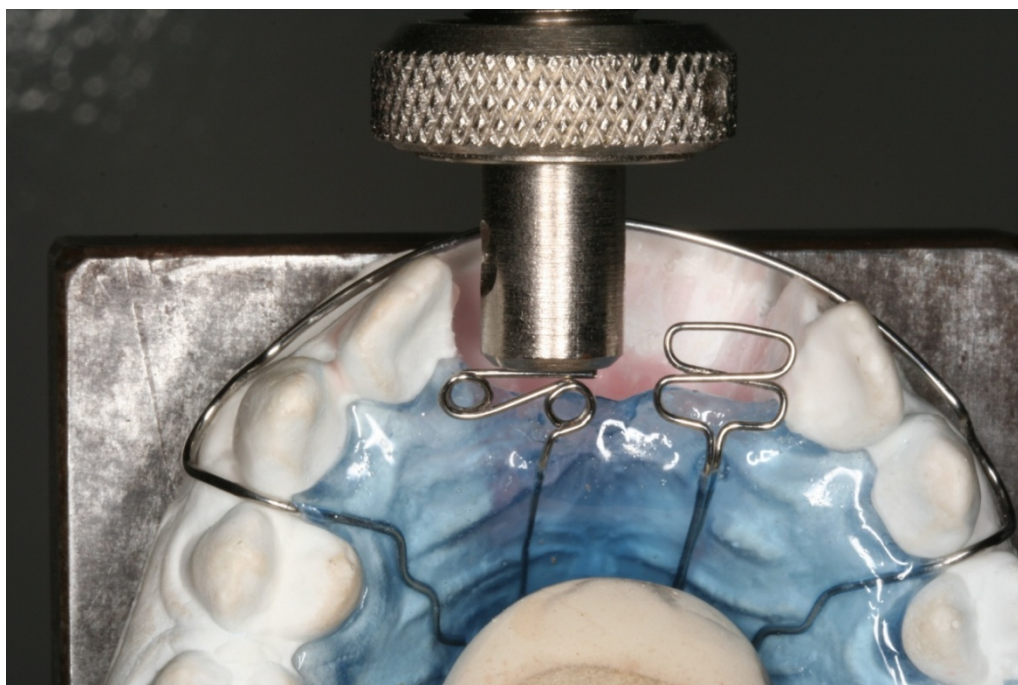


Figura 31 - Imagem da mola Z em compressão inserida no aparelho

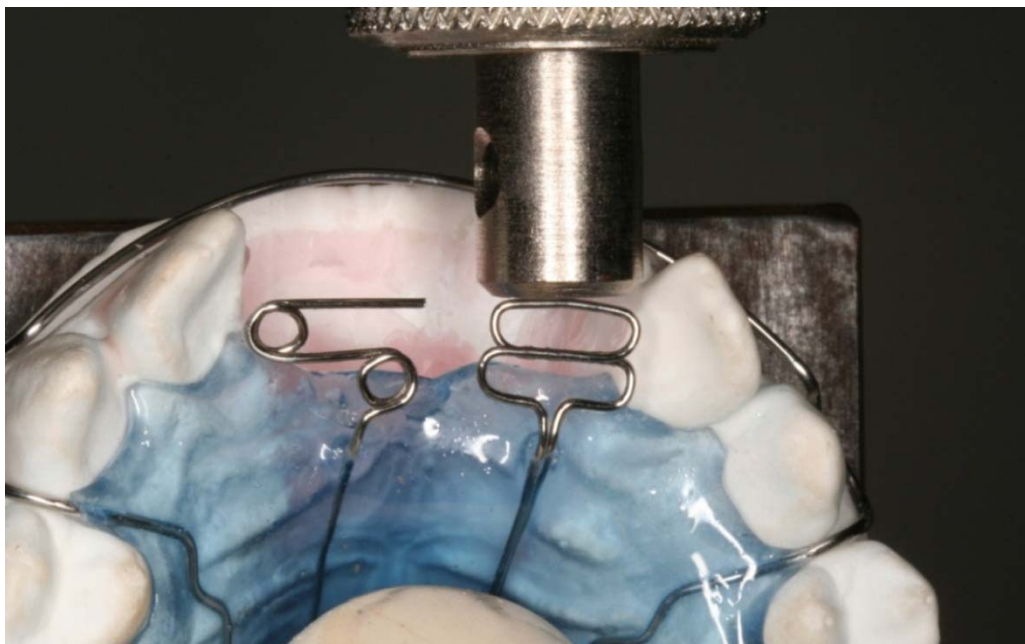


Figura 32 - Imagem da mola Z inserida no aparelho, e em que a célula de carga está encostada à mola

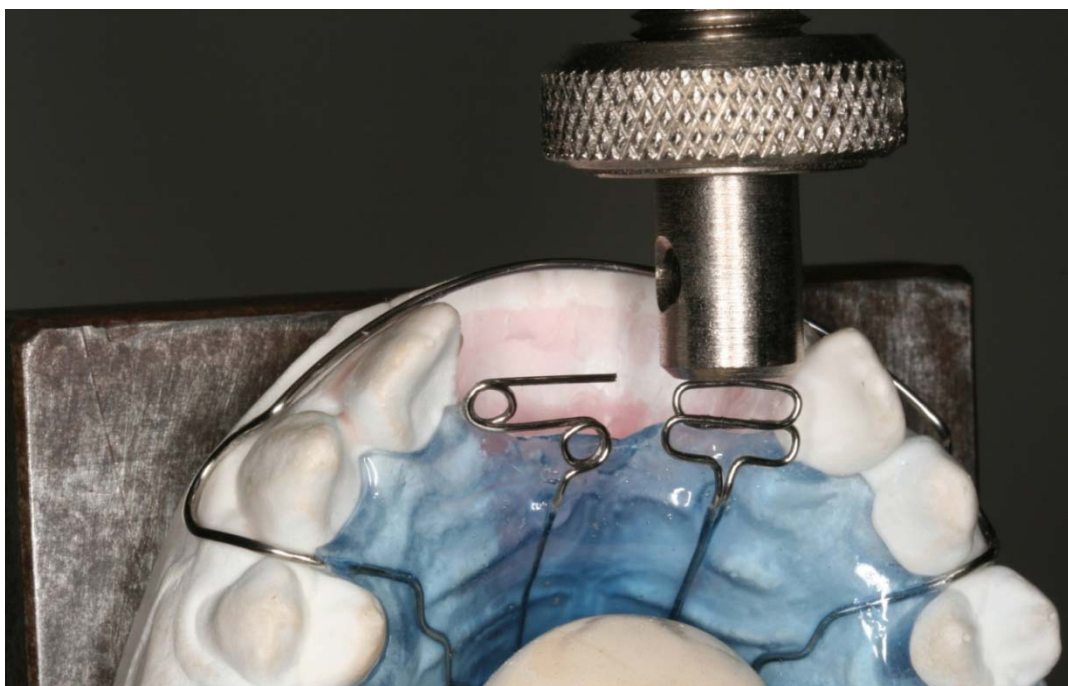


Figura 33 - Imagem da mola Z em compressão inserida no aparelho

5.2 Método de Elementos Finitos

A aplicação de forças externas ao dente para produzir movimento dentário ortodôntico acarreta alguns riscos calculados. Um destes riscos é a reabsorção irreversível da raiz. Os tipos de movimento ortodôntico que podem ser relatados como de maior risco para a reabsorção da raiz incluem a intrusão assim como movimentos contra o osso cortical da maxila.

Diferentes tipos de movimento dentário ortodôntico podem produzir tensões (*stress mecânico*) diferentes localizadas na raiz.

O método de elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica de cálculo aproximado que pode ser utilizada para analisar as tensões geradas no dente e sua fixação. Usado em engenharia há aproximadamente 4 décadas, este método usa o computador para resolver o largo número de equações que aproximam um dado problema e calcular as tensões mecânicas com base na geometria, cargas e propriedades das estruturas que estão a ser analisadas.

MEF tem algumas vantagens em relação a outros métodos de obtenção de tensões, destacando-se a possibilidade de incluir a heterogeneidade do material do dente e a complexidade da sua geometria no modelo de cálculo (*“model design”*), assim como a relativa facilidade com que cargas podem ser aplicadas com orientações e valores diferentes para uma análise mais completa.

Em ortodontia o MEF tem sido usado com sucesso em modelos de simulação em que se aplicam forças individualmente em cada dente. No presente trabalho foi utilizado um caso em que os incisivos centrais deveriam ser deslocados para estudar e avaliar as forças exercidas pelas molas ortodônticas.

O desenvolvimento do MEF teve as suas origens no final do século XVIII, quando Gauss propôs a utilização de funções de aproximação para a solução de problemas matemáticos (Oliveira³⁵ 2000). Durante mais de um século diversos matemáticos desenvolveram teorias e técnicas analíticas para a solução de problemas. No entanto pouco se evoluiu devido às dificuldades de cálculo e à limitação existente no processamento de equações algébricas⁶. O desenvolvimento prático desta análise ocorreu somente muito mais tarde em consequência dos avanços tecnológicos, por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas⁶. Em 1956, Turner, Clough, Martins e Topp, trabalhando num projecto de aeronaves para a Boeing propuseram um método de análise estrutural, similar ao MEF. Mais tarde, em 1960, estes autores utilizaram pela primeira vez o nome de MEF, descrevendo-o de forma

detalhada. A partir de então o seu desenvolvimento foi exponencial sendo actualmente aplicado em diversas áreas da Engenharia, Medicina, Odontologia e áreas afins (Oliveira³⁵ 2000), entre outras.

Em linhas gerais pode definir-se o MEF como um método matemático, no qual um meio contínuo é discretizado (subdividido) em elementos que mantêm as propriedades do meio que os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. O MEF é utilizado há algum tempo em experiências relacionadas com a Odontologia, em diversas especialidades, sendo a sua aplicação na Ortodontia de grande utilidade^{35,36,37,38,39,40,41,42,43}.

O estudo do efeito das cargas (forças) aplicadas aos dentes apresenta grande interesse científico e pode ser encontrado em diversos trabalhos, envolvendo metodologias variadas^{36,38,44,45}. Dentre as principais metodologias utilizadas podem destacar-se: métodos experimentais para a análise de tensões na estrutura dentária, como modelos fotoelásticos e estudos com interferometria holográfica; análises experimentais *in vivo* em humanos e/ou animais, modelos matemáticos analíticos e análises matemáticas como o MEF.

Os métodos de experimentação convencionais podem ser questionados principalmente devido à capacidade de criar modelos *in vitro* semelhantes à estrutura dentária, não só devido à diversidade de substâncias que compõem os dentes como à complexidade da sua geometria. Esses estudos necessitam de laboratórios bem equipados e instrumentos específicos, dificultando a realização das experiências e aumentando o seu custo^{44,45}. O recurso a modelos experimentais como os fotoelásticos obriga também a algumas simplificações pois, muitas vezes, consideram apenas um plano bidimensional, representam formas geométricas ideais e não reais, e não consideram a mudança de direcção da força durante o deslocamento do dente⁴⁴. Além disso, Rubin et al.³⁹ (1983) relataram também que os métodos fotoelásticos podem ser complexos pelo que os resultados poderiam ser mais facilmente obtidos por outros meios, como o MEF.

Os métodos experimentais envolvendo interferometria holográfica sobre modelos *in vitro* consideram as propriedades não lineares do ligamento periodontal. No entanto, estas serão diferentes do tecido *in vivo*, devido à forma como a estrutura é simulada nesta técnica, não sendo fácil criar modelos que mimetizem, com elevado rigor, o comportamento desta estrutura. Além disso, nesta técnica, não é fácil fazer variar as formas geométricas utilizadas² pois implicam a construção de novos modelo

5.3 Obtenção dos Modelos Numéricos

Para a obtenção de um modelo numérico por meio do MEF é necessário definir o objecto de pesquisa. Este poderá ser qualquer estrutura dento-maxilo-facial ou uma mola T dupla. Num primeiro passo define-se a geometria da estrutura que se deseja analisar, como por exemplo uma mola T dupla ou um incisivo central e seu suporte alveolar (Figura 34). O objecto é desenhado num programa específico integrado num pré-processador ou num programa de CAD, como por exemplo o SolidWorks (SolidWorks Corporation, EUA) ou AutoCAD (Autodesk, EUA) (Figura 34). A morfologia das estruturas modeladas pode ser baseada em imagens extraídas de um Atlas de Anatomia, imagens médicas (tomografia axial, ressonância magnética), crânios secos e/ou dentes extraídos.

Posteriormente, a estrutura obtida será discretizada (subdividida) em pequenos elementos denominados elementos finitos num programa específico de MEF, como por exemplo, o Patran®, Nastran®, Abaqus®, Ansys®, entre outros. Os elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo que os tetraédricos e os hexaédricos são os mais comuns (Figura 35 A). Quanto maior o número de elementos mais representativo será o modelo⁴¹.

Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, designados por nós, que ligam os elementos entre si, formando uma malha contínua em camadas bi ou tri dimensionais (Figura 35B). Através dos nós as informações são passadas entre os elementos. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, deslocamentos e rotações, que caracterizam a forma como o nó irá comportar-se ao longo do cálculo. Este deslocamento pode ser descrito em três dimensões espaciais (X, Y e Z) no caso de modelos tri-dimensionais ou duas direcções (X e Y) em modelos bi-dimensionais. A direcção e o sentido das coordenadas são determinados pelo modelo inicial. Portanto, pode definir-se, por exemplo, o eixo X correspondente às alterações no plano coronal (ântero-posteriores), o Y referente às mudanças no plano sagital mediano (transversais) e o Z no plano axial (verticais). Estes serão os eixos utilizados para a avaliação dos resultados.

O arranjo dos nós possui graus de liberdade que caracterizam os modelos como tridimensionais ou bidimensionais. Modelos tridimensionais possuem vantagens sobre os bidimensionais, uma vez que somente no primeiro é possível analisar correctamente as estruturas dento-maxilo-faciais. Por exemplo, a irregularidade dos dentes humanos, as cargas aplicadas sobre estes, a distribuição das tensões e

deslocamentos sobre as várias estruturas que compõem o dente, como esmalte, dentina e polpa, e os resultados nos três planos do espaço³⁹.

Neste sistema as deformações da estrutura são directamente proporcionais às forças aplicadas. A utilização destes tipos de modelos permite apenas a avaliação do deslocamento inicial dos dentes (antes de ocorrerem os fenómenos celulares levando à remodelação óssea), ou seja, sua tendência de movimento, não considerando o factor tempo.

Alem das propriedades mecânicas, os materiais podem ser considerados como isotrópicos, ortotrópicos ou anisotrópicos. Um material isotrópico significa que as suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direcções em qualquer ponto do elemento estrutural. Num material ortotrópico, as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direcções e diferentes numa terceira, enquanto num material anisotrópico, as propriedades diferem em todas as direcções.

Em materiais isotrópicos o Coeficiente de Poisson e o Módulo de Young (Elasticidade) das estruturas bastam para caracterizar o seu comportamento mecânico. O Coeficiente de Poisson refere-se à relação entre as deformações transversais e longitudinais num dado eixo e o Módulo de Young representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material.

A Tabela 1 ilustra os valores destas propriedades nas principais estruturas dentárias usada no modelo usado para o presente trabalho. Sendo as geometrias definidas de acordo com o modelo que se mostra em corte na Figura 34. Trata-se de um modelo de CAD que foi utilizado para gerar o modelo matemático de elementos finitos que foi utilizado nos estudos que serão descritos mais adiante neste trabalho. Nas figuras 35 e 36 mostra-se os modelos numéricos gerados com base no desenho de CAD da figura 34 Modelo Numérico do Incisivo Central

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Dentina	$1,86 \times 10^{10}$ MPa	0,31
Osso cortical	$1,3 \times 10^{10}$ MPa	0,30
Osso esponjoso	$1,5 \times 10^9$ MPa	0,30
Ligamento periodontal	$6,9 \times 10^7$ MPa	0,45

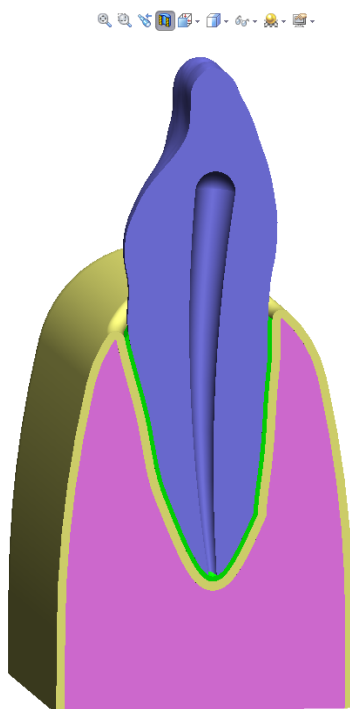


Figura 34 – Vista em corte do modelo CAD realizado no software SolidWorks® 2009

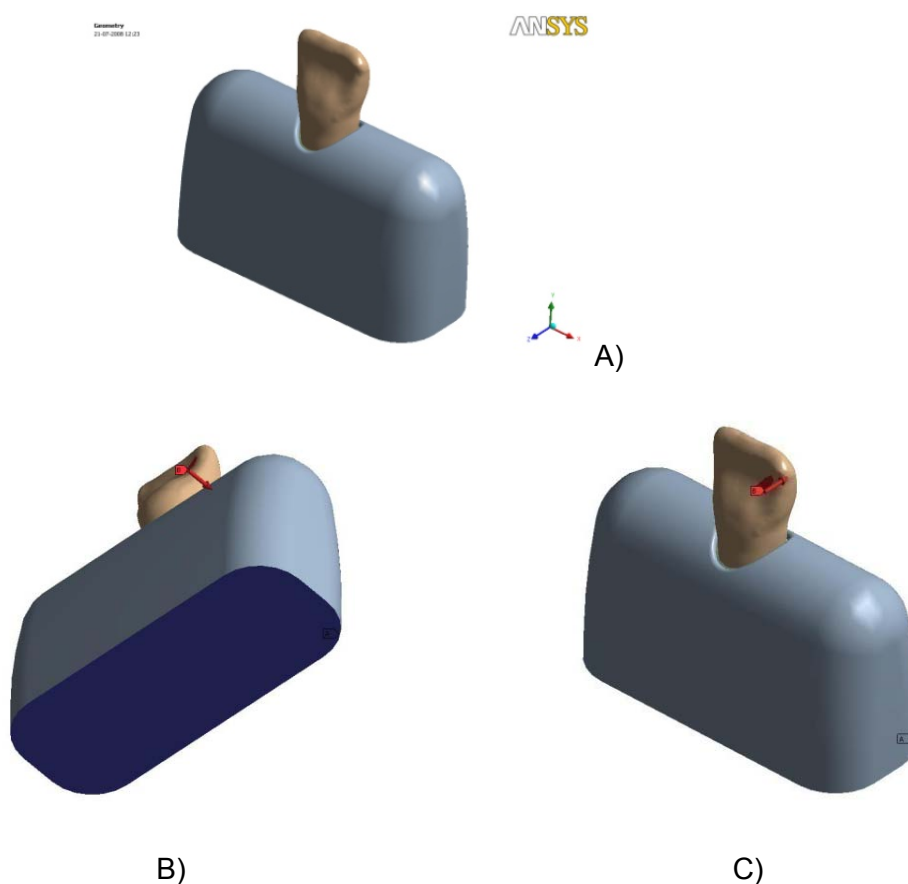


Figura 35 – A) Vista global do modelo numérico importado para o software Ansys®; B) Zona encastrada (superfície azul escura); C) Ponto de aplicação da carga

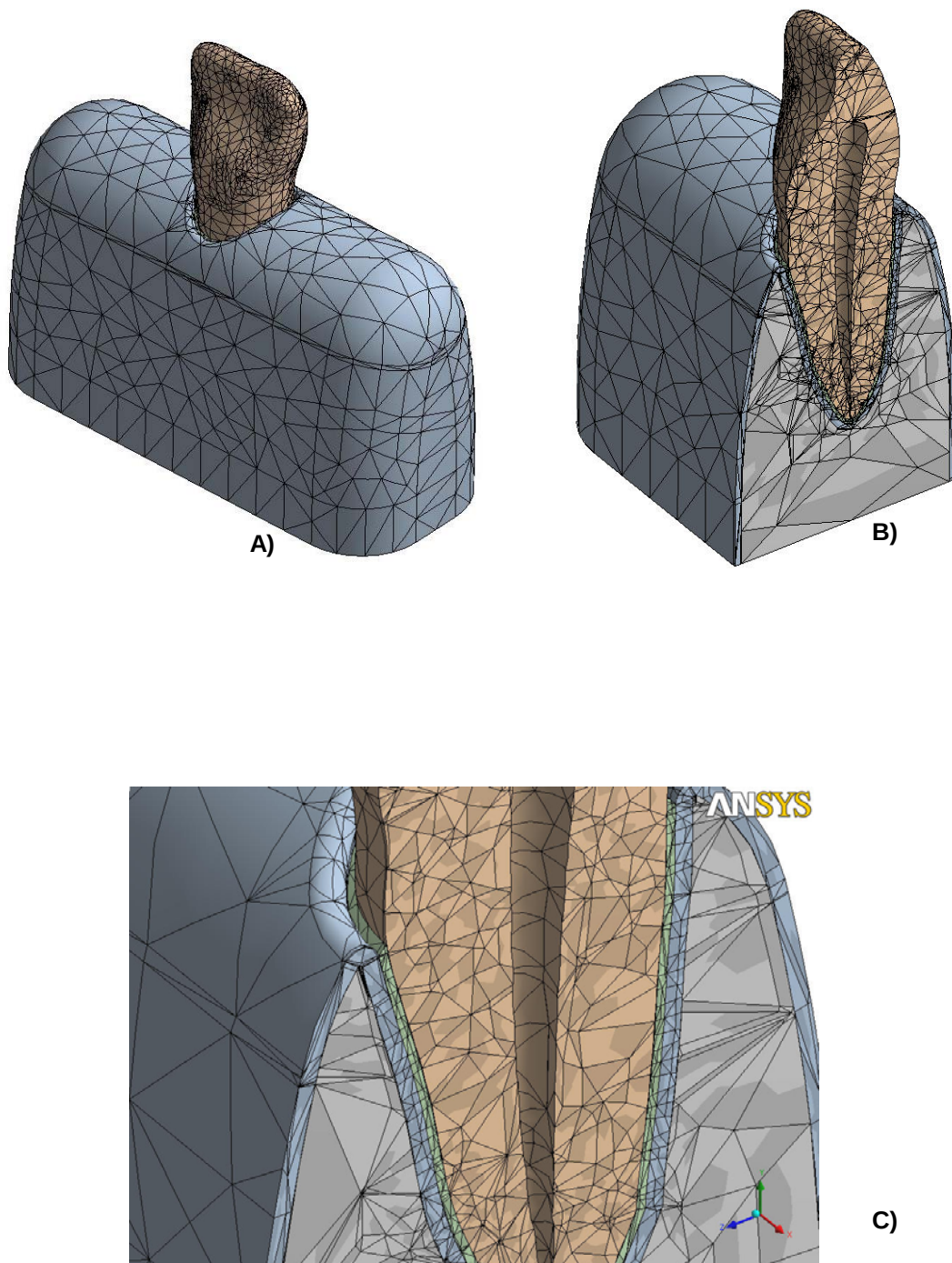


Figura 36 - A) Imagem da malha do modelo numérico; B) Vista em corte do modelo numérico; C) Zoom da vista em corte da malha, onde é possível visualizar o ligamento periodontal (zona verde).

5.3.1 Molas Ortodônticas

Depois de seleccionar o caso de estudo e as molas envolvidas foram construídos modelos de CAD representando as molas a utilizar. Numa primeira fase as molas foram desenhadas com extremidades rectas embora a sua forma na extremidade activa reproduzisse fielmente a geometria recomendada. Ambas as molas foram desenhadas em SolidWorks sendo os desenhos inseridos no pré-processador do código numérico de elementos finitos para geração dos modelos matemáticos.

Nas figuras 37 e 38 mostra-se o desenho da moda T dupla e a malha gerada pelo programa Ansys com indicação do nº de nós e elementos assim como das propriedades mecânicas consideradas para o material da mola (aço inoxidável CrNi). A figura 39 mostra as condições de fronteira e carregamento utilizadas para simular a flexão da mola. A região de fixação está colorida a azul enquanto a carga aplicada é indicada pelo vector a vermelho.

Geometry
10-11-2008 15:57

ANSYS

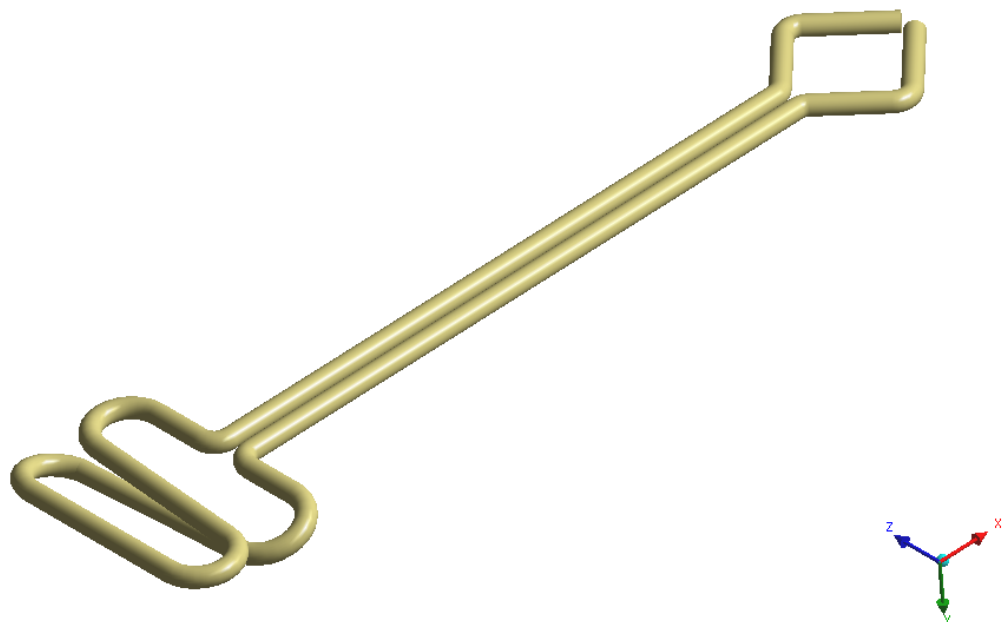


Figura 37 - Modelo numérico da mola T

Números totais de nós = 9909

Números totais de elementos = 4546

Módulo de Young = 210 GPa

Coefficiente de Poisson = 0,3

Densidade = 7850 kg/m³

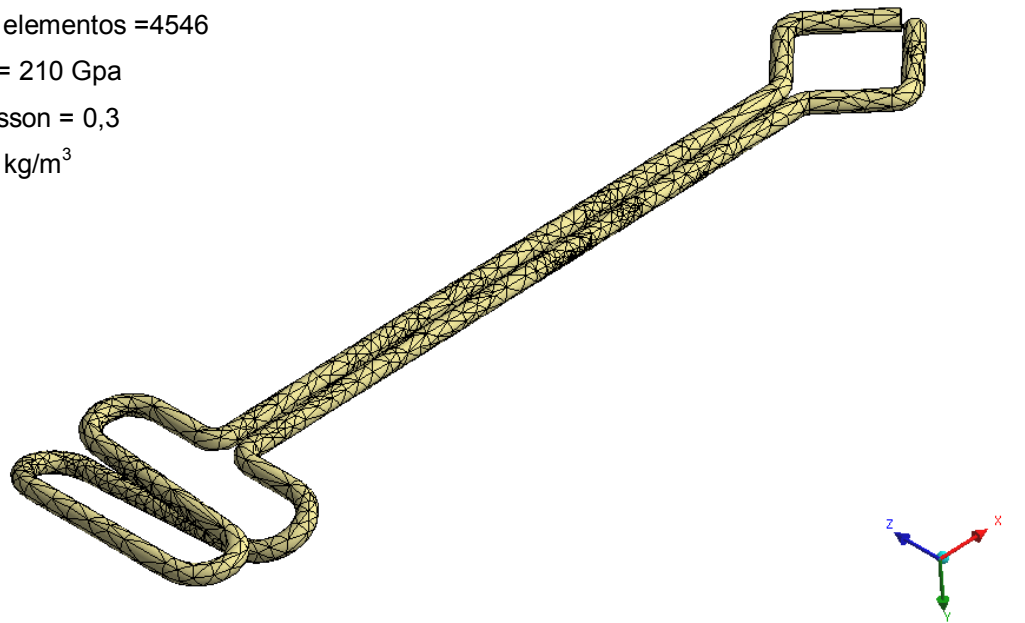


Figura 38 - Malha de elementos finitos da mola Z

Static Structural
Time: 1. s
10-11-2008 15:57

A Fixed Support
B Force: 0.5 N

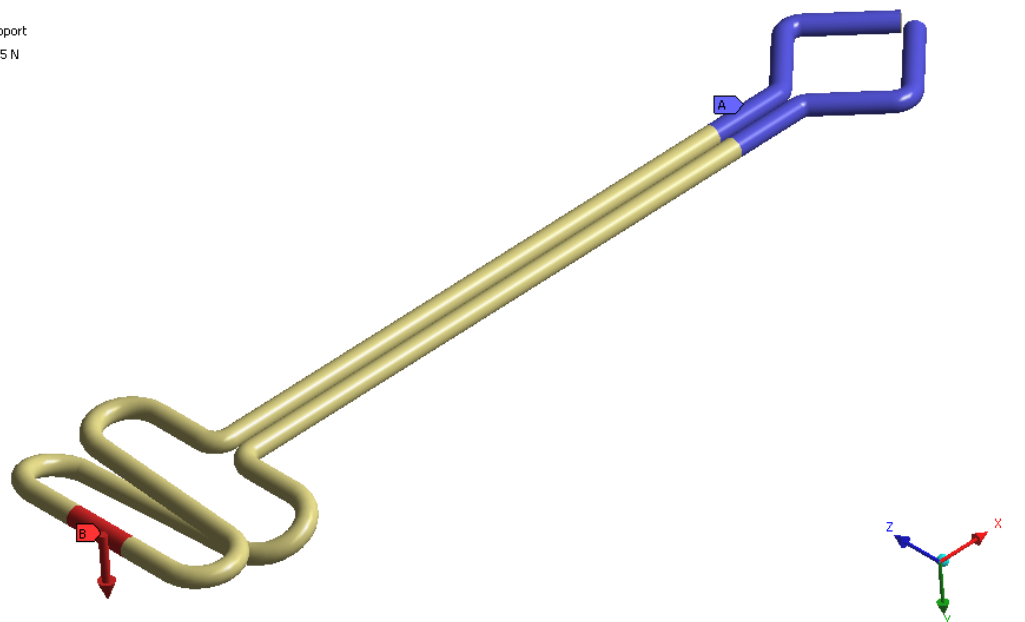


Figura 39 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola T dupla. O eixo Y corresponde à orientação da carga.

Nas figuras 40 a 43 estão representados os desenhos em CAD 3D, malha de elementos finitos e situações de fixação e carregamento utilizado com a mola Z dupla. Como se pode verificar neste caso a utilização de uma geometria mais complexa implicou que o programa que gera automaticamente a malha de elementos propusesse um número de elementos bastante superior, 16737 em vez de 9909. Foram realizados alguns cálculos com malhas diferentes que garantiram que os modelos utilizados conduziam a uma solução suficientemente rigorosa.

Mostra-se também a solução de carregamento utilizada para simular uma carga axial de compressão sobre a mola Z dupla. Esta carga é semelhante à utilizada com a mola T dupla e não é aqui mostrada por se tratar de uma situação simétrica em que o posicionamento da carga não levanta qualquer dúvida. Deve referir-se que o carregamento da mola Z dupla poderia ocorrer na extremidade livre da mola ou com a carga aplicada a meio como se mostra na figura 43.

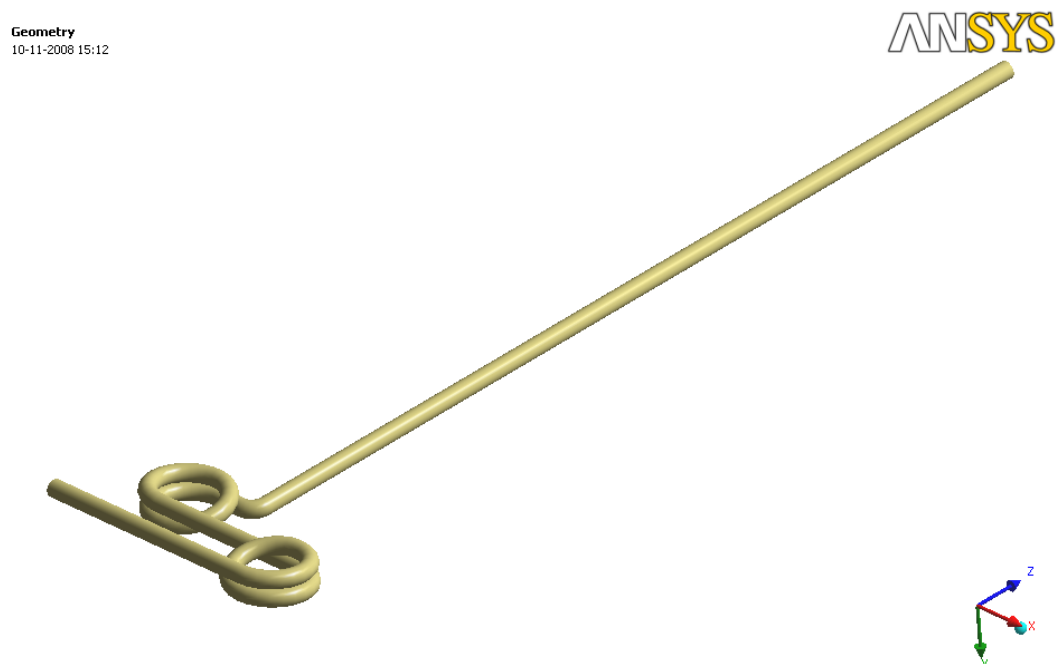


Figura 40 - Modelo numérico da mola Z

Números totais de nós = 16737
Números totais de elementos = 8209
Módulo de Young = 210 Gpa
Coeficiente de Poisson = 0,3
Densidade = 7850 kg/m³

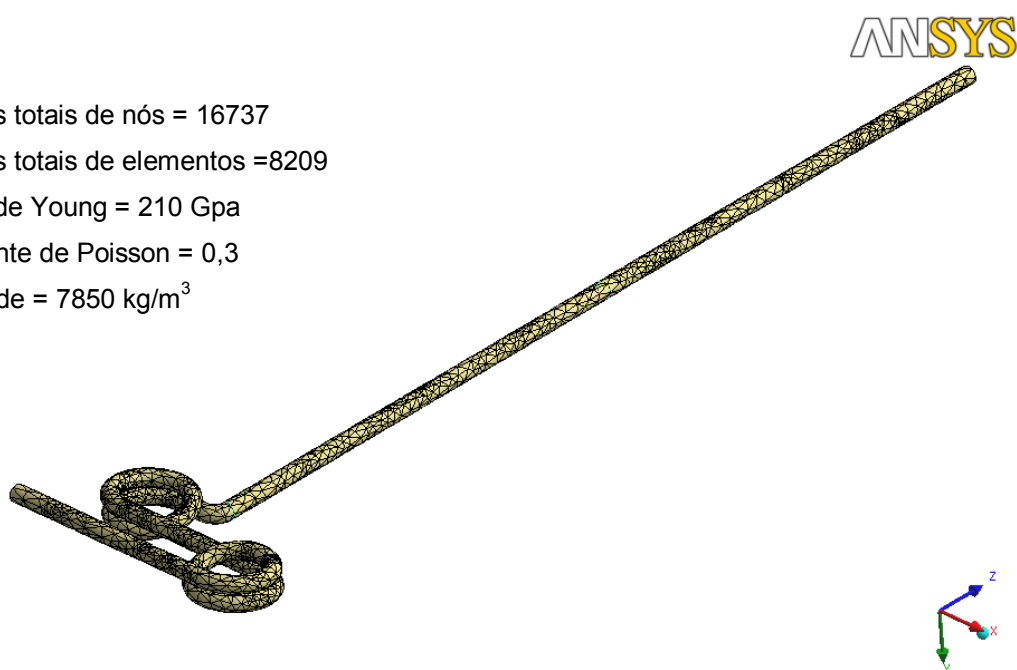


Figura 41 - Malha de elementos finitos da mola Z

Static Structural 2
Time: 1, s
10-11-2008 15:30
A Force: 0.5 N
B Fixed Support

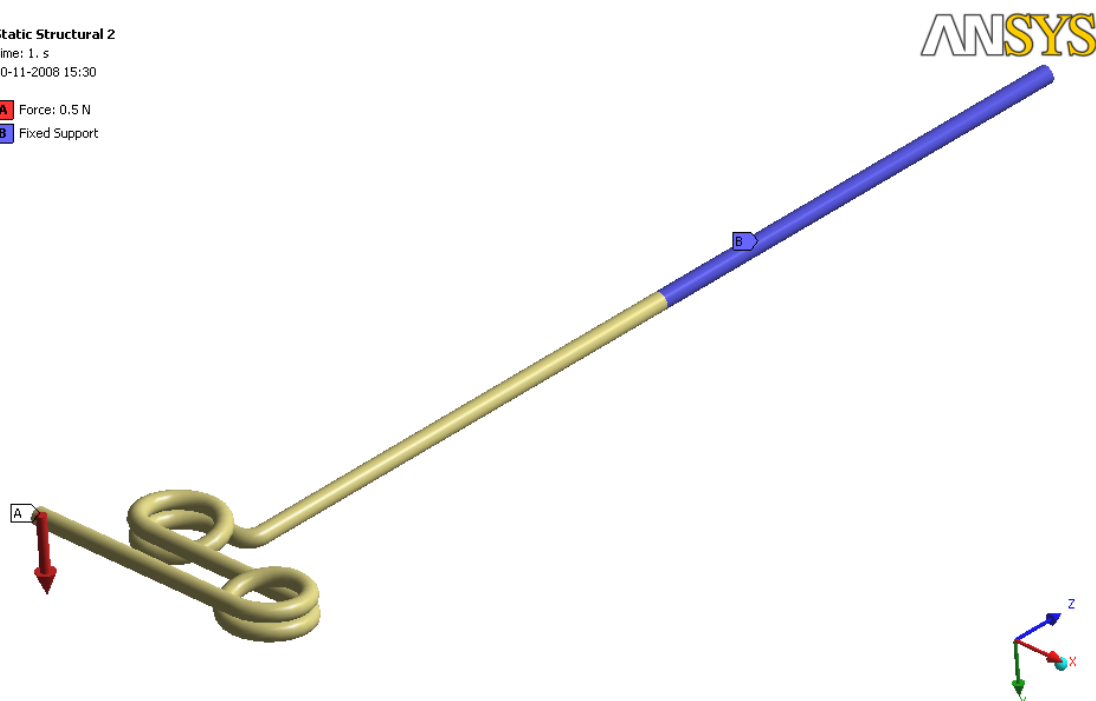


Figura 42 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola Z no eixo Y

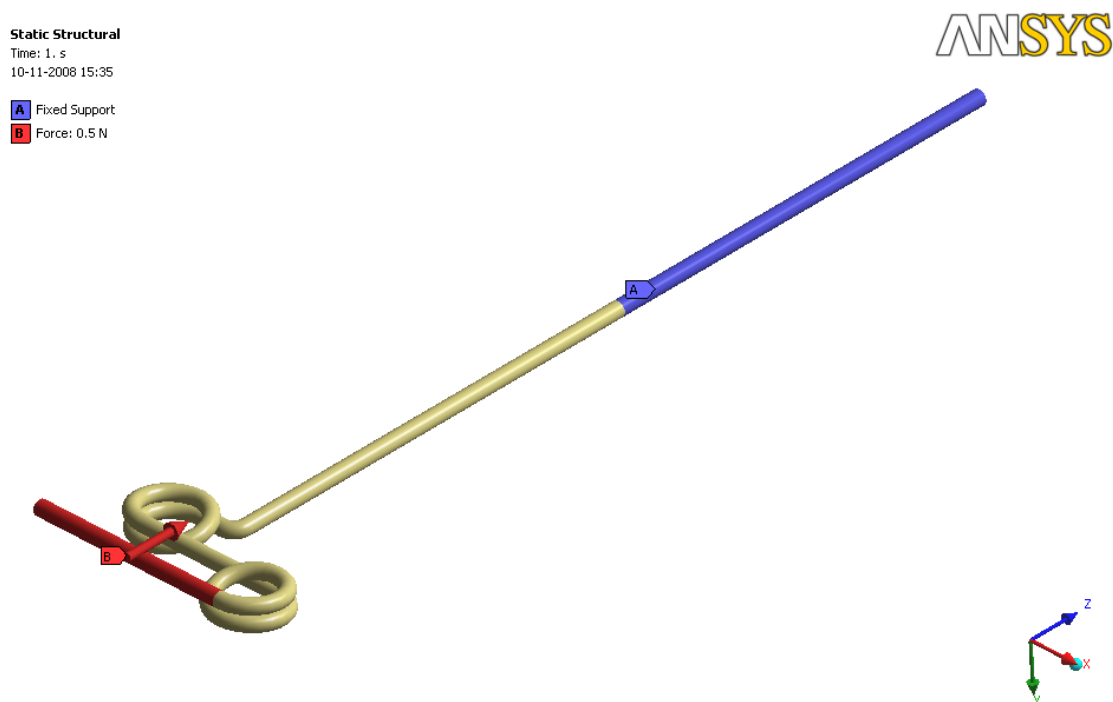


Figura 43 - Condições de fronteira e ponto de aplicação da força na mola Z no eixo Z

Finalmente foram desenhadas as molas nas configurações que assumem quando inseridas no aparelho. Na figura 44 mostram-se os desenhos das molas já orientadas de acordo com a sua configuração final. Deve lembra-se que a parte exposta da mola, isto é, fora do acrílico, corresponde apenas a 2 a 3 mm pelo que no modelo de elementos finitos não é importante a geometria da haste dentro do acrílico pois corresponde a elementos com os movimentos completamente restringidos.

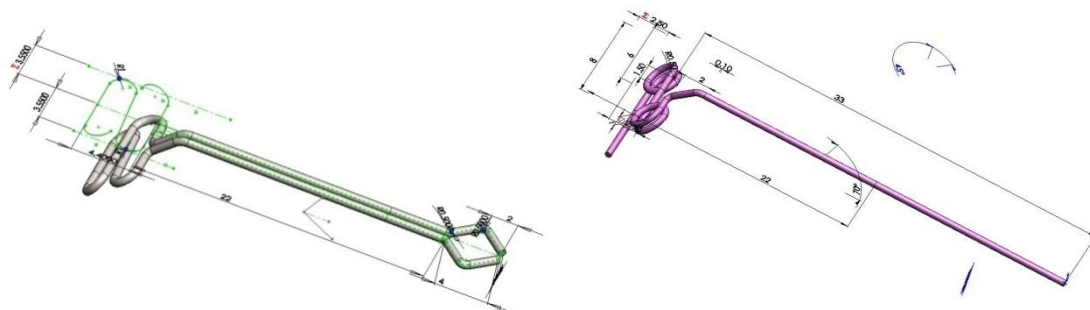


Figura 44 – Configurações das molas T e Z quando incluídas no aparelho.

5.4 Interferometria Holográfica

Diversos métodos têm sido desenvolvidos para avaliar o comportamento dos materiais em Medicina Dentária. A Holografia é uma das técnicas já utilizadas em Ortodontia, tanto para gravar imagens 3D dos modelos dentários em hologramas, como para a avaliação da distribuição das tensões nas estruturas crânio-faciais *in vitro*.

Esta técnica recorre a um processo que permite gravar toda a informação referente a uma frente de onda, isto é, às suas distribuições espaciais de amplitude e fase. O registo obtido, designa-se por holograma, palavra que deriva do grego “holos” que significa “o todo”. Uma das grandes vantagens desta técnica, prende-se com a capacidade de gravar imagens a três dimensões e realizar medições precisas e sem contacto das deformações do objecto em estudo.

Tal como a fotografia a holografia é uma técnica que regista em filme a informação relativa a um objecto ou cena e pode ser transportada num feixe de luz. No entanto, os mecanismos básicos utilizados bem como a natureza das imagens produzidas, diferem bastante de uma para outra. A fotografia comum produz uma representação bidimensional do objecto, na qual a profundidade da cena termina no plano de impressão. A Holografia, pelo contrário, capta a informação em três dimensões: incluindo a profundidade.

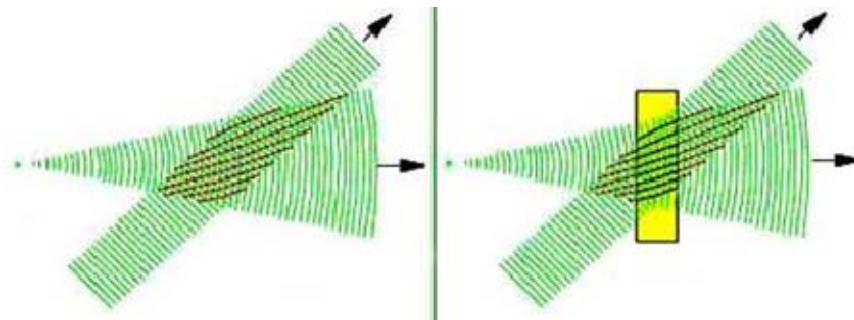


Figura 45 - Diferença das representações entre a fotografia e a holografia. Nesta imagem é possível visualizar que, a holografia produz uma representação tridimensional. Fonte: <http://www.colegio.com.br/fisica/holografia1>

As fontes de luz usadas nas fotografias convencionais (a luz do sol e a iluminação artificial, por exemplo) emitem radiação com uma ampla gama de frequências, visto que a luz branca abrange as frequências do ultravioleta até ao infravermelho. Para se gravar a informação num registo holográfico é necessário que a fonte de luz seja monocromática (tenha frequência única) e coerente, isto é, que as

cristas de todas as ondas caminhem juntas (em fase) e tenham capacidade para interferir entre si. Por isso, embora a holografia tenha sido idealizada em 1947 por Dennis Gabor ^(10,11), a demonstração prática de seus efeitos só se tornou possível a partir da década de 60, com o desenvolvimento da tecnologia do laser. Esta tecnologia permitiu obter fontes de luz que por emissão estimulada que emitem raios luminosos coerentes e monocromáticos sendo esta radiação designada por LASER.

Leith e Upatnieks ^{49,50,51} também contribuíram bastante para a crescente utilização desta técnica, uma vez que apresentaram pela primeira vez, um método para gravar hologramas de superfícies difusas.

Nesta técnica, um feixe de luz coerente proveniente de um laser é dividido em dois para gerar duas frentes de onda, como se pode ver na Figura 46. Uma delas é utilizada para iluminar o objecto, designada por feixe objecto, a outra é dirigida directamente para o meio de registo, normalmente uma placa de vidro coberta por uma emulsão fotográfica virgem, sendo designada por referência. Da sobreposição das frentes de onda, de referência e difundida pela superfície do objecto, resulta um padrão de interferência que é gravado na placa holográfica cuja resolução permite registar até 3000 linhas/mm

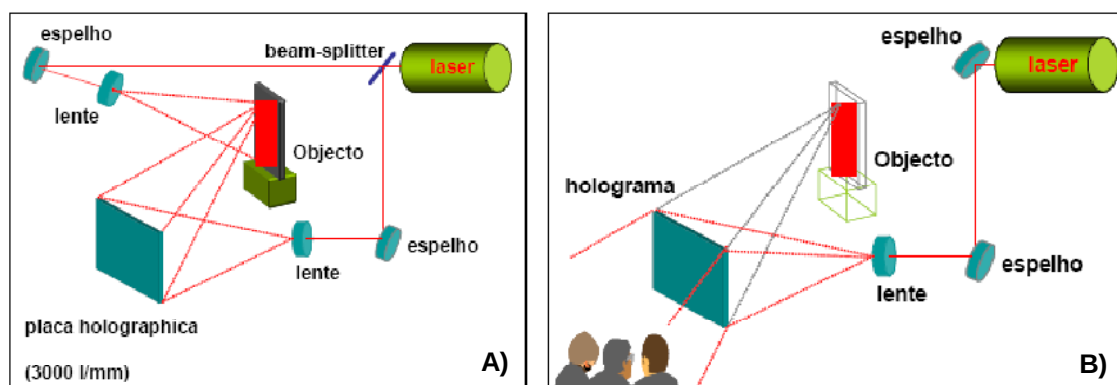


Figura 46 - Montagem óptica para A) gravação e B) reconstrução de uma imagem holográfica

Após a revelação química da placa holográfica e do seu reposicionamento no local de gravação (reposicionamento que deverá ser realizado com uma tolerância de $+ 0,1\mu\text{m}$) se esta for iluminada com o feixe de referência inicial devolverá, por difracção, a frente de onda difundida pelo objecto. É este fenómeno, que está esquematicamente representado na Figura 46, que nos permite observar uma imagem tridimensional quando nos colocamos em frente a um holograma. (Reis Campos J.C..⁵² (2005)).

Para que esta técnica possa ser aplicada em metrologia é apenas necessário que as frentes de onda gravadas em instantes diferentes sejam comparadas numa técnica designada por interferometria holográfica.

A interferometria holográfica foi descoberta nos finais de 1964, por Robert Powell e Karl Stetson^{53,54}. O princípio da interferometria holográfica consiste no facto de uma frente de onda emitida por um objecto poder interferir com a frente de onda proveniente do mesmo objecto mas emitida num instante diferente. Desta forma é gerado um padrão de franjas de interferência, zonas escuras, nos pontos em que a diferença de fase é um múltiplo ímpar de π .

Na Figura 47 estão esquematicamente representados ambos os processos de medida com as técnicas de interferometria holográfica. No primeiro caso pode observar-se como são obtidas as franjas de interferência no método da dupla exposição. Este método tem a vantagem de não necessitar do reposicionamento do holograma pois ambos os registos são efectuados antes da revelação. Ao iluminar o holograma com o feixe de referência este devolve as duas frentes de onda gravadas e a interferência entre elas. Se não for utilizada na reconstrução a mesma frente de onda existirá a distorção na reconstrução de ambas as frentes de onda e o padrão de interferência, correspondente à medida, será idêntico. A utilização da correlação em tempo real é a mais indicada quando se pretende acompanhar a evolução dos deslocamentos durante a aplicação da carga. Um holograma do objecto na sua situação inicial é gravado e reposicionado para reconstruir a frente de onda inicial simultaneamente o objecto é iluminado devolvendo a sua imagem. As duas frentes de onda assim obtidas interferem mas enquanto a proveniente do holograma permanece inalterada a frente de onda difundida pela superfície do objecto é alterada de acordo com a deformação deste. Como principal dificuldade na utilização desta técnica de correlação pode referir-se o reposicionamento do holograma após revelação.

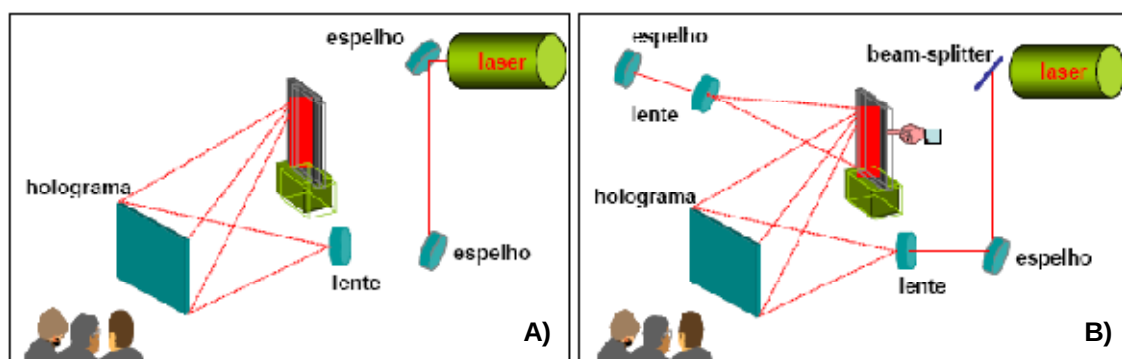


Figura 47 - Técnicas de correlação em interferometria holográfica. A) Dupla exposição e B) Tempo real.

Para este trabalho foi preparada uma montagem experimental que permite simular o comportamento mecânico das molas ortodônticas em estudo. Para isso foi construído um modelo em gesso onde foram implantados em cera dois incisivos como se mostra na figura 48.

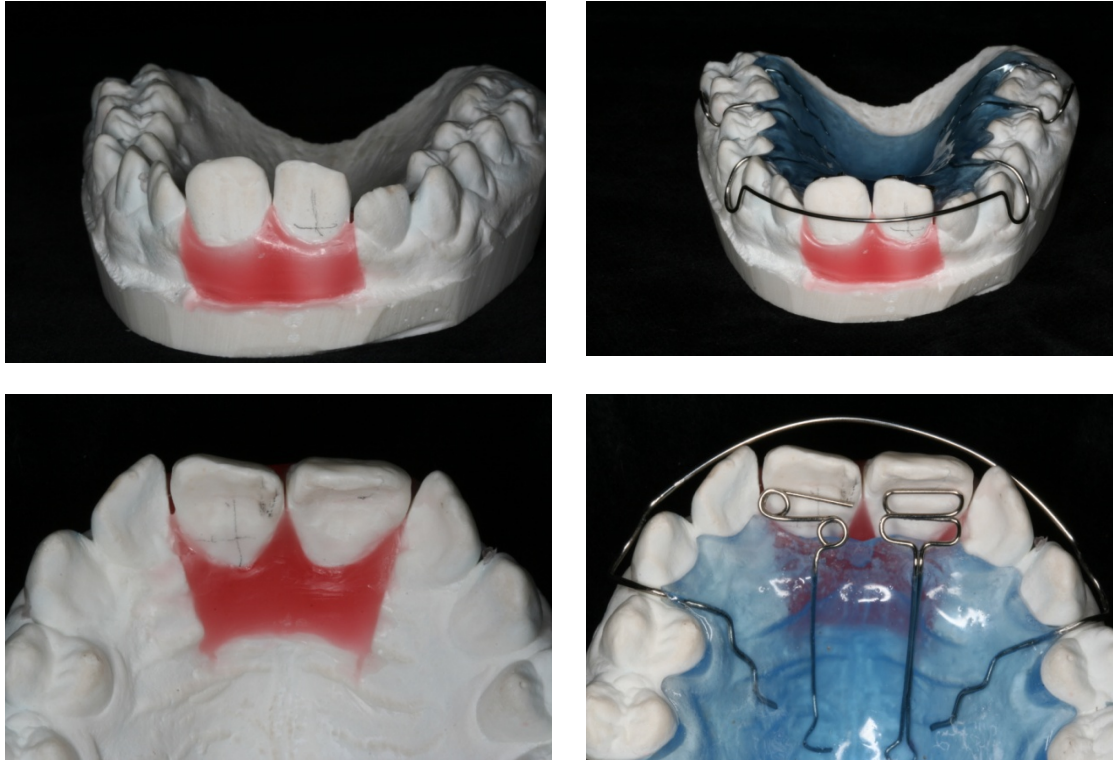


Figura 48 - Imagens do modelo usado em que os dentes estão posicionados e inseridos em cera para serem estudados pelo método de interferometria halográfica

Neste trabalho foi usado um modelo em gesso tipo III, no qual dois incisivos centrais estão inseridos em cera rosa numa posição que é indicada para correcção ortodôntica a realizar através de molas inseridas num aparelho ortodôntico removível. Nesta situação as forças exercidas pelas molas provocam alterações de posição nos dentes. Este deslocamento é devido ao facto de as molas terem sido activadas antes de se iniciar a medição com holografia. Para se puder visualizar em tempo real o movimento ocorrido nos dentes, utilizou-se uma fonte de calor, para aquecer a cera cuja rigidez diminuiu ligeiramente. A activação que foi feita nas molas permitiu que estas realizassem alguma carga sobre os dentes e os deslocassem quando a cera amoleceu. Esta metodologia reproduz uma outra já utilizada em que o amolecimento da cera é obtido por imersão em água quente. A utilização da holografia TV para este efeito apresenta a vantagens dos movimentos dos dentes serem medidos em toda a extensão visível com uma resolução de algumas décimas de micrómetro. Desta forma é possível verificar se as molas ortodônticas estavam correctamente concebidas, Isto é, se a mola Z faz rotação e a mola T provoca protusão.

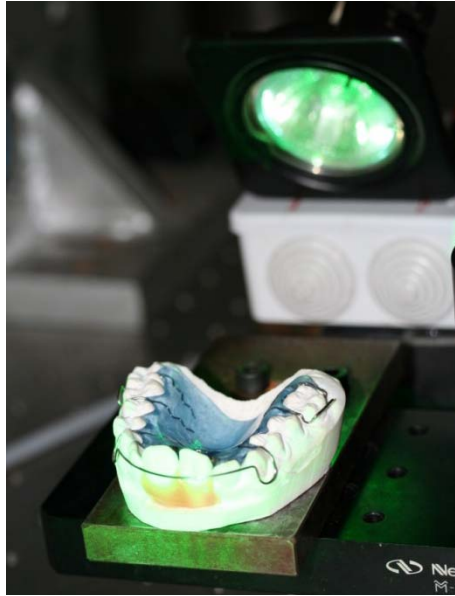


Figura 49 - Lâmpada é usada como fonte de calor para amolecer ligeiramente a cera

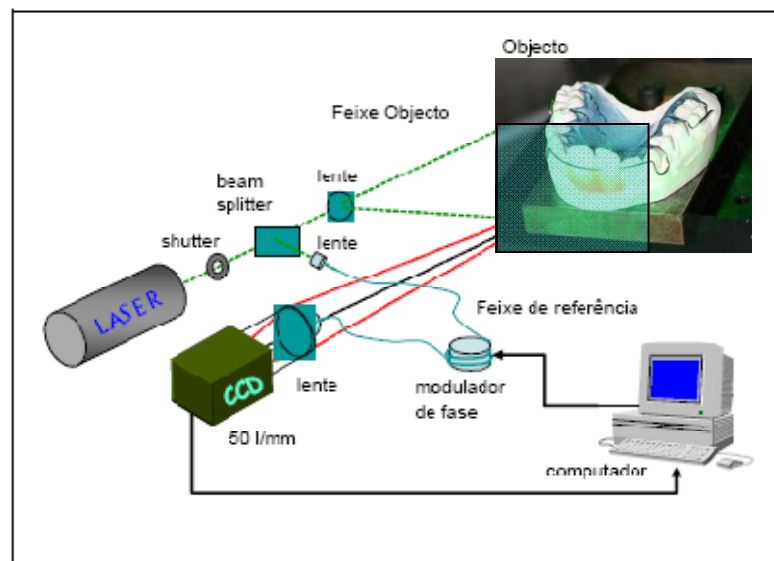


Figura 50 - Representação esquemática do sistema de holografia-tv utilizado neste trabalho

A caracterização dos deslocamentos de um objecto por interferometria holográfica é obtida sem contacto através do registo de padrões de franjas de interferência. Estes padrões têm uma variação sinusoidal de intensidade e cada franja corresponde a um conjunto de pontos da superfície do objecto em que ocorreu o mesmo deslocamento na direcção do vector de sensibilidade.

A substituição da emulsão fotográfica pela câmara vídeo no registo dos padrões de interferência foi proposta de forma mais ou menos simultânea por três grupos distintos. Butters e Leendertz⁵⁵ em Inglaterra, Macovsky⁵⁶ nos Estados Unidos e Schowomma⁵⁷ na Austria. Enquanto Macovsky e Schowomma desenvolveram esta

técnica a partir da Holografia, o grupo inglês considerou-a como uma extensão das técnicas de speckle (granitado laser) designando-a por Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI). Embora ESPI seja a designação mais vulgar, esta técnica é também conhecida por Holografia-TV⁵⁸. Neste trabalho será utilizada a designação de Holografia-Tv.

Ao substituir a emulsão fotográfica, com uma resolução que pode ir até às 3000 linhas por mm, pelo alvo de uma câmara de vídeo cuja resolução é duas ordens de grandeza inferior, são impostas algumas limitações. A necessidade de aumentar o tamanho do speckle (granitado característico que surge quando superfícies rugosas são iluminadas com radiação laser) para o tornar compatível com a resolução do detector vídeo implica que o contraste das imagens obtidas seja muito inferior ao obtido com a Holografia.

A informação registada é, no entanto, mais do que suficiente para a maioria das aplicações onde é normalmente utilizada a interferometria holográfica. Mantendo a maioria das características da Holografia, a holografia-tv tem como principal vantagem a possibilidade de gravar hologramas com a frequência do vídeo (25 imagens/segundo no sistema vídeo europeu ou 30 imagens/segundo no sistema americano) sem necessidade de reposicionamento ou processamento químico. Na Figura 51 representa-se esquematicamente uma montagem convencional para realizar medições com holografia-tv e mostra-se uma imagem do sistema utilizado para realizar as medições apresentadas neste trabalho.



Figura 51 - Representação fotográfica do sistema de holografia-tv, zona de imagem e medição com iluminação a laser utilizado neste trabalho

5.4.1 Determinação dos Deslocamentos

Nas medições efectuadas foram utilizadas as técnicas de correlação em tempo real e em dupla exposição. Com a primeira foi possível acompanhar a aplicação da carga e visualizar o seu efeito sobre os incisivos centrais directamente no monitor de vídeo. Com este tipo de correlação pode investigar-se quais as condições de fronteira e de carregamento mais adequadas à medição que se pretendia. Neste caso as franjas de interferência resultam de uma subtracção em tempo real, em que à imagem de referência inicialmente gravada é subtraída, em contínuo, à imagem de vídeo que está a ser obtida. O sistema disponível no LOME permite ainda actualizar a referência sempre que necessário mantendo activa a subtracção em tempo real.

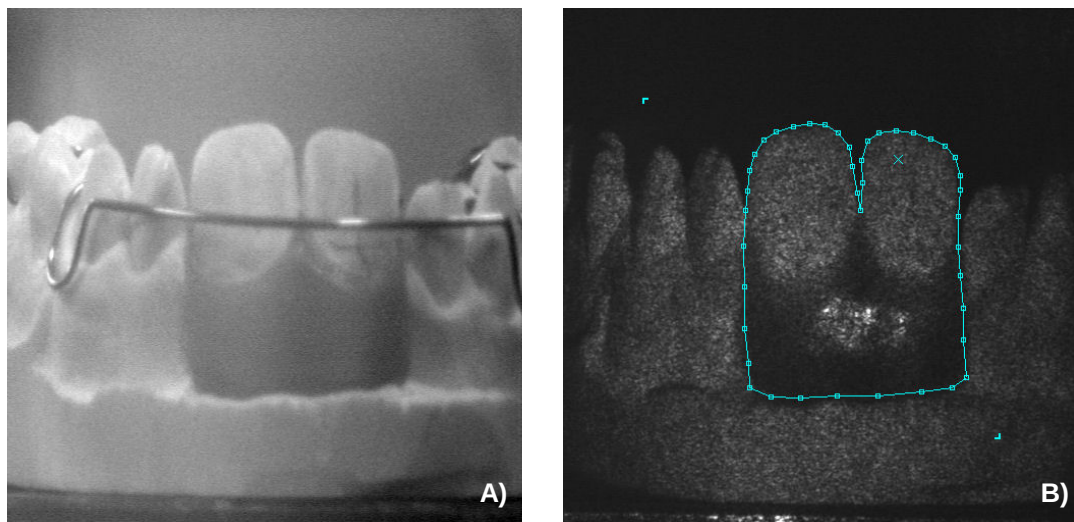


Figura 52 - Imagens modelo utilizado nas medições com interferometria holográfica A) a zona de medição pretendida para estudo, ou seja os dois incisivos centrais superiores e B) a máscara de separação da zona de medição.

A dupla exposição foi utilizada para obter o padrão de franjas final para cada situação de carregamento. Neste tipo de correlação são gravadas duas imagens do objecto, a imagem de referência, antes da aplicação da carga e a imagem final após deformação. O par de imagens assim obtido é posteriormente processado para obter o padrão de franjas que caracteriza o comportamento do objecto.

O sistema disponível no LOME tem ainda a possibilidade de utilizar um sistema de modelação de fase do feixe de referência para calcular directamente a distribuição 3D dos deslocamentos ocorridos no objecto. Com esta ferramenta obtém-se directamente a fase do padrão de interferência (Lopes H.M.R.⁷⁶ (2007)).

6 RESULTADOS

Sendo o principal objectivo deste trabalho a caracterização de um sistema biomecânico típico de aplicações ortodônticas com aparelhos removíveis é necessário conhecer com rigor o comportamento mecânico dos elementos activos. Nestes aparelhos as principais forças de correcção são geradas por elementos elásticos do tipo mola cujo comportamento mecânico pode ser facilmente medido. Para isso recorreu-se a uma máquina de ensaios universal para obter os gráficos Carga vs deslocamento.

6.1 Resultados dos ensaios na máquina universal

Os gráficos que se mostram em seguida foram obtidos directamente a partir da informação retirada da máquina de ensaios e de acordo com as configurações descritas no capítulo anterior. Dado que a carga é aplicada por encosto, sem recurso a qualquer amarra de fixação do provete, em todos eles se verificam oscilações no início do carregamento. Este comportamento resulta de alguns movimentos relativos entre o sistema de carga e o objecto resultantes da adaptação do sistema de carregamento.

Em todos os gráficos foi detectada uma boa linearidade pelo que foi ajustada uma recta ao conjunto de valores. A obtenção de valores de correlação próximos de 1 para a maior parte dos casos prova que os dados recolhidos evidenciam um comportamento tipicamente linear para deslocamentos dentro da gama de medida. Na Figura 53 mostra-se o gráfico obtido no ensaio de flexão para a mola T dupla.

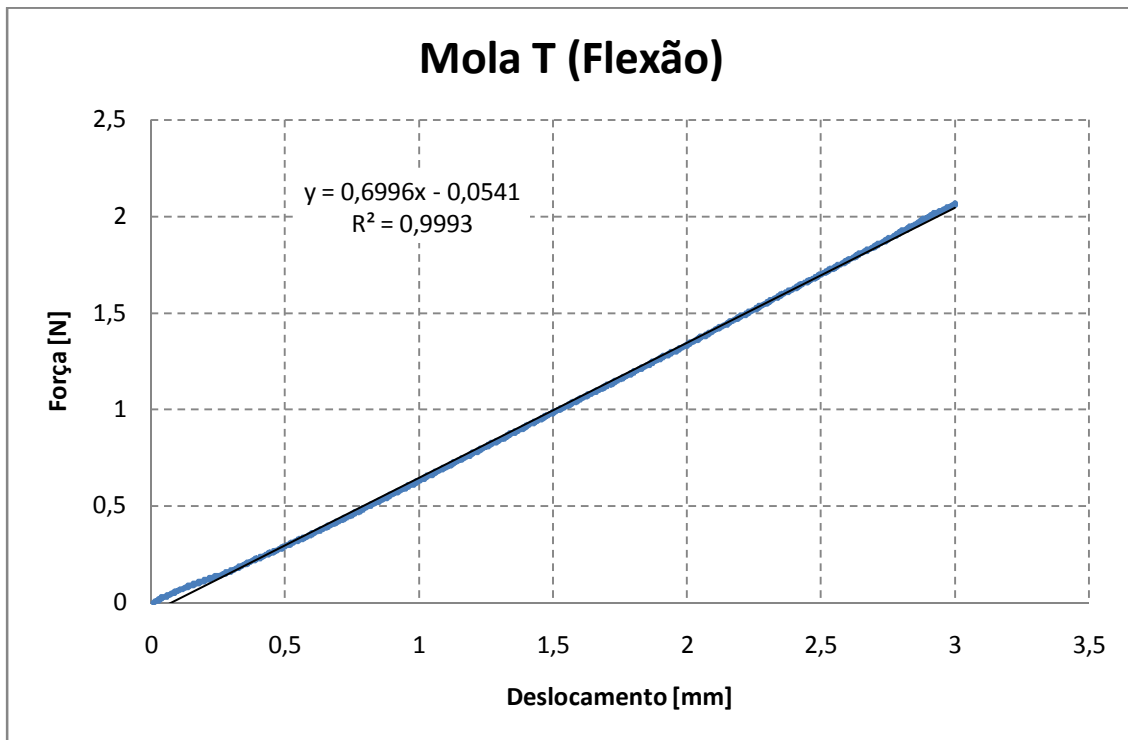


Figura 53 - 1º Ensaio para a mola T em flexão

Neste primeiro ensaio, é notória a evolução linear da mola T e a oscilação no início do carregamento. As oscilações para cargas muito baixas podem facilmente ser eliminadas pela aplicação de uma pré-carga inicial. Este método não foi aplicado pois verificou-se que tinha influência reduzida no resultado final.

Para verificar a repetibilidade do comportamento foram realizadas 3 medições cujos gráficos se mostram nas figuras 53 a 55 partindo sempre da situação de carga nula.

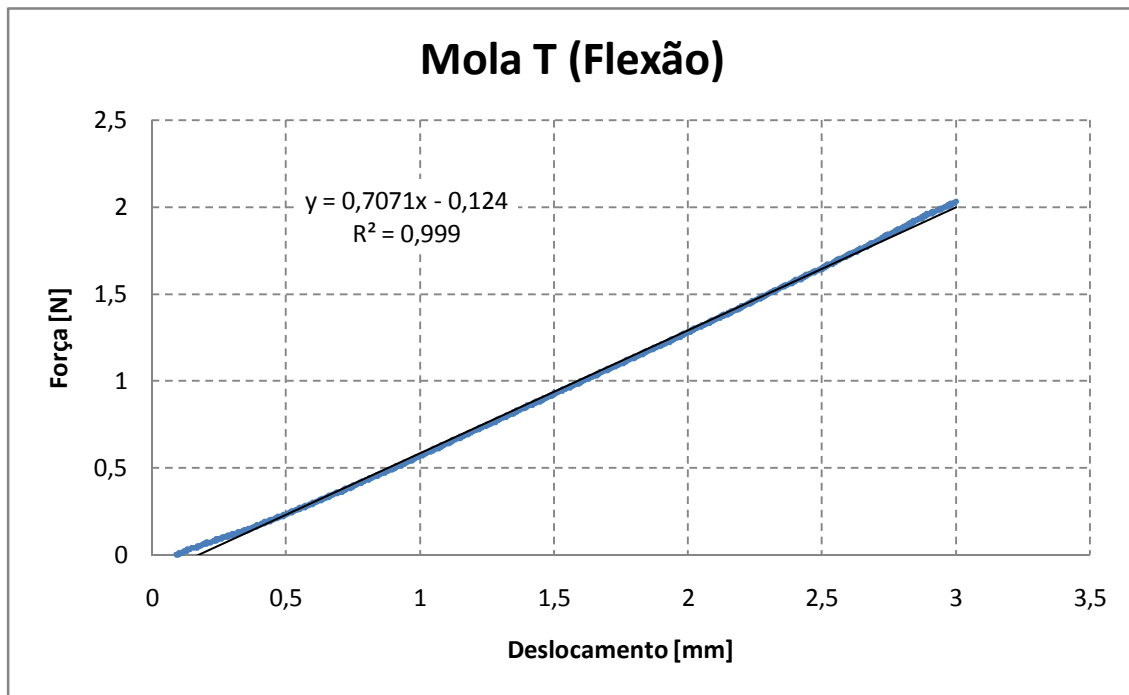


Figura 54 - 2º Ensaio para a mola T em flexão

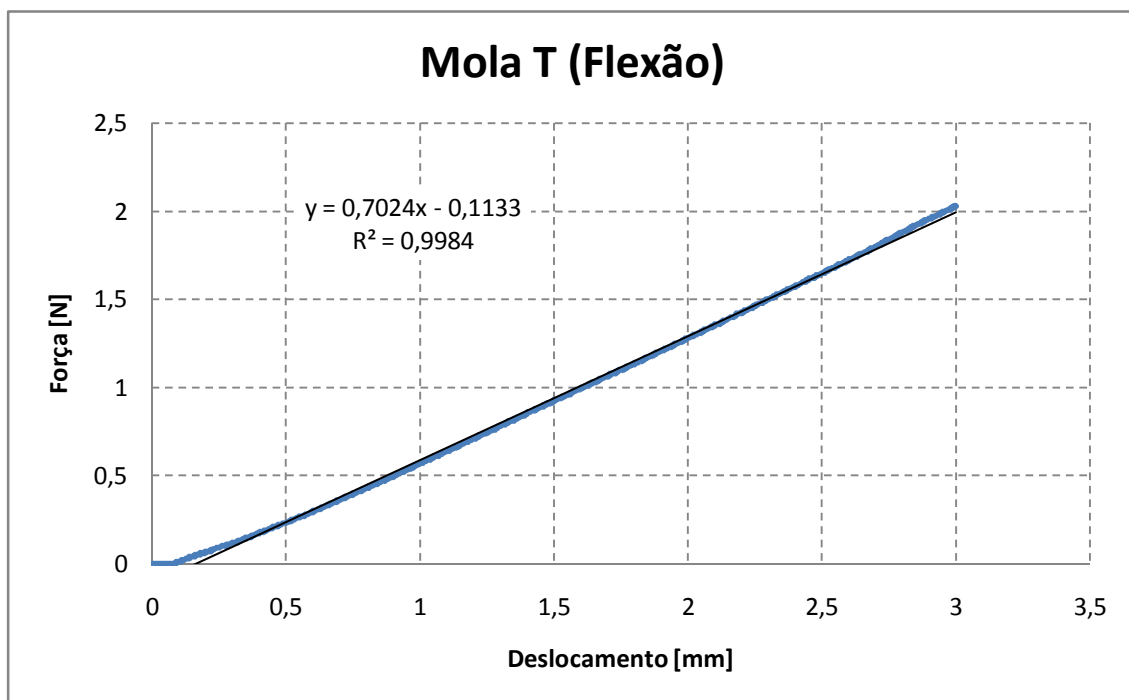


Figura 55 - 3º Ensaio para a mola T em flexão

Os três ensaios de flexão da mola T dupla foram reunidos no gráfico da figura 56. Como se pode verificar em todos existiu uma evolução semelhante sendo obtidas rectas paralelas entre si. Deve referir-se que a rigidez da mola é obtida do declive da recta pelo que não é afectada pelo facto destas não serem coincidentes, isto é, não partem todas do mesmo ponto inicial.

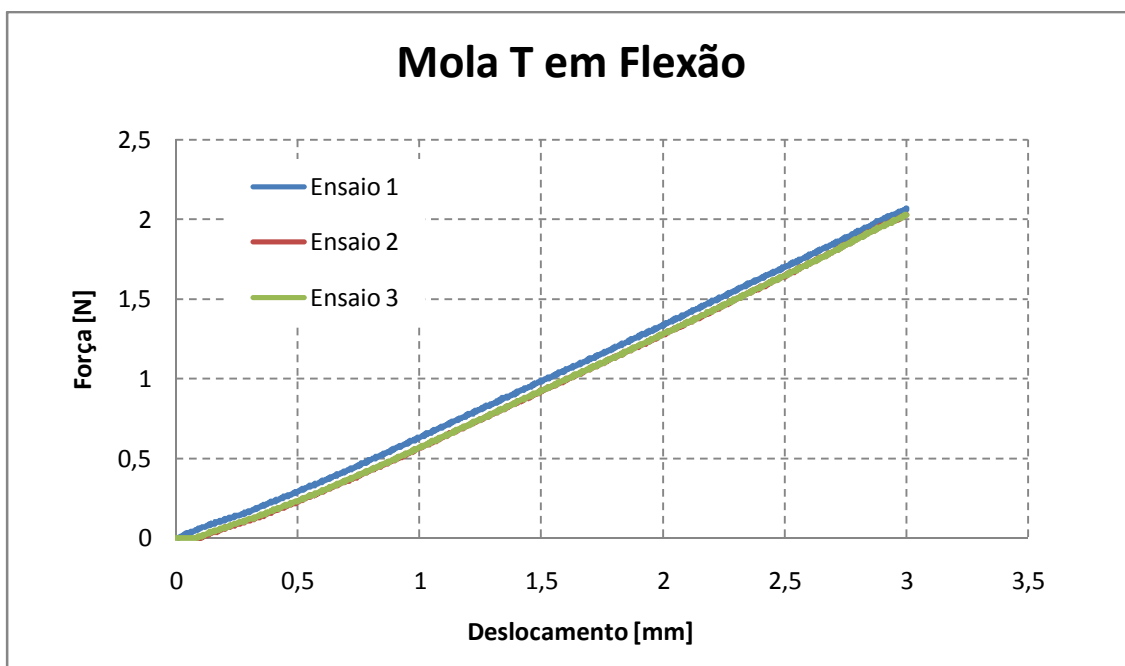


Figura 56 - Mola T em flexão (Comparação dos 3 ensaios)

A tabela que se mostra em seguida resume os três ensaios realizados e como se pode observar mesmo no caso em que a correlação teve valores mais baixos o declive da recta manteve-se próximo de 0,7. Daqui pode concluir-se da elevada repetibilidade da medida e pela ausência de ruído em todo o processo de medição.

Equação da recta	Fac de Correlação
$y = 0,6996x - 0,0541$	$R^2 = 0,9993$
$y = 0,7071x - 0,124$	$R^2 = 0,999$
$y = 0,7024x - 0,1133$	$R^2 = 0,9984$
Rigidez à Flexão [N/mm]	0,70

Figura 57 - Rigidez à flexão da mola T obtida a partir dos 3 ensaios

Os valores que se obtiveram desta medição foram comparados com os cálculos realizados pelo método dos elementos finitos. Recorreu-se ao modelo da mola T dupla em flexão já apresentado e obtiveram-se os valores que se mostram na figura 58. Nesta figura mostra-se a geometria inicial da mola e a sua deformada onde um código de cores corresponde ao deslocamento segundo a direcção YY. Neste caso a uma força aplicada de 2 N correspondeu uma amplitude de deslocamento de 3,17 mm.

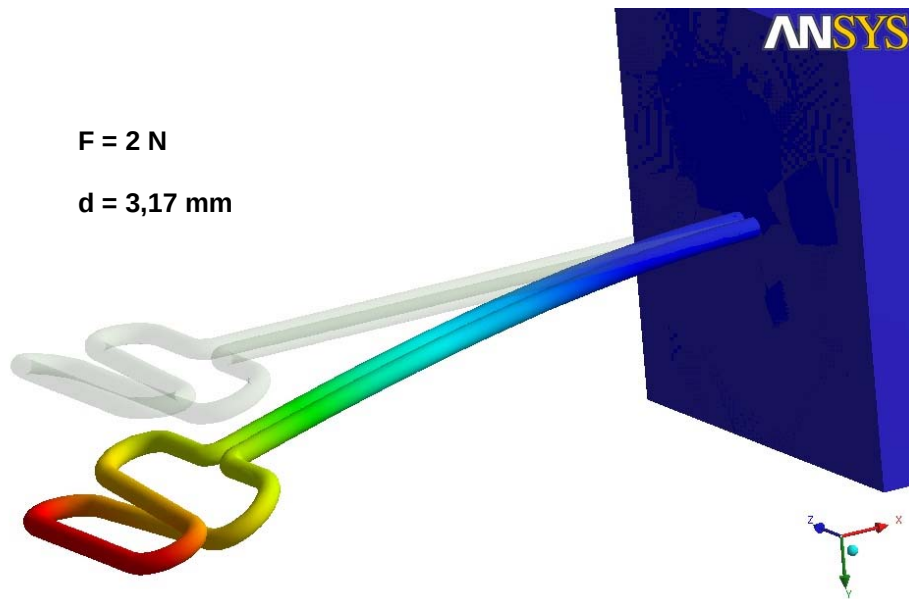


Figura 58 - Deslocamento no eixo Y

Para comparar os resultados medidos com o valor calculado recorreu-se às expressões que figuram na tabela anterior para obter a força correspondente a um deslocamento de 3,17 mm. Admitindo que o valor de 2 N era o valor esperado verifica-se que o erro cometido é inferior a 10 %, limite frequentemente admitido como aceitável sempre que se recorre a medições experimentais.

Deslocamento	Força	Erro (%)
3,17	2,16	0,08
3,17	2,12	0,06
3,17	2,11	0,06

Em seguida foi efectuado o ensaio de flexão da mola Z dupla. Para este ensaio utilizou-se a montagem descrita no capítulo anterior e obteve-se o gráfico que se representa na figura 59. Neste gráfico verifica-se a existência de três comportamentos distintos evidenciados pelas três regiões lineares. Este comportamento é devido a alterações nas condições de carregamento que são evidentes nas figuras 24 e 25 e têm a ver com a geometria da mola. Neste primeiro ensaio ocorreu ainda um escorregamento que justifica a existência da terceira região linear. Após ajuste da montagem realizou-se um segundo ensaio que conduziu ao gráfico da figura 59 e um terceiro que se mostra na figura 60 juntamente com os dois anteriores.

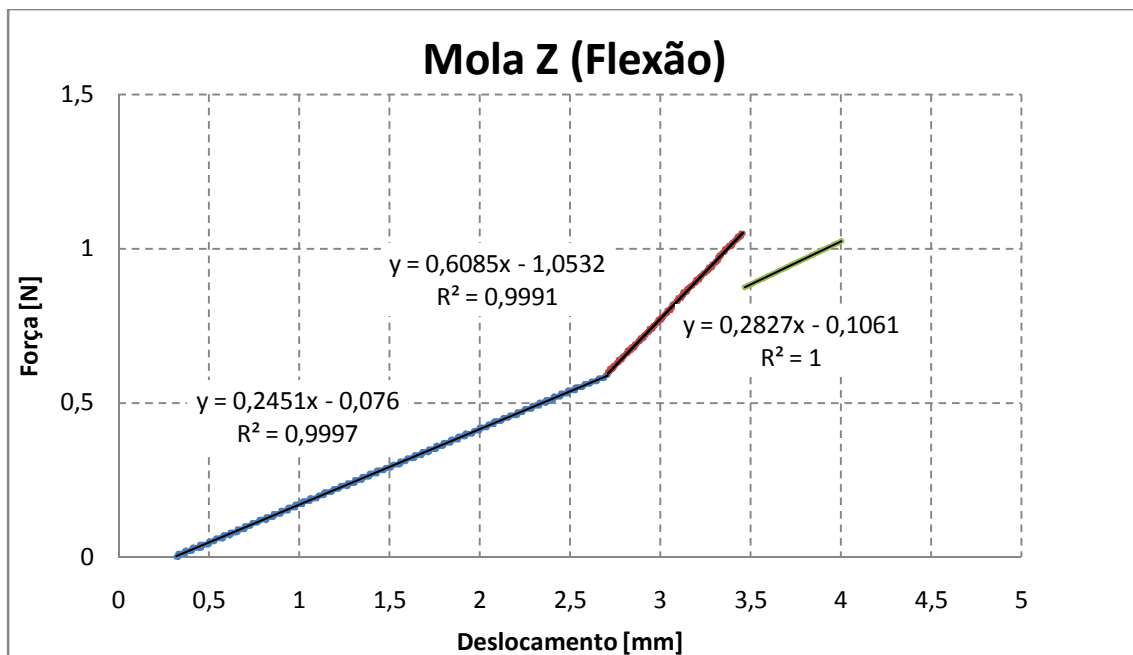


Figura 59 - Comportamento da mola Z durante o 1º ensaio de flexão

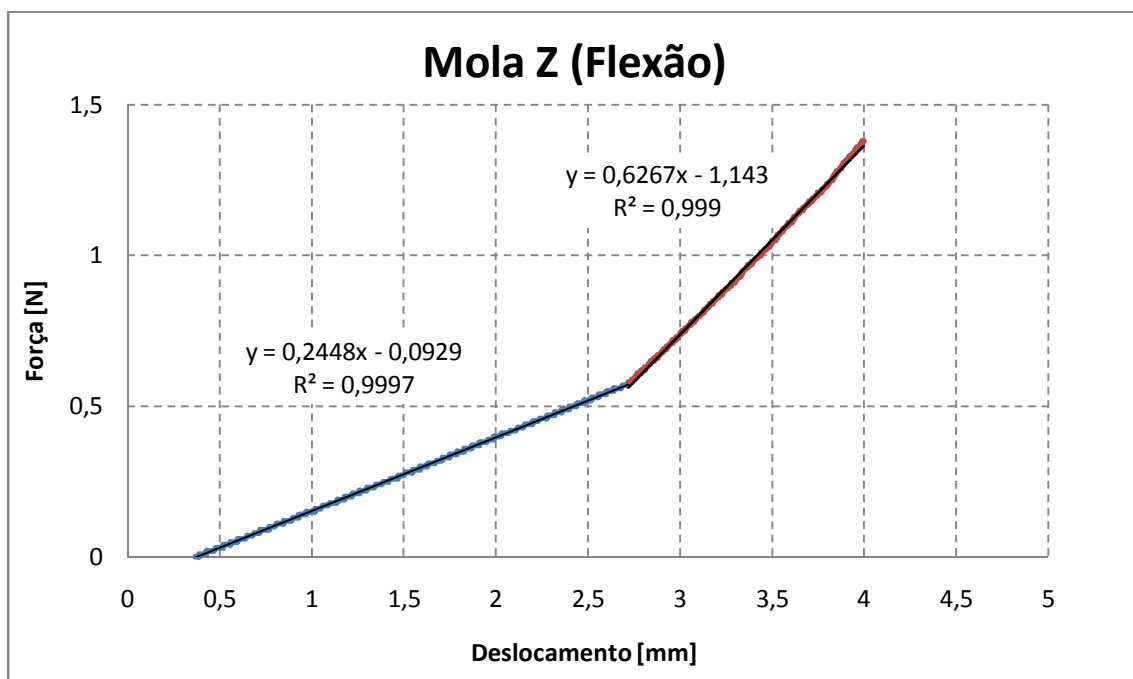


Figura 60 - Comportamento da mola Z durante o 3º ensaio de flexão

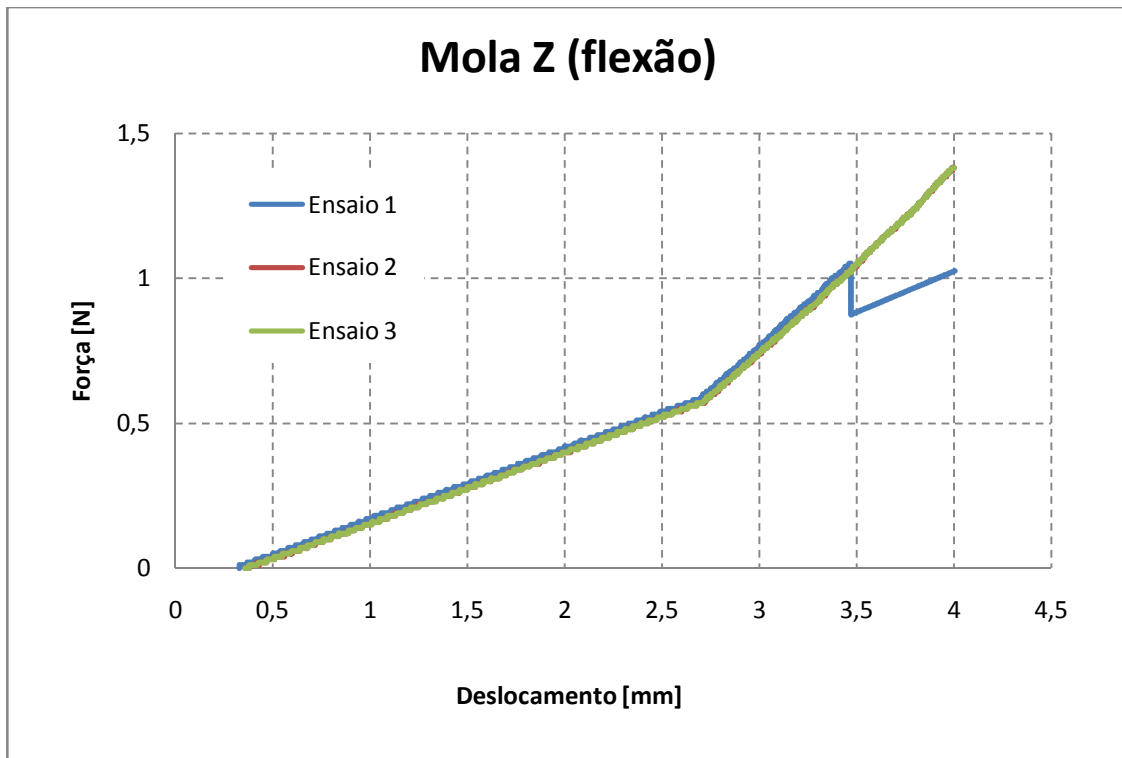


Figura 61 - Mola Z em flexão (Comparação dos 3 ensaios)

Como se pode ver pelo gráfico da figura 61 existem nitidamente dois comportamentos distintos. Uma primeira região linear que corresponde ao uma flexão com braço máximo dado que o apoio ocorre na extremidade mais afastada do encastramento. Após a flexão do elemento extremo da mola o contacto ocorre mais próximo do encastramento e a rigidez aumenta.

Neste caso a simulação numérica para uma carga de 1 N, cujos resultados podem ser vistos na figura 62, conduz à segunda etapa do comportamento da mola pelo que foi simulada com o menor braço. Como se pode ver na figura anterior a uma carga de 1 N corresponde um deslocamento muito próximo do calculado por via numérica.

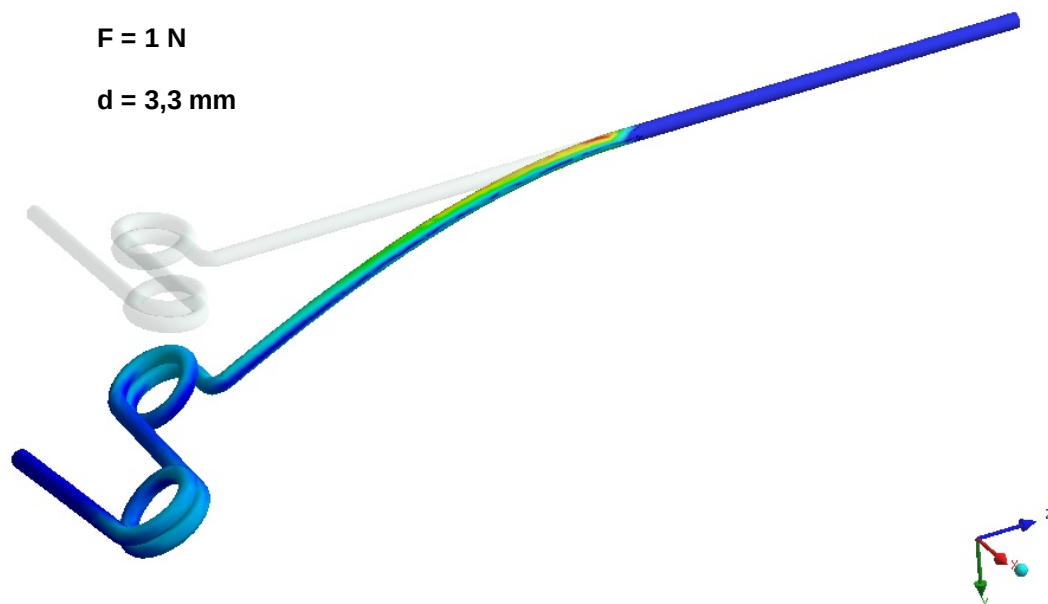


Figura 62 - Deslocamento da mola Z no eixo Y

O gráfico da figura 63 compara os comportamentos de ambas as molas em flexão. Como se pode verificar a mola T, nesta solitação, apresenta uma rigidez que é um pouco mais do dobro da medida para a mola Z.

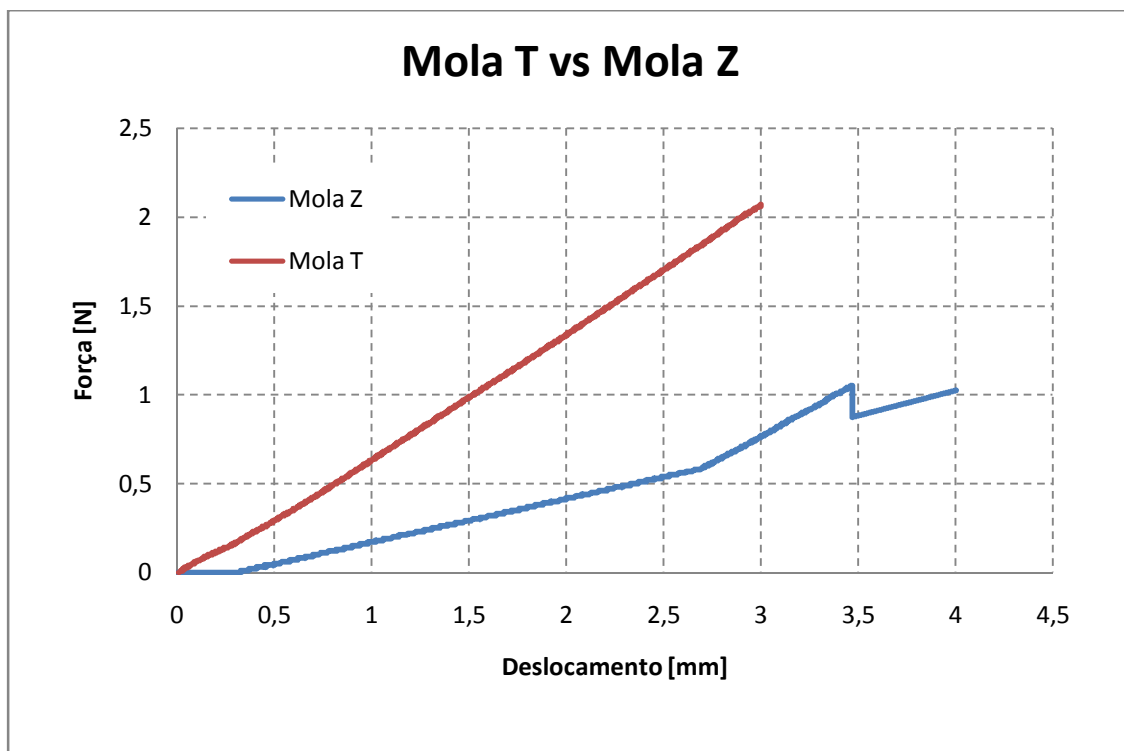


Figura 63 - Comparação entre as molas T e Z em flexão

Foram depois realizados ensaios de compressão em ambas as molas. Para isso recorreu-se às montagens que se mostram nas figuras 27 e 28 do capítulo anterior. Dado que na solicitação de compressão era esperada uma maior rigidez e as características de esbeltez (comprimento/área da secção) aumentavam o risco de ocorrer encurvadura optou-se por utilizar menores amplitudes de deslocamento, isto é, não mais de 2mm.

Na figura 64 mostra-se o gráfico do ensaio de compressão da mola T dupla. Como se pode ver também aqui se verifica um comportamento linear ainda que para valores de rigidez cerca de 20 vezes superior.

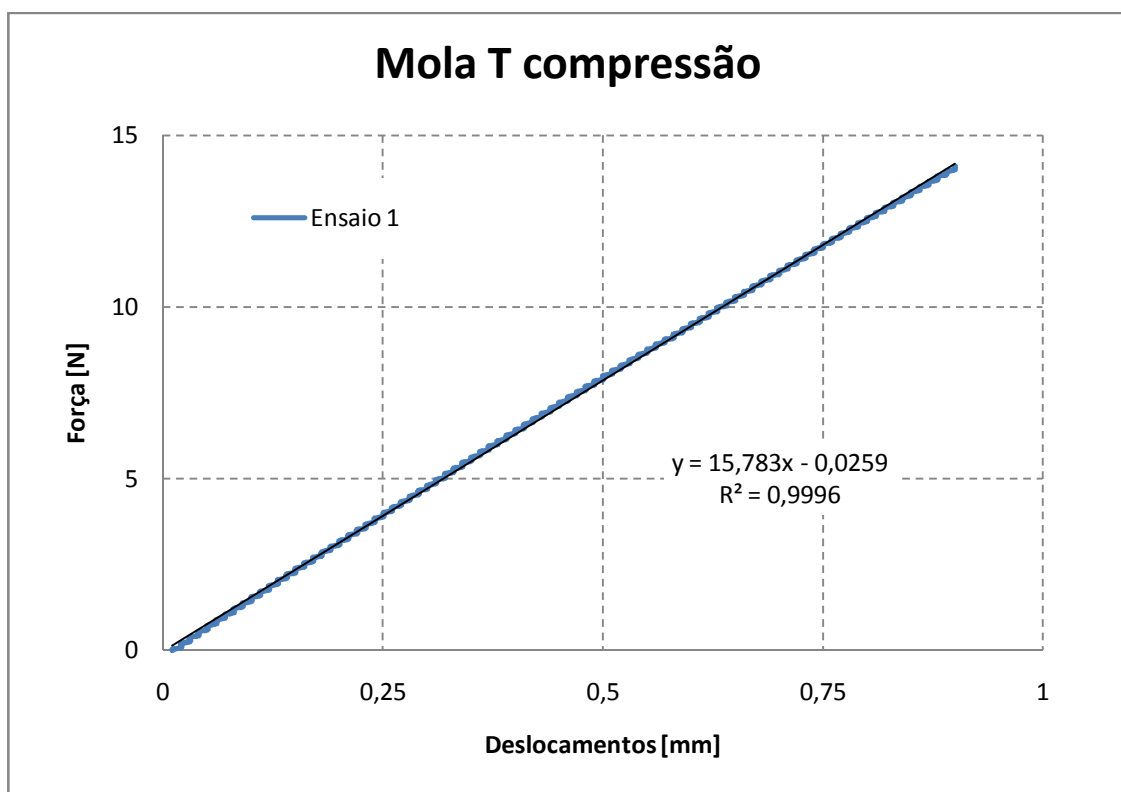


Figura 64 - Comportamento da mola T em compressão

A mola T dupla foi activada de acordo com o procedimento normalmente utilizado e submetida a novo ensaio de compressão. Na figura 65 representa-se o gráfico obtido. Verificou-se que após activação surgiram algumas irregularidades na fase inicial do carregamento, talvez devidas ao atrito entre os braços da mola. Foi ajustada uma recta a fase de instabilidade e outra após a estabilização do ensaio. Aparentemente e de acordo com os resultados deste ensaio a activação da mola altera-lhe as suas propriedades mecânicas.

No entanto, em ensaios posteriores de que se mostra, como exemplo, o gráfico da Figura 65, não existem alterações óbvias no comportamento da mola após esta ter sido activada. Como se previa a activação apenas altera a geometria da mola sem a encruar significativamente. Por encruamento entenda-se o fenómeno que conduz ao aumento de rigidez por deformação plástica.

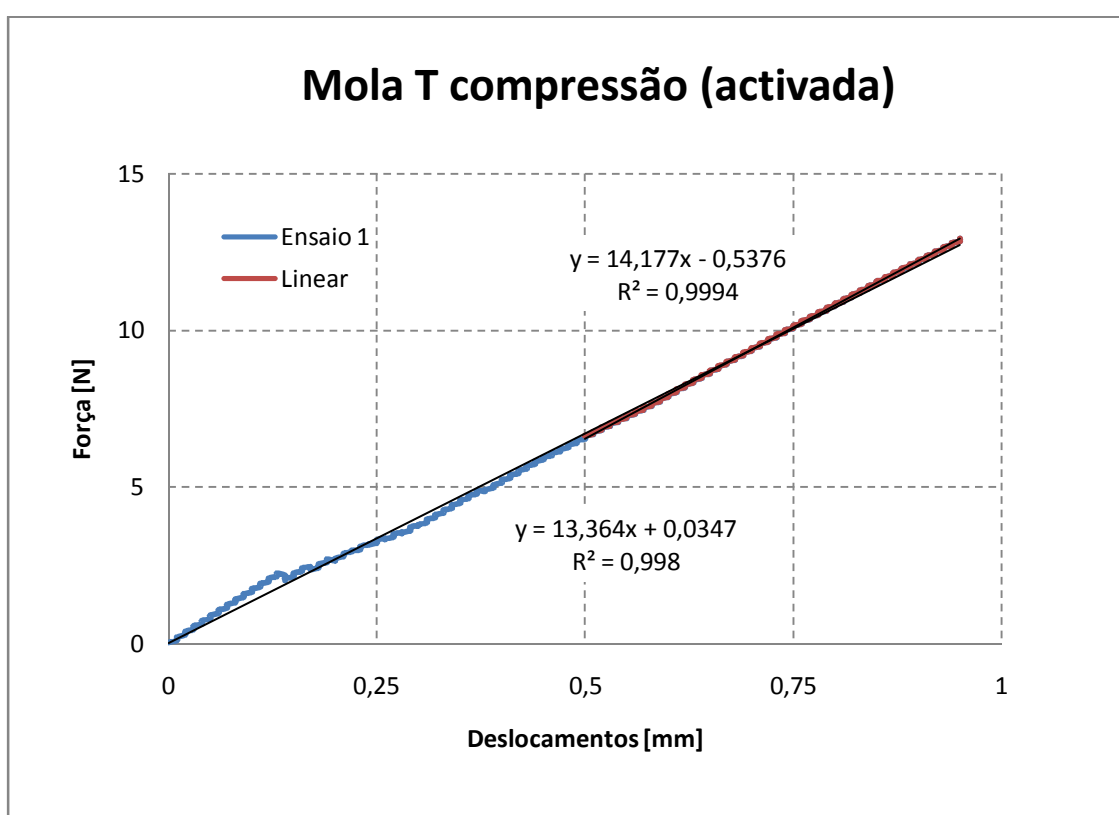


Figura 65 - Comportamento da mola T em compressão (após activação)

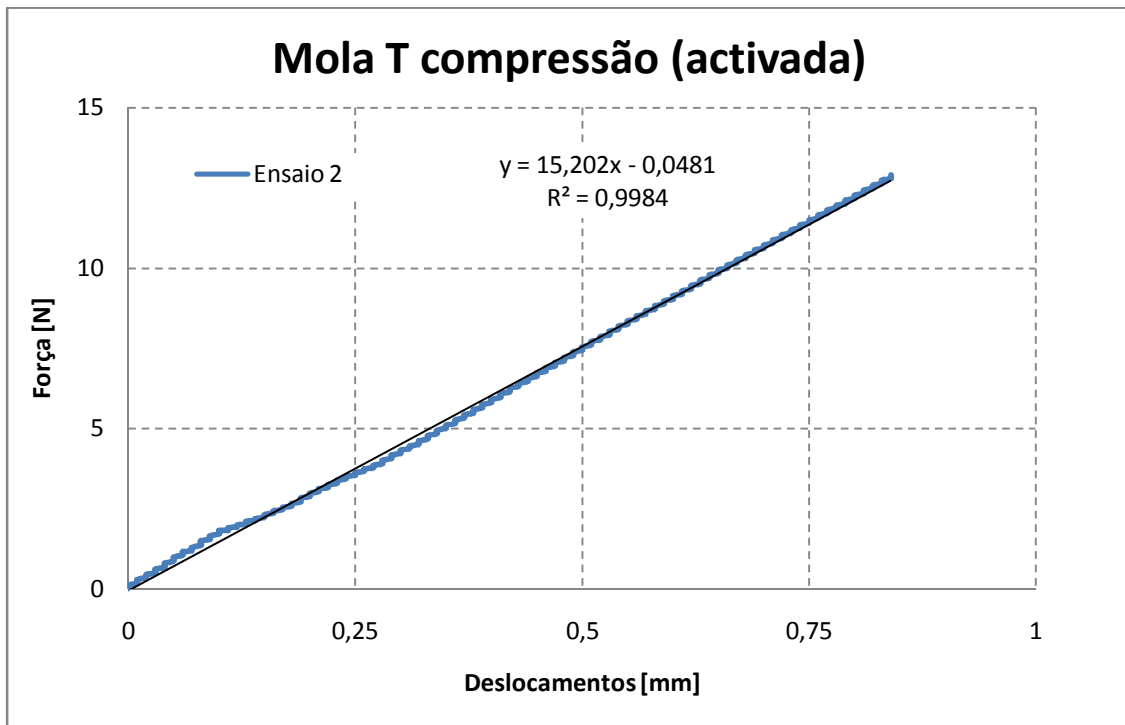


Figura 66 - Comportamento da mola T em compressão (após activação), ensaio 2

Também neste caso se recorreu ao MEF para avaliar o comportamento da mola. Na figura 67 mostra-se os resultados obtidos para este caso. Como se pode verificar é neste caso que se obtém a maior disparidade entre os valores medidos e os calculados. Esta situação afigura-se normal dado que no modelo numérico, por simetria e menor mobilidade transversal, será sempre obtida uma maior rigidez. Quando na imposição das condições de fronteira e de carregamento se impõe uma dada direcção o modelo matemático não irá considerar qualquer outra enquanto no provete o atrito e pequenos desalinhamentos poderão resultar em solicitações combinadas de compressão com flexão.

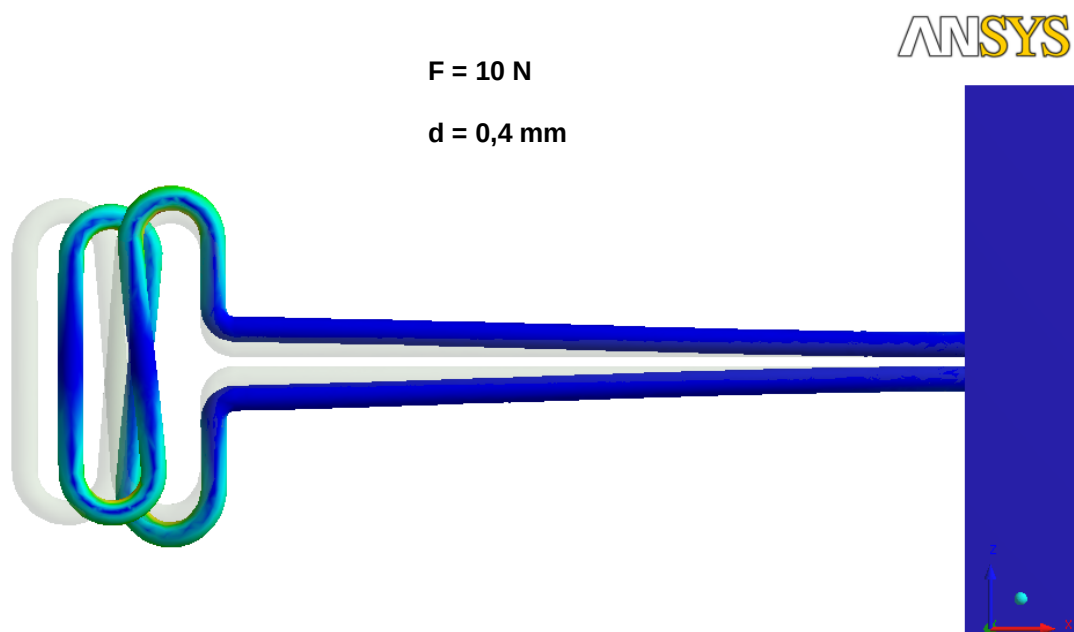


Figura 67 - Deslocamento da mola T no eixo X

A mola Z dupla foi também submetida a uma solicitação de compressão. Os resultados obtidos nestes ensaios poderão ser observados na figura 68 e 69. Neste caso voltam a verificar-se alterações de comportamento devidas a fenómenos de atrito e alterações na geometria de carregamento. A observação das figuras 28 e 29 permitem compreender perfeitamente as causas deste comportamento.

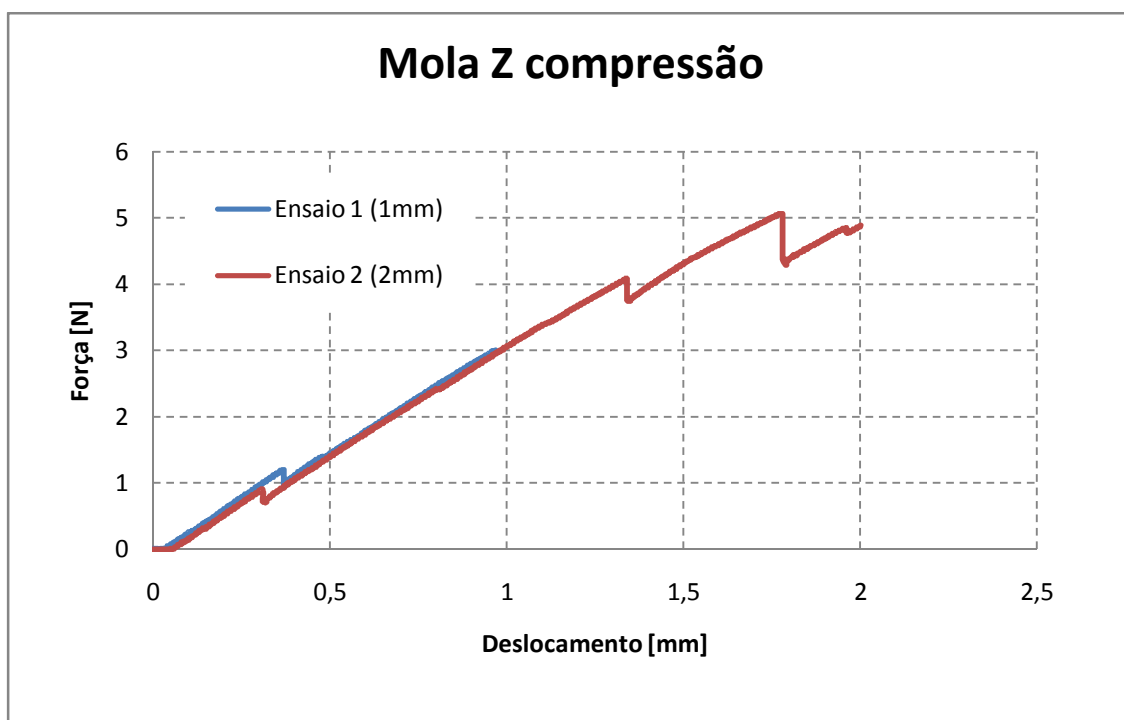


Figura 68 - Comportamento da mola Z em compressão, deslocamento axial imposto (1mm e 2mm)

Na figura 68 representaram-se simultaneamente os resultados obtidos com o 1º e 2º ensaio. Como se pode ver mantém-se uma boa concordância no que à rigidez diz respeito embora persistam algumas hesitações para cargas próximas de zero. Como já se disse que estas oscilações na fase inicial do carregamento poderiam evitar-se com a aplicação de uma pré-carga inicial.

Na figura 69 mostram-se os resultados obtidos da aproximação de uma recta a um dos troços lineares do gráfico. Como se pode ver existe perfeita coincidência entre os valores dos dois ensaios considerados e obtém-se uma rigidez aproximada de 3,26 N/mm.

Os resultados numéricos obtidos para este caso também não mostraram boa aproximação com erros na casa dos 20%. Neste caso além das razões já apontadas para a mola T existe ainda um maior risco de ocorrerem desalinhamentos dada a inexistência de simetria.

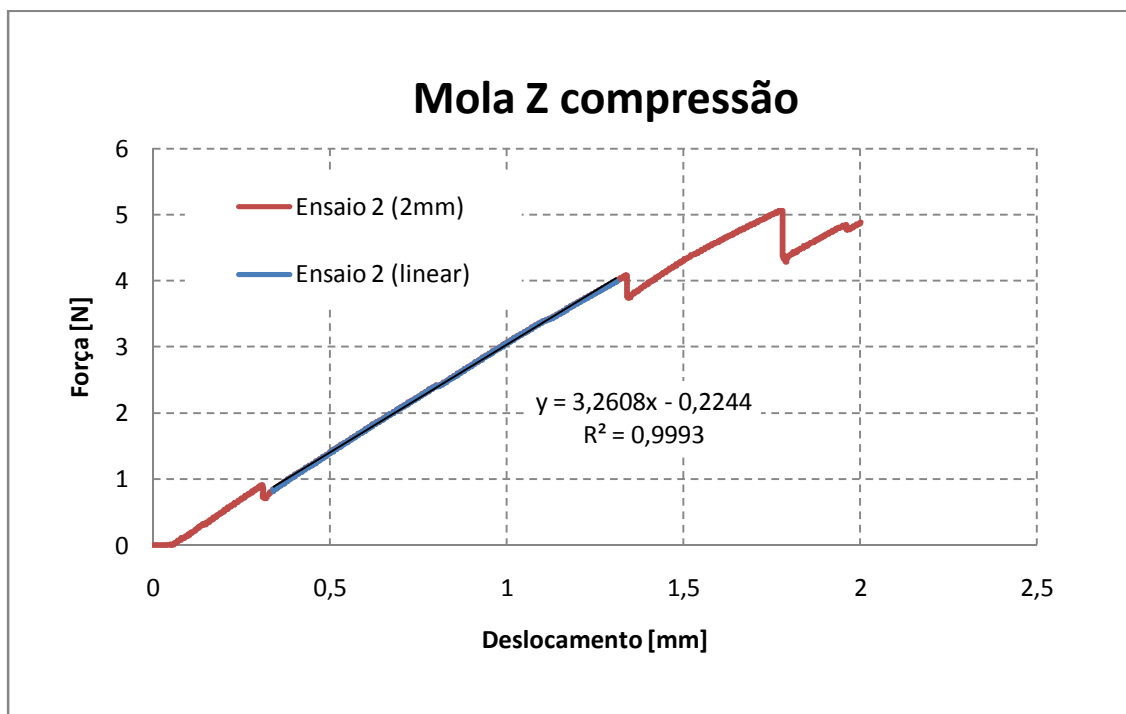


Figura 69 - Comportamento da mola Z em compressão, deslocamento axial imposto 2mm

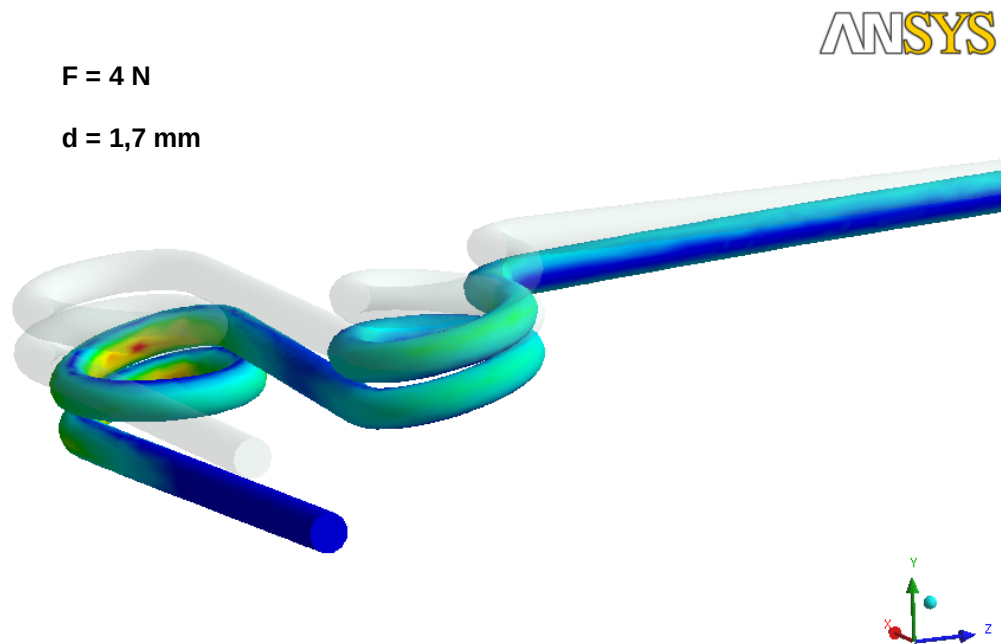


Figura 70 - Deslocamento da mola Z no eixo Z

Finalmente, foi colocado o aparelho na máquina de ensaios universal com as molas devidamente orientadas. Para permitir o acesso da extremidade da célula de carga às molas do aparelho foram removidos os dois incisivos centrais. Neste caso esperavam-se comportamentos intermédios entre os dois modelos analisados anteriormente. A inclinação das molas conduz à sua sollicitação combinada em flexão e compressão podendo a primeira ocorrer em dois planos. Além disso a inclusão das molas no suporte de acrílico diminui o seu comprimento sem apoio o que contribui para aumentar a rigidez em flexão.

Na figura 71 mostra-se o gráfico dos resultados obtidos no ensaio em compressão para a mola T dupla incluída no aparelho. Como se pode observar nesta situação a função que melhor se ajusta aos resultados é um polinómio de segundo grau o que significa que o comportamento da mola é não linear. No entanto, para a amplitude de deslocamentos que foi utilizada pode admitir-se com erro reduzido um comportamento linear.

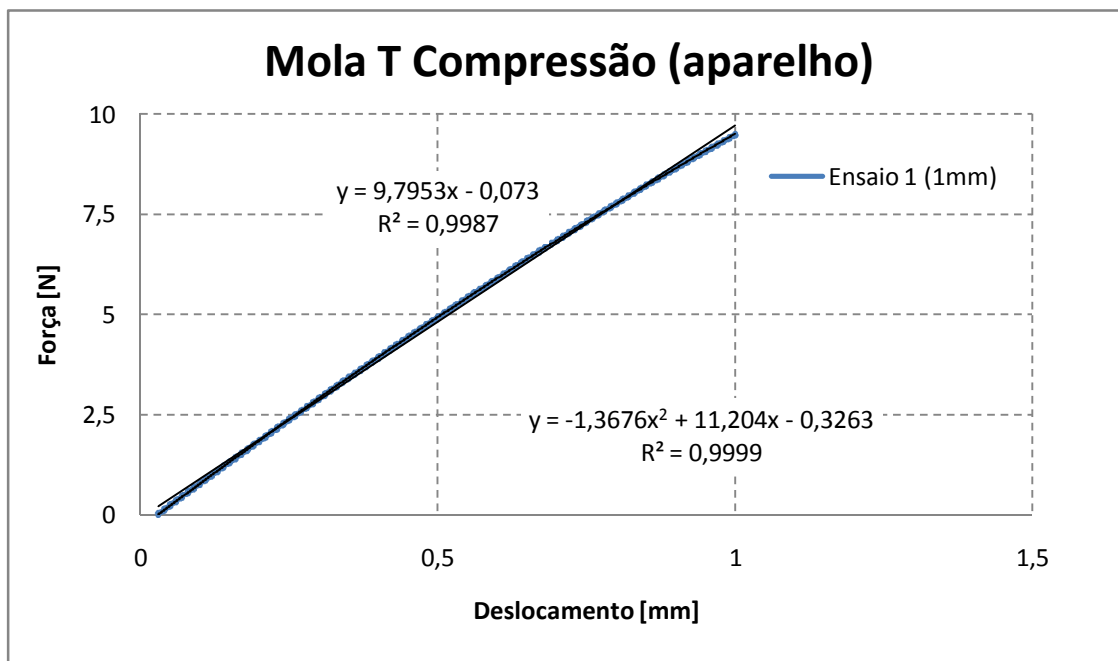


Figura 71 - Comportamento da mola T em compressão quando inserida no aparelho. É possível verificar que existem não linearidades.

Na figura 72 mostram-se os resultados obtidos para uma amplitude máxima de deslocamento de 1,5 mm. Como se pode verificar o aumento da amplitude dos deslocamentos torna mais evidente o comportamento não linear.

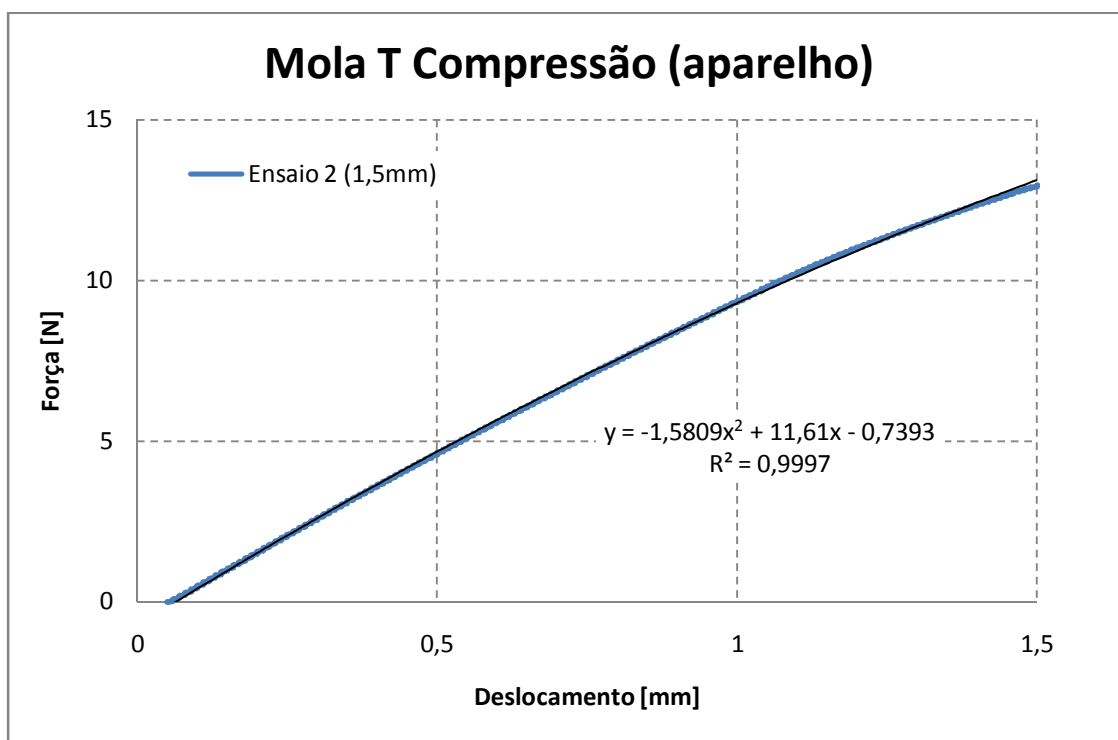


Figura 72 – Verificam-se novamente não linearidades

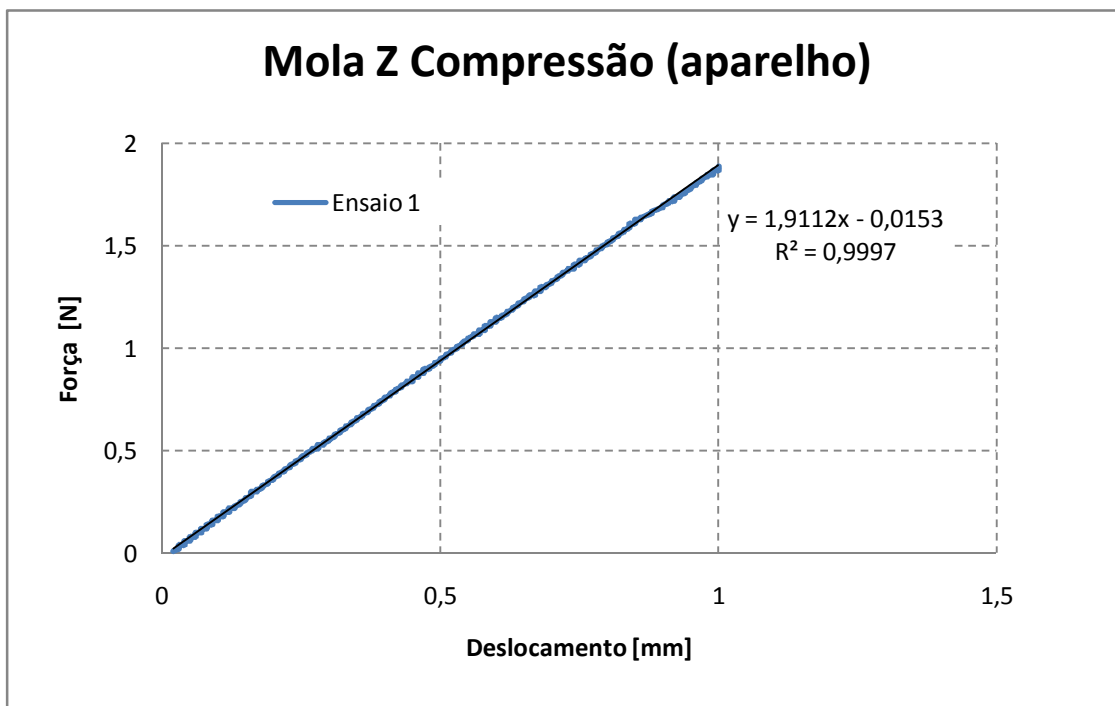


Figura 73 - Comportamento da mola Z (inserida no aparelho) em compressão

Finalmente, foi ensaiada a mola z em compressão. Neste caso não é evidente qualquer comportamento não linear mesmo quando se aplicam deslocamentos de 2 mm de amplitude.

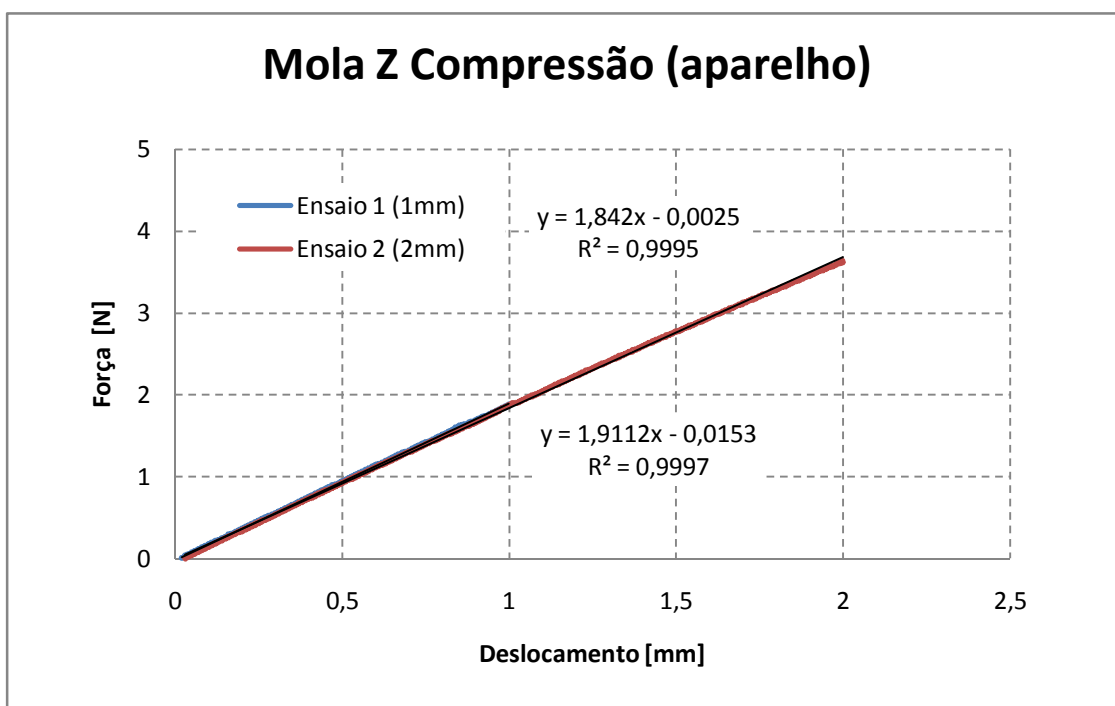


Figura 74 - Comportamento da mola Z em compressão (inserida no aparelho), medição com um curso de 1mm e de 2mm

Também para estes dois últimos casos foi efectuado um cálculo numérico. Para isso foi devidamente ajustada a geometria das molas e a orientação do deslocamento imposto. Em ambos os casos foram obtidos resultados com boa aproximação como se poderá verificar por análise dos gráficos.

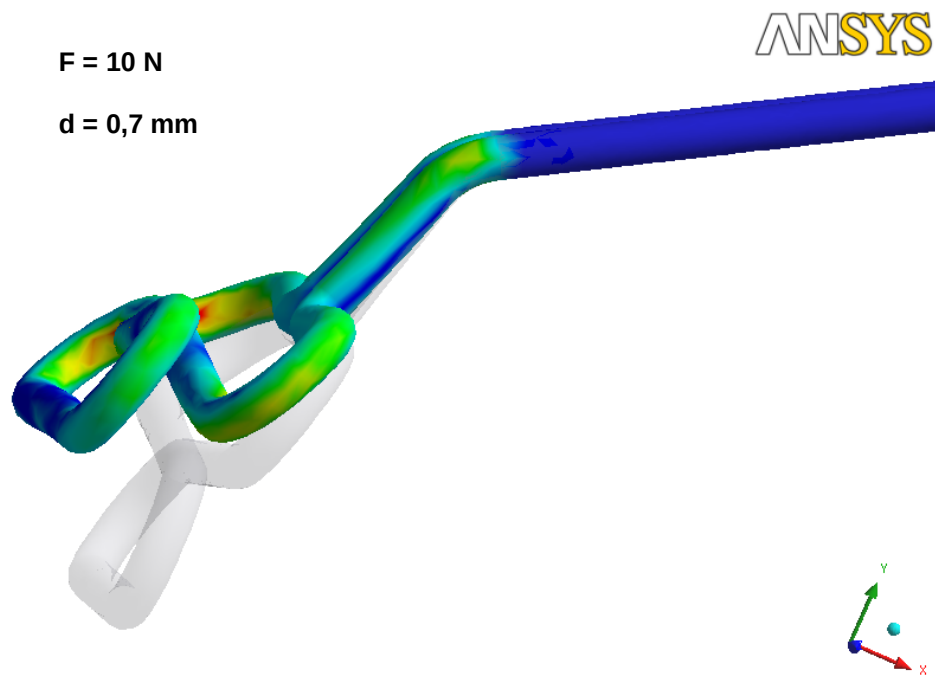


Figura 75 - Deslocamento da mola T no eixo Y

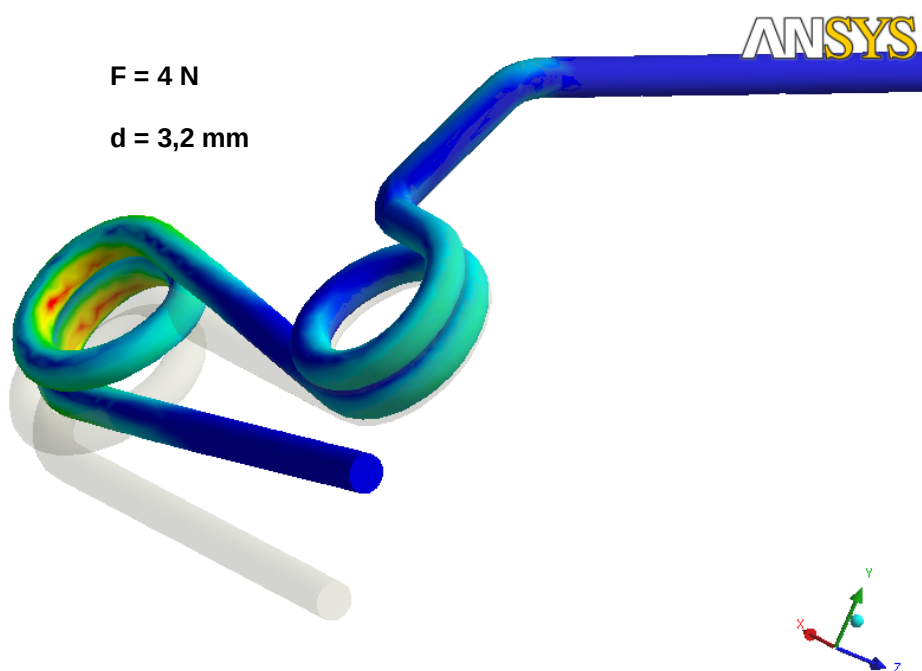


Figura 76 – Deslocamento da mola Z no eixo Y

6.2 Modelo numérico do Incisivo Central

De acordo com Rubin et al.³⁹, o impacto do ligamento periodontal perante a distribuição das tensões, nos cálculos com MEF, é pequeno, fazendo com que esta estrutura possa ser desprezada durante a construção do modelo. Entretanto, quando o objectivo é analisar as tensões geradas nesta membrana, a sua modelação é indispensável. Estes mesmos autores relatam ainda que a polpa apresenta pequena resistência à carga e os valores de suas propriedades poderiam não ser considerados quando comparados com os outros tecidos. Portanto, a sua inclusão no modelo não resultaria em diferenças significantes no resultado, não justificando sua inclusão na maioria dos casos. A divisão entre osso cortical e esponjoso também já foi discutida na literatura. Segundo Andersen, Pedersen e Melsen⁴⁶, as alterações dos resultados, considerando ou não esta divisão, são muito pequenas, permitindo a simplificação do modelo em apenas um tipo de osso alveolar.

Quanto mais estruturas forem modeladas, mais precisos serão os resultados. Porém a obtenção do modelo será mais difícil e a análise dos resultados mais complexa. Entretanto, baseado no tipo de análise a ser elaborada, podem utilizar-se modelos mais simplificados e obter os mesmos resultados qualitativos. Portanto, esta modelação deverá ser avaliada criteriosamente a fim de simplificar o modelo de acordo com suas reais necessidades e sem comprometer os resultados.

Para facilitar a análise de resultados a sua visualização é feita por uma escala de cores em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas (Figura 74, 75 e 76). Desta forma, pode detectar-se como ocorreu o deslocamento do dente (ou de qualquer estrutura estudada), o tipo de movimento realizado, qual região se deslocou com maior magnitude, ou como as tensões se distribuíam sobre as estruturas analisadas (dentes, osso alveolar, ligamento periodontal ou qualquer outro objecto de análise). Esta análise pode ser feita nas três direcções do espaço (X, Y e Z), na presença de um modelo tridimensional, ou somente em duas direcções (X e Y) em modelos bidimensionais. Quando seleccionado um dos eixos da coordenada (X, Y ou Z), a escala de cores e seus valores corresponderão à quantidade de tensão e/ou deslocamento presente na direcção e no sentido do eixo avaliado, conforme previamente definido.

Ainda com este método, é possível obter o deslocamento em magnitude, ou seja, o maior deslocamento de cada ponto em direcção à resultante dos deslocamentos existentes, sendo independente de seu sentido (Figura 79).

Tanne e Sakuda⁴⁷ utilizaram técnicas histológicas e matemáticas (MEF) num mesmo objecto de estudo, com o intuito de comparar os resultados, e encontraram similaridade entre as metodologias aplicadas. Além disso, os autores afirmaram que os resultados de uma análise tridimensional, quando comparada com uma bidimensional, são melhor ajustados. Um modelo tridimensional permite uma avaliação dos três planos do espaço e, como os movimentos ortodônticos são muito complexos, uma avaliação mais precisa dos resultados pode ser obtida.

Um exemplo interessante das aplicações do MEF pode ser constatado no trabalho de Tanne, Burstone e Sakuda⁴⁸. Os autores modelaram um incisivo central, o seu respectivo ligamento periodontal e osso alveolar para o estudo da distribuição das tensões nestas estruturas, após a aplicação de uma força. Por meio deste método foi possível variar a altura do osso alveolar, simulando diferentes níveis de suporte periodontal, e comparar os resultados com diferentes comprimentos de raiz do mesmo elemento dentário, demonstrando a versatilidade do MEF em pesquisas científicas. Na figura mostram-se os resultados obtidos no modelo do incisivo. Neste caso as diferentes propriedades mecânicas entre os diversos tecidos envolvidos fazem com que as tensões mais elevadas ocorram nos tecidos menos rígidos.

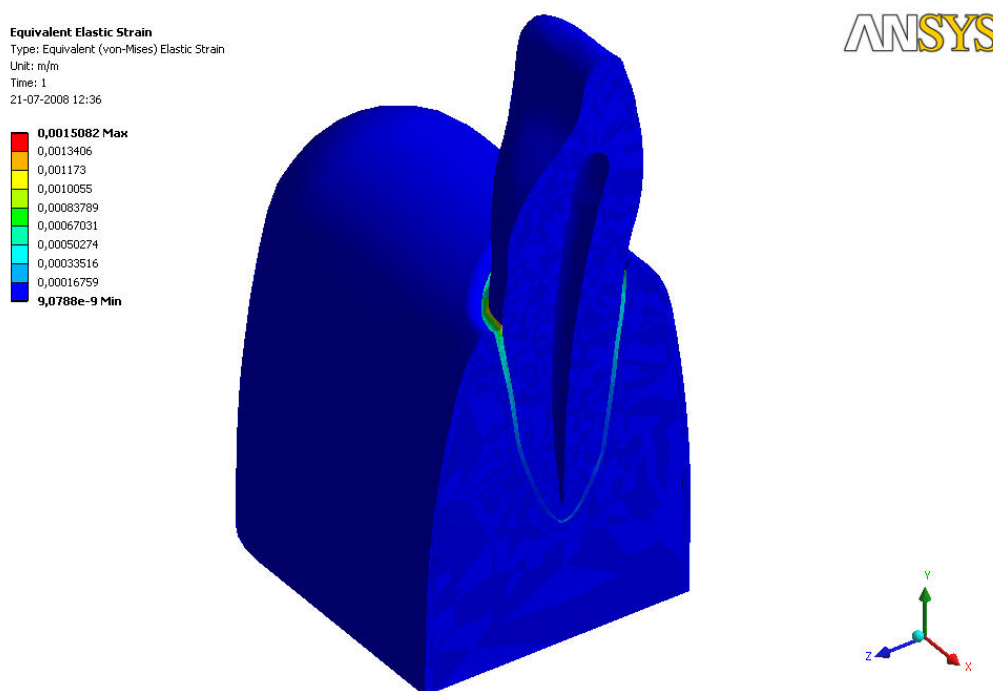


Figura 77 - Imagem de um modelo numérico na qual é visível a deformação que ocorre quando é aplicada uma força.

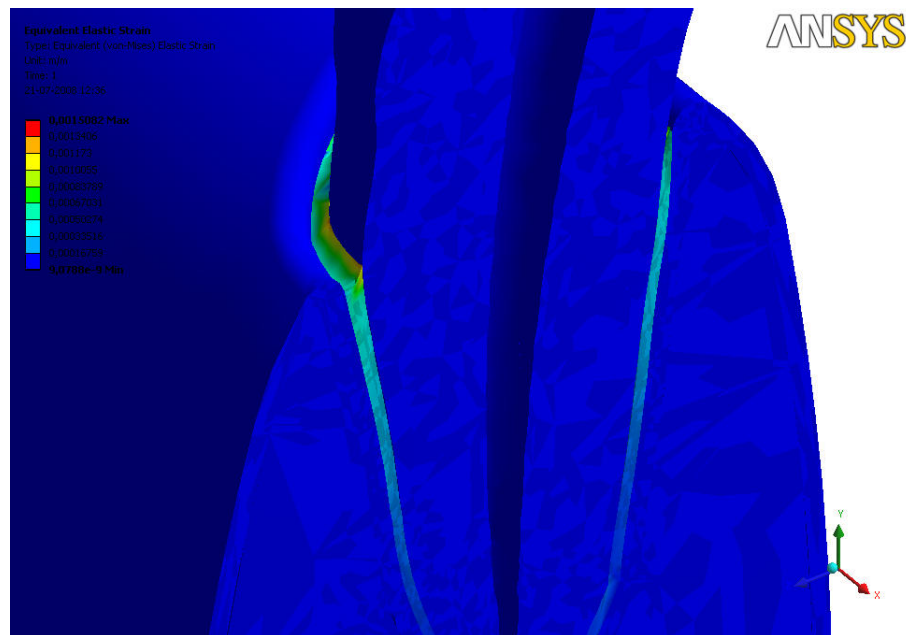


Figura 78 - Imagem em zoom da deformação que ocorre localizada no ligamento periodontal

Deve referir-se que o código de cores pode ser utilizado para por em evidência qualquer dos parâmetros calculados; tensões, deformações ou deslocamentos. Na figura 79 o código de cores é utilizado para ilustrar a distribuição de deslocamentos

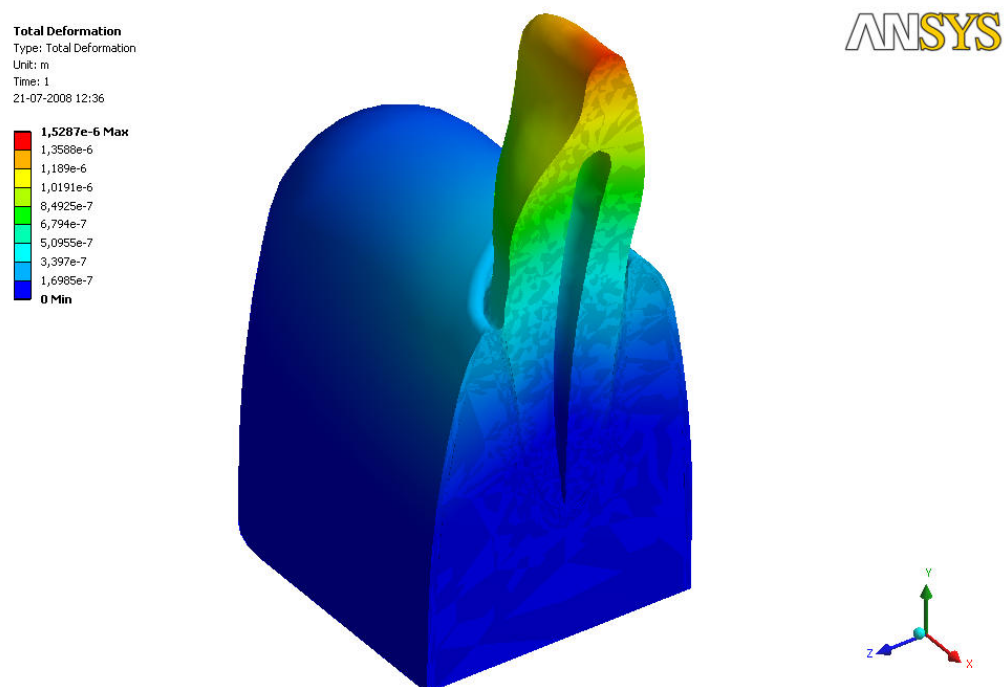


Figura 79 - Imagem do modelo numérico em que é possível visualizar a sua deformação provocada pelo deslocamento, principalmente na coroa dentária onde se localizam os maiores valores

6.3 Interferometria Holográfica

Nas técnicas de interferometria holográfica os resultados aparecem sobre a forma de padrões de franjas de interferência. Trata-se de um conjunto de bandas apresentado transversalmente uma variação sinusoidal de intensidade. Estas franjas correspondem a isocurvas de deslocamento, isto é, ao longo da franja todos os pontos sofreram idêntico deslocamento. Dado que esta técnica é sensível a todo o tipo de deslocamentos, quer sejam devidos a deformação, quer de corpo rígido.

Quando um dado objecto sofre uma rotação de corpo rígido fica normalmente coberto por um conjunto de franjas paralelas e igualmente espaçadas cuja orientação segue a direcção perpendicular ao eixo de rotação.

Tratando-se de franjas sinusoidais é possível, recorrendo a técnicas de modelação de fase e processamento de imagem, obter directamente a fase das franjas que corresponde aos deslocamentos. Na Figura 80 é possível visualizar as franjas diagonais que demonstram a rotação do dente e as franjas horizontais a protusão, portanto a função das molas é assim justificada.

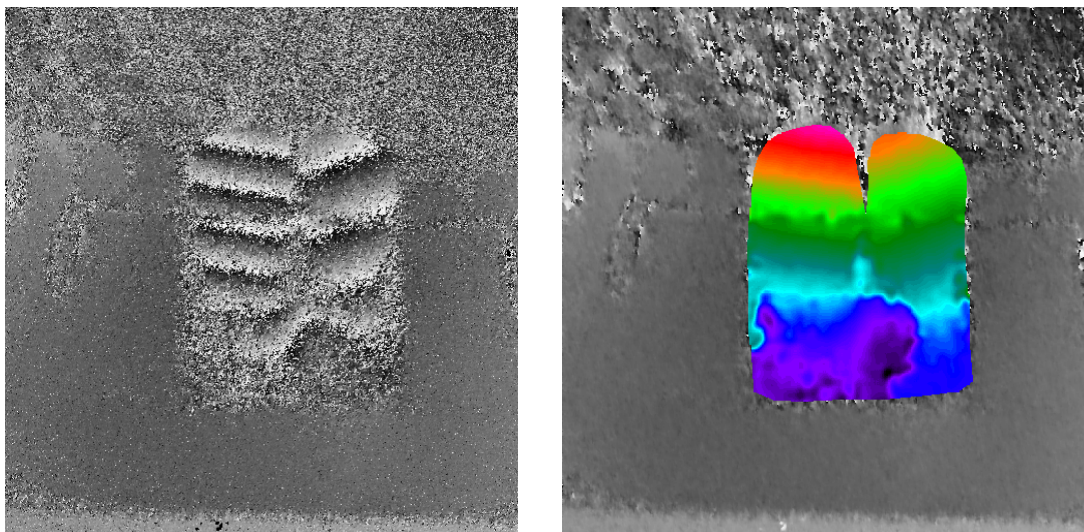


Figura 80 - Visualização da carga induzida devido à colocação do aparelho removível, em que as molas ortodônticas provocam o movimento dentário como é notório nas imagens.

Como se pode verificar existe uma ligeira rotação em ambos os dentes sendo mais evidente no situado do lado esquerdo do leitor. Uma forma alternativa de mostrar os resultados obtidos está ilustrada na Figura 81. Neste caso recorreu-se a uma representação a 3 dimensões (pseudo 3D) para mostrar a distribuição de deslocamentos.

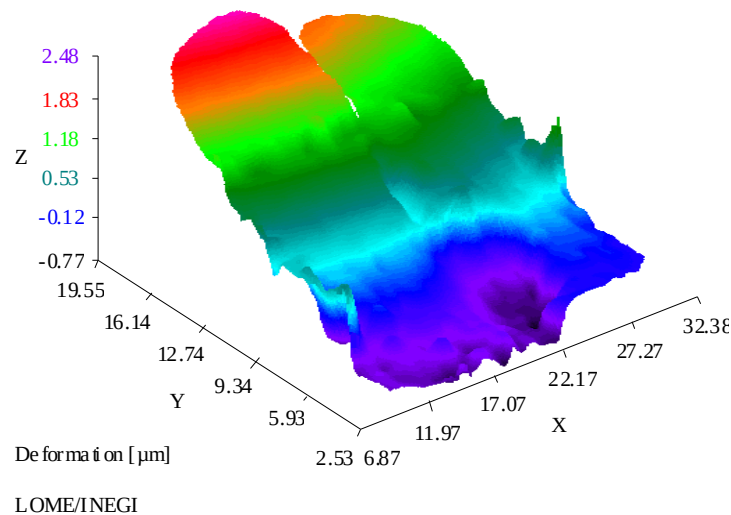


Figura 81 – Representação pseudo 3D do campo de deslocamentos na colocação do aparelho

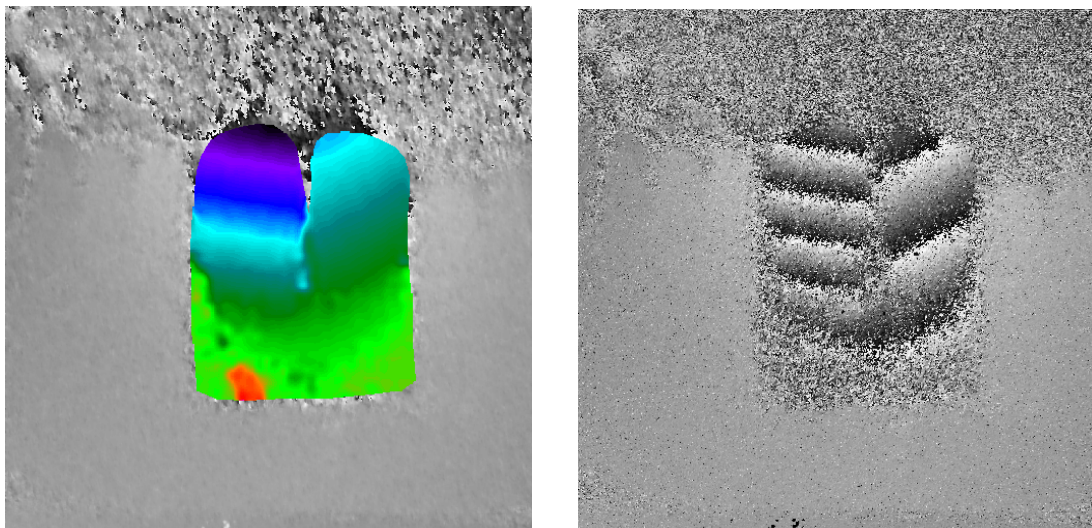


Figura 82 - Visualização da carga induzida devido ao retiro do aparelho removível, em que as molas ortodônticas deixam de exercer força e os dentes tendem a recidivar no movimento

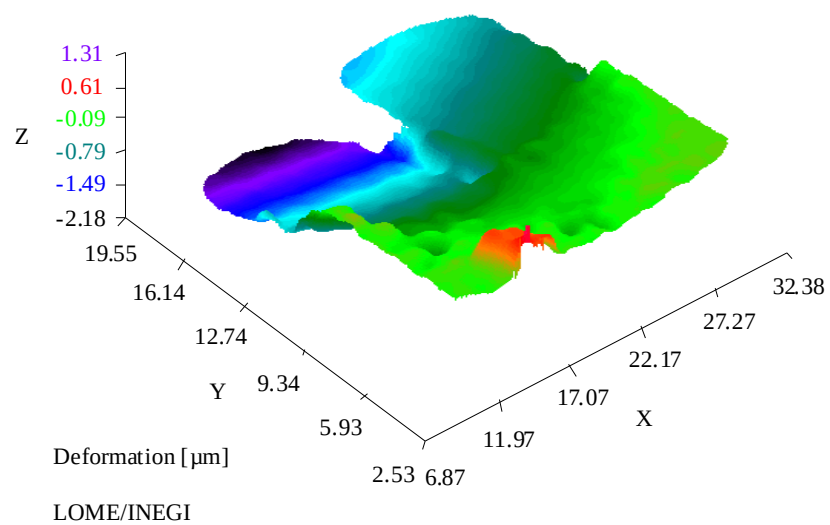


Figura 83 - Representação pseudo 3D do campo de deslocamentos no retiro do aparelho

7 CONCLUSÕES

Com este trabalho pretendia-se caracterizar os mecanismos de movimentação dentária com recurso a aparelhos ortodônticos removíveis. Embora já tratado por outros investigadores este tema não está ainda completamente encerrado pelo que se procurou que esta abordagem fosse feita em várias frentes procurando desenvolver uma metodologia para utilizações futuras. Respeitadas as características do presente estudo, os resultados observados possibilitam as seguintes conclusões:

- Recorrendo a um equipamento de ensaios universal caracterizou-se o comportamento mecânico das molas T e Z duplas em flexão e compressão e permite-se dizer que os seus resultados evidenciaram diferentes comportamentos. Estes dependem da geometria das molas e da orientação do deslocamento imposto tendo sido observados casos de linearidade nos provetes das molas T e Z em tensão e compressão e não linearidade no caso das molas T quando incluídas no aparelho. Contudo, neste caso para a amplitude de deslocamentos que foi utilizada pode admitir-se, com erro reduzido, um comportamento linear.

- Verificou-se que a activação da mola não lhe altera as suas propriedades mecânicas. Apenas modifica a sua geometria o que conduz a uma solicitação diferente.

- As molas quando inseridas no aparelho ortodôntico removível, diminuem o seu comprimento sem apoio o que contribui para aumentar a rigidez em flexão. A sua geometria é também alterada pelo que estes elementos ficam normalmente submetidos a solicitações mistas de flexão e compressão.

- Foi realizada uma montagem óptica por interferometria holográfica com a qual foi possível medir os efeitos gerados por ambas as molas sobre os dentes. A medição de elevada resolução e carácter global permitiu avaliar as elevadas capacidades destas técnicas na simulação de casos clínicos *in vitro*.

- Avaliou-se com rigor a relação força / deslocamento e foi criado um modelo numérico que pode ser utilizado na simulação do processo ortodôntico. Os resultados numéricos foram confrontados com os provenientes das medições com interferometria holográfica para melhor ajuste do modelo.

- As técnicas utilizadas mostraram-se adequadas o que nos permite dizer que no futuro possam ser utilizadas na evolução deste trabalho.

- Em trabalhos futuros pretende-se otimizar o modelo numérico em termos de comportamento do Ligamento Periodontal e propriedades dos tecidos e introduzir a remodelação óssea em consequência das alterações provocadas pelos aparelhos ortodônticos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. De Angelis V., Observation on the response of alveolar bone to orthodontic force. *Am J Orthod*, 1970; 58: 284.
2. Graber TM, Swain BF, Ortodontia: Conceptos y Técnicas. Edit. Panamericana, 2ª Ed., 1979, 1114p
3. Proffit W. e tal. Ortodontia Contemporânea. Pancast Ed. 1991, 509 pag.
4. Burstone CJ et al. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod*, 1961; 31:1-14
5. Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement. *Am J Orthod*, 1960; 46:881
6. Kvam E. Organic tissue characteristics on the pressure side of human premolars following tooth movement, *Angle Orthod*, 1973; 43(1): 18-23
7. Whilhen R.S., Movimento Dentário, Ortodontia, 1975, Set-Dez.; 8 (3): 261-273
8. Interlandi, S. Ortodontia: Mecânica do Arco de Canto – Introdução à Técnica. Edit. Sarvier, 1993, 115p.
9. Melsen B. 2001, Tissue reaction to orthodontic tooth movement – a new paradigm. *European Journal of Orthodontics*. 671-681.
10. Marcotte M.R., Biomecânica em Ortodontia, 2ª ed. Liv. Santos, 2003
11. Adams, C.P., Aparelhos ortodônticos Removíveis, 5ª ed. Liv. Santos, 1987
12. Dickson, E.C., Wheatly, A.E., An Attos of Removable Orthodontic Appliances. 2ª ed, London, Piton Publishing, 1978
13. Allan Schossberg B.A., The removable Orthodontic Appliance. *Dent. Clin. N. Am.* 16:487-95, 1972
14. Cabrera, C., Cabrera, M., Ortodontia Operacional, Ed. Produções Interactivas, p. 13-32; 2000
15. Consolaro A. Movimentação dentária induzida: biologia aplicada à prática clínica. In: Consolaro A. Reabsorções Dentárias nas Especialidades Clínicas. Maringá: Dental Press; 2002. p. 221-57.

16. Reitan, K.; Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod.*, 46: 881, 1960.
17. Proffit, W.R., Fields Jr, H.W.; *Ortodontia Contemporânea*, Ed. Guanabara-Koogan, Rio de Janeiro, cap. 09, 1995.
18. Burstone, C.J., Norton, L.A., *The Biology of Tooth Movement*, CRC Press, Inc. Boca Raton, 1989.
19. Shirazi M, Nilforoushan D, Alghasi H, Dehpour AR. The role of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Angle Orthod.* 2002;72(3):211-5.
20. Kohno S, Kaku M, Tsutsui K, Motokawa M, Ohtani J, Tenjo K, et al. Expression of vascular endothelial growth factor and the effects on bone remodeling during experimental tooth movement. *J Dent Res.* 2003;82(3):177-82.
21. Rygh P. Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1976 Sept.;70(3):269-81.
22. Lew KK. Orthodontically induced microvascular injuries in the tension zone of the periodontal ligament. *J Nihon Univ Sch Dent.* 1989;31(3): 493-501.
23. Tang 'P, Sims MR, Sampson WJ, Dreyer CW. Evidence for endothelial junctions acting as a fluid flux pathway in tensioned periodontal ligament. *Arch Oral Biol.* 1993 ;38(3):273-6.
24. Proffit, WR. As bases biológicas da terapia ortodôntica. In: Proffit, WR; Fields JR, HW. *Ortodontia Contemporânea*. 3ª Ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p. 280-306.
25. Stains JP, Civitelli R. Cell-to-cell interactions in bone. *Biochem Biophys Res Commun.* 2005; 328(3): 721-7.
26. Moraes FF, Chaves VEA, Fava M. Fundamentos Histológicos Aplicados à Ortodontia. In: Interlandi S. *Ortodontia: bases para iniciação*. 5ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002. p. 89-100.
27. Ferreira FAC. Biomecânica do Movimento Dental. In: Ferreira FV. *Ortodontia: Diagnóstico e Planejamento Clínico*. 5ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2002. p. 363-398.
28. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod.* 1974;44(1): 68-82.
29. Langlade, M., *Terapeutica Ortodôntica*, 3a Ed., Ed. Livraria Santos, São Paulo, p. 1-25, 1993.
30. Silva, C., *O Movimento Dentário Ortodôntico*, 1ª ed. 2007
31. Moyers, R.M., *Handbook of Orthodontics*, Year Book MP, Inc, 3ªed, 1980

32. Meyer, R.S., Bachmann, K., Harmsen, B. The Computer Simulation of Orthodontic Tooth Movement. *Fortschr Kieferorthop*, 51(4), 238-42, 1990.
33. Soncini, M., Pietrabissa, R., Natali, A. Simulation of the Tooth Movement during Orthodontic Treatment. In *Proceedings of the 12th Conference of the European Society of Biomechanics* (Dublin, UK, 2000), 331.
34. Fung, Y.C., *Biomechanics-Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer Verlag. 1993.
35. Oliveira, E. J. Biomecânica básica para ortodontistas. 1. ed. Belo Horizonte: UFMG, 2000. 196p.
36. Mc Guinness, N. et al. Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament: a finite element study. *Angle Orthod*, Appleton, v. 62, no. 1, p. 15-22, Jan. 1992
37. Ren, Y.; Maltha, J. C.; Kuijpers-Jagtman, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*, Appleton, v. 73, no. 1, p. 86-92, Jan. 2003.
38. Rezende, I. C. B. Relação entre a perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos. 2000. 72 f. Monografia (Especialização em Ortodontia) - Centro de Odontologia e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.
39. Rubin, C. et al. Stress analysis of the human tooth using a threedimensional finite element model. *J Dent Res*, Washington, v. 62, no. 2, p. 82-86, Feb. 1983.
40. Tanne, K.; Inoue, Y.; Sakuda, M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*, Appleton, v. 65, no. 2, p. 123-128, 1995.
41. Middleton, J.; Jones, M. L.; Wilson, N. A. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng*, Surrey, v. 12, no. 4, p. 319-327, Jul. 1990.
42. Tanne, K.; Sakuda, M.; Burstone, C. J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 92, n. 6, p. 499-505, Dec. 1987.
43. Williams, K. R.; Edmundson, J. T. Orthodontic tooth movement analyzed by the finite element method. *Biomaterials*, Guildford, v. 5, no. 6, p. 347-351, Nov. 1984.
44. Burstone, C. J.; Pryputniewicz, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 77, no. 4, p. 398-409, Apr. 1980.

45. Caputo, A. A.; Chaconas, S. J.; Hayashi, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 65, no. 3, p. 250-259, Nov. 1974.
46. Andersen, K. L.; Pedersen, E. H.; Melsen, B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 99, no. 5, p. 427-40, May, 1991.
47. Tanne, K.; Sakuda, M. A dynamic analysis of stress in the tooth and its support structures: the use of the finite element method as numerical analysis (abstr.). *J Japanese Orthod Sch*, Tokyo, v. 38, n. 4, p. 374-382, 1979.
48. Tanne, K.; Burstone, C.; Sakuda, M. Biomechanical responses of tooth associated with different root lengths and alveolar bone heights: changes of stress distributions in the PDL. *J Osaka Univ Dent Sch*, Osaka, v. 29, p. 17-24, Dec. 1989.
49. Stetson, K.A.; Brohinsky, W.R. "Electro-Optic Holography and its Application to Hologram Interferometry", *Applied Optics*, vol.24, nº20, pág. 3631-3637, 1985.
50. Creath, K.; Slettemoen G.Å.; "Vibration-Observation Techniques for Digital Speckle-Pattern Interferometry", *J. Opt. Soc. Am. A*, Vol. 2, nº2, 1985.
51. Lage, A.L.V.S.; "Técnicas Ópticas na Análise de Fenómenos Dinâmicos", Tese de Doutorado, Faculdade de Eng^a. da Universidade do Porto, 1987.
52. Reis Campos, J.C., Estudo mediante procedimentos holográficos, de extensometria e fotoelasticidade das zonas de pressão nas extensões distais das próteses parciais removíveis, Tese de Doutorado, 2005
53. R.Powell and K.Stetson, "Interferometric vibration analysis by wavefront reconstruction", *J.Opt.Soc.Am*, Vol. 55, pág. 1593-1598, 1965.
54. K.A. Stetson and R.L. Powell, "Interferometric hologram evaluation and real-time vibration analysis of diffuse objects", *Journal of the Opt. Soc. of America*, Vol. 55, pág. 1694-1695, 1965.
55. Butters, J.N.; Leendertz, J.A., "Speckle Pattern and Holographic Techniques in Engineering Metrology", *Optics and Lasers Technology*, pág.26-30, 1971
56. Macovsky, A.; Ramsey, S.D.; Schaefer, L.F.; "Time-Lapse Interferometry and Contouring Using Television Systems", *Applied Optics*, Vol.10, nº12, pág.2722-2727, 1971.
57. Schwomma, O. "Holographisch-Interferometrisches oder moirémetrisches Verfahren", *Patente de invenção* 298 830, Austria, 1972.
58. Lokberg, O.J.; Malmo, J.T.; Strand, A. "TV-Holography - a Tool for Vibration Measurements", *Noise & Vibration Control Worldwide*, pág. 286-289, Out. 1987.

59. E.Leith and J.Upatnieks, "Wavefront reconstruction with diffused illumination and threedimensional objects", J.Opt.Soc.Am, Vol. 54, 1964.
60. Chorres, J., Uono, C., Batista, L. *et al.* Interferometria holográfica en odontología: revisión de literatura. *Rev. Estomatol. Herediana*, jul./dic. 2005, vol.15, no.2, p.171-177. ISSN 1019-4355.
61. Consolaro, A., Forças Intermitentes podem ser convenientes no tratamento ortodôntico, *Ver.Clin.Ortodon. Dental Press*, Maringá, v.5, n.5 – out/nov. 2006
62. Andrews, L. F. FORCES (tenhours theory) in the straightwire appliance: syllabus of philosophy and techniques. San Diego: [s.n.], 1975.
63. Cuoghi, O. A. Avaliação dos primeiros momentos da movimentação dentária induzida: estudo microscópico em macacos Cebus apella. 1996. Tese Doutorado Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 1996.
64. Nanda R, and Kuhlberg A., Biomechanics in Clinical Orthodontics, Saunders Co.,1997
65. Graber, T.M., Neumann, B., Aparelhos Ortodônticos Removíveis, 2edPanomerica, São Paulo, 1987
66. Roberts, W. E., Huja, S., Roberts, J. A., Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives, *Seminars in Orthodontics*, vol. 2, p. 123-161, 2004.
67. Carvalho, L., Estudo numérico e experimental do sistema biomecânico osso-implante dentário, Tese de Doutorado, 2007
68. Kohno, T., Matsumoto, Y., Kanno, Z., Warita, H., Soma, K., Experimental tooth movement under light orthodontic forces: rates of tooth movement and changes of the periodontium *J. Orthod.* 2002 29: 129-136
69. Tanne, K, Yoshida, S, Kawata, T, Sasaki, A, Knox, J, Jones, M.L., An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects *J. Orthod.* 1998 25: 109-115
70. Jones, M. L., Hickman, J., Middleton, J., Knox, J., Volp, C. A Validated Finite Element Method Study of Orthodontic Tooth Movement in the Human Subject *J. Orthod.* 2001 28: 29-38
71. Natali, A.N., Dental Biomechanics, Taylor & Francis Ed. 2003
72. Ferreira M.A., Luerson M.A., Borges P.C., Análise do Desempenho Mecânico de um Protótipo de Alça de Retracção Ortodôntica através do Método de Elementos Finitos, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, Évora – Portugal, 8 e 9 de Fevereiro de 2007

73. Pulter M.J., Pulter L.C.B.P., Coelho U., Borges P.C., Forças Produzidas por Arcos DKH no Fechamento de Espaços Ortodônticos, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, Évora – Portugal, 8 e 9 de Fevereiro de 2007
74. Talaia P., Milezeweski M.S., Silva J.C.C., Kalinowski H.J., Simões J.A., Construção de Modelo Experimental e Numérico para o Estudo de Aparelhos Ortodônticos, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, Évora – Portugal, 8 e 9 de Fevereiro de 2007
75. Carvalho L., Simões J.A., Estudo Comparativo, pelo Método dos Elementos Finitos, entre Duas Leis Constitutivas Utilizadas para Caracterizar o Ligamento Periodontal, 2º Encontro Nacional de Biomecânica, Évora – Portugal, 8 e 9 de Fevereiro de 2007
76. Lopes H.M.R., Desenvolvimento de técnicas interferométricas, contínuas e pulsadas, aplicadas à análise do dano em estruturas compósitas, Tese de doutoramento, 2007
77. Meireles J.K.S., Ursi W., Centrex: Uma proposta de sistema de forças ortodônticas para actuação no centro de resistência, R Dental Press Ortodon Ortop Facial v. 12, n. 6, p. 38-47, nov./dez. 2007