



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO CUSPÍDEA NO
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO RADICULAR
EM PRÉ-MOLARES

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa para obtenção do
grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:

Ricardo Jorge da Costa Figueiredo

Viseu, 2018



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO CUSPÍDEA NO
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO RADICULAR
EM PRÉ-MOLARES

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa para obtenção do
grau de Mestre em Medicina Dentária

Por: Ricardo Jorge da Costa Figueiredo

Orientador: Prof. Doutor Helder José Martins Esteves

Coorientador: Prof. Doutor Daniel Filipe Albuquerque

Viseu, 2018

Agradecimentos

O meu primeiro e maior agradecimento é dirigido ao Professor Doutor Helder Esteves, pela disponibilidade demonstrada ao longo da realização deste trabalho. O meu mais sincero obrigado pelo apoio crucial, pela orientação e pelos conselhos acertados que foram fundamentais para que os objetivos inicialmente estipulados fossem cumpridos.

Igualmente fulcral para o desenvolvimento deste estudo foi o contributo do Professor Doutor Daniel Albuquerque, a quem eu quero agradecer pelo tempo despendido, pela ajuda preciosa e pelos conhecimentos transmitidos.

Um agradecimento especial aos meus pais, Jorge e Cristina Figueiredo, aos meus avós, António Gaspar, Maria Helena, Conceição e António, às minhas primas, Edna e Marlene, e aos meus tios Fernando e Felicidade, por me ensinarem o valor do esforço e do trabalho. Sei, que para onde for, os valores que me inculcaram vão acompanhar-me para sempre.

Um agradecimento especial para a minha irmã, Ana Rita, que sempre me apoiou em todos os momentos.

À minha namorada e melhor amiga, Íris, por ter passado todos os bons e maus momentos ao meu lado.

Ao meu binómio, Jorge, que fez com que me tornasse um melhor Médico Dentista.

A todos os meus colegas, funcionários e professores, obrigada pela amizade e pelo carinho.

Resumo

Introdução: A literatura informa que a variação da inclinação cuspídea tem influência na deformação do ligamento periodontal, tanto a nível apical como cervical. Esta deformação parece estar relacionada com lesões dentárias e trauma oclusal, assim como o aumento e agravamento da periodontite.

Objetivo: Estudo *in vitro* da deformação radicular nas porções cervical e apical através da variação da inclinação cuspídea na presença de duas cargas estáticas axiais e não-axiais.

Materiais e métodos: Selecionaram-se aleatoriamente 6 pré-molares mandibulares. O ligamento periodontal e o osso cortical foram simulados de acordo com o módulo de elasticidade. Nas regiões apical e cervical foram colocados 2 extensómetros para determinar as deformações resultantes de uma carga estática axial e outra a 45° em relação longo eixo dentário, com uma intensidade de 50N. Os dados foram analisados utilizando $p = 0,05$.

Resultados: Os valores de deformação máximo e mínimo, foram registados através da aplicação da força não-axial, com 4,80µm na região cervical e 0,01µm na região apical. A média da deformação cervical foi de 0,59µm para forças axiais e 1,5µm para forças não-axiais, enquanto que para a região apical registaram-se deformações de 0,49µm e 0,13µm, para as mesmas forças. A inclinação cuspídea tem influência na deformação registada a nível apical, contudo não foram registadas diferenças significativas a nível cervical. Verificou-se ainda que existem diferenças significativas na deformação radicular com aplicação de forças axiais e não-axiais.

Conclusão: A inclinação cuspídea tem influência na deformação radicular na porção apical, no entanto, o mesmo não se verifica na região cervical. Forças não-axiais criaram uma deformação cervical significativamente maior do que as forças axiais. A nível apical, o inverso foi verificado. Há todo o interesse em aprofundar o estudo de forma a compreender quais as diferenças e poder estimar a deformação radicular com a variação da inclinação cuspídea.

Palavras-chave: Análise de stress dentário; Extensómetro; Forças de mastigação; Raiz dentária; Biomecânica

Abstract

Introduction: Literature established that cusp inclination influences periodontal ligament strain, apical and cervically. This strain appears to be related with dental lesions and occlusal trauma, as well as increase of periodontitis.

Objective: *In vitro* study of cervical and apical portions of dental root through variation of cusp inclination, in the presence of axial and non-axial static loads.

Materials and methods: 6 mandibular premolars were randomly selected. Periodontal ligament and cortical bone were simulated based on their elastic modulus. Two strain gauges were placed in the cervical and apical portions to determine resulting strains from a static load of 50N, axial and 45° with the tooth's long axis. Data was analyzed using $p = 0,05$.

Results: Maximum and minimum strain values were registered applying non-axial loads, with cervical value being 4,80µm and an apical value of 0,01µm, respectively. Cervical mean strain was 0,59µm for axial loads and 1,5µm for non-axial loads, while apical mean strains were 0,49µm and 0,13µm for the same loads. Cusp inclination influences apical strain, however significant differences were not found cervically. Significant differences in root strain were identified between axial and non-axial loads.

Conclusion: Cusp inclination influences root strain apically, however, the same does not apply to cervical region. Non-axial loads increased cervical strain significantly when compared to axial loads. Apically, the opposite was verified. This study ought to be continued to understand the differences and to estimate radicular strain with variations of cusp inclination.

Key-words: Dental stress analysis; Strain gauge; Bite force, Tooth root; Biomechanics

ÍNDICE

1.	INTRODUÇÃO	1
1.1.	ENQUADRAMENTO AO TEMA	3
1.2.	ANATOMIA FUNCIONAL E BIOMECÂNICA DOS TECIDOS PERIODONTAIS	4
1.2.1.	Gengiva.....	4
1.2.2.	Ligamento periodontal.....	5
1.2.3.	Osso alveolar.....	6
1.3.	ESTUDO DAS FORÇAS OCLUSAIS	7
1.3.1.	Força de mastigação	7
1.3.2.	Forças oclusais nas arcadas dentárias	8
1.3.3.	Consequências das forças oclusais na raiz dentária	9
1.4.	MÉTODOS ANALÍTICOS DA DEFORMAÇÃO EM DENTES NATURAIS	10
1.4.1.	Strain Gauge – Extensómetros	10
1.4.1.1.	Colagem dos sensores.....	11
1.4.1.2.	Obtenção da deformação mecânica	11
1.4.1.3.	Aplicações na Medicina Dentária.....	13
2.	OBJETIVOS.....	15
3.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1.	MATERIAIS E INSTRUMENTOS.....	21
3.2.	METODOLOGIA.....	22
3.2.1.	Pesquisa bibliográfica.....	22
3.2.2.	Estudo da deformação radicular por influência da variação da angulação cuspídea	23
3.2.2.1.	Seleção da amostra	23
3.2.2.2.	Medição do longo eixo dentário e angulação cuspídea.....	23
3.2.2.3.	Inclusão dos modelos de estudo	24
3.2.2.4.	Aplicação da força nos modelos de estudo	26
3.2.2.5.	Obtenção das medições.....	28
3.2.2.6.	Tratamento dos dados e análise estatística.....	29
4.	RESULTADOS	31
4.1.	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	33
4.2.	DESENHO DO ESTUDO E VALORES DA DEFORMAÇÃO RADICULAR	34
4.3.	DETERMINAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR NA REGIÃO CERVICAL E APICAL POR AÇÃO DE FORÇAS APLICADAS NA VERTENTE INTERNA DA CÚSPIDE VESTIBULAR DE PRÉ-MOLARES	35
4.3.1.	Médias da deformação cervical	35
4.3.2.	Médias da deformação apical.....	36
4.4.	RELAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR ATRAVÉS DA VARIAÇÃO DA ANGULAÇÃO DA CÚSPIDE VESTIBULAR	37
4.4.1.	Relação da deformação cervical com a angulação cuspídea	37
4.4.2.	Relação da deformação apical com a angulação cuspídea	38
4.5.	RELAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR POR APLICAÇÃO DE UMA FORÇA PONTUAL AXIAL (F_1) E NÃO-AXIAL (F_2)	39
4.5.1.	Relação da deformação cervical com aplicação de força axial e não-axial.....	39
4.5.2.	Relação da deformação apical com aplicação de força axial e não-axial	40
5.	DISCUSSÃO.....	41
6.	CONCLUSÃO.....	47
7.	BIBLIOGRAFIA	51
8.	APÊNDICES.....	59
	Apêndice 1	61
	Apêndice 2	62
	Apêndice 3	63
	Estatística de relação da deformação cervical com a angulação cuspídea	63
	Apêndice 4	64
	Estatística de relação da deformação apical com a angulação cuspídea	64
	Apêndice 5	65
	Estatística de relação da deformação cervical com a variação de direção das forças aplicadas.....	65
	Apêndice 6	66
	Estatística de relação da deformação apical com a variação de direção das forças aplicadas.....	66
	Apêndice 7	67

Índice de Figuras

Figura 1 - Esquema representativo do ligamento periodontal. Adaptado: Ten Cate's Oral Histology (14).....	5
Figura 2 - Representação gráfica de um strain gauge. 1 – Terminal; 2 – Padrão de resistência sensível à deformação; 3 – Comprimento do sensor (L)	10
Figura 3 - Determinação da angulação cuspídea anatómica com recurso ao programa ImageJ®	23
Figura 4 - Etapas para a simulação do ligamento periodontal: 1 - Inclusão em alginato; 2 - Colocação de Impregum F abaixo da JAC; 3 - Nova inclusão no molde de alginato previamente realizado; 4 - Obtenção do ligamento periodontal simulado.....	24
Figura 5 - Colocação dos sensores nos pré-molares: 1 – Strain Gauge; 2 – Fios de ligação	25
Figura 6 - Inclusão dos pré-molares em resina.....	25
Figura 7 - Aplicação de F1 na vertente distal da cúspide vestibular	26
Figura 8 - Aplicação de F2 na vertente distal da cúspide vestibular.	27
Figura 9 - Esquema utilizado para a aquisição de medições. 1- Resistência Cervical; 2- Resistência Apical.....	28
Figura 10 – Máquina de testes em funcionamento	29
Figura 11 - Controlo do posicionamento dos sensores e da redução cuspídea através de raio-x	61

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Resumo das principais características dos tecidos periodontais: Fontes (15–18)	6
Tabela 2 - Forças de mastigação. Fonte: Cho(3) (Adaptado).....	8
Tabela 3- Pesquisa realizada na Medline® (PubMed).....	22
Tabela 4 - Resumo do desenho do estudo	27
Tabela 5 - Medições dos dentes e respetivo índice coroa/raiz	33
Tabela 6 - Valores de deformação radicular multiplicados pelo índice coroa/raiz (padronizados)	34
Tabela 7 - Média da deformação cervical com aplicação de forças axiais	35
Tabela 8 – Média da deformação cervical com aplicação de forças não-axiais.....	35
Tabela 9 - Média da deformação apical com aplicação de forças axiais	36
Tabela 10 - Média da deformação apical com aplicação de forças não-axiais	36
Tabela 11 – Valores médios da deformação cervical em função da variação da angulação cuspídea.....	37
Tabela 12 - Estatística de Kruskal-Wallis para verificar a relação entre a deformação cervical e a variação da inclinação cuspídea	37
Tabela 13 – Valores médios da deformação apical em função da variação da angulação cuspídea.....	38
Tabela 14 - Estatística de Kruskal-Wallis para verificar a relação entre a deformação apical e a variação da inclinação cuspídea	38
Tabela 15 – Valores médios da deformação cervical em função de F_1 e F_2	39
Tabela 16 - Estatística de Mann-Whitney para verificar a relação entre a deformação cervical e a variação da direção das forças aplicadas na cúspide vestibular	39
Tabela 17 – Valores médios da deformação apical em função de F_1 e F_2	40
Tabela 18 - Estatística de Mann-Whitney para verificar a relação entre a deformação apical e a variação da direção das forças aplicadas na cúspide vestibular	40
Tabela 19 - Desenho do estudo e valores da deformação radicular para cada grupo	62
Tabela 20 - Teste de Shapiro-Wilk	63
Tabela 21 - Teste de Shapiro-Wilk	64
Tabela 22 - Teste de Shapiro-Wilk	65
Tabela 23 - Teste de Shapiro-Wilk	66

Índice de Gráficos

Gráfico 1 - Angulação anatômica de cada pré-molar	33
Gráfico 2 - Gráfico da normalidade de relação entre a variação angulação e deformação cervical	63
Gráfico 3 - Gráfico da normalidade de relação entre a variação angulação e deformação apical	64
Gráfico 4 - Gráfico da normalidade de relação entre a incidência das forças e deformação cervical	65
Gráfico 5 - Gráfico da normalidade de relação entre a incidência das forças e deformação apical	66
Gráfico 6 - Comparação da média da deformação em cervical e apical com aplicação de F1 e F2.....	67

Índice de Equações

Equação 1 – Equação do fator de Gauge. GF – Fator de Gauge (adimensional); ΔR – Variação da resistência elétrica (Ω); R – Resistência original do sensor (Ω); ΔL – Variação no comprimento do sensor (m); L – Comprimento original do sensor (m). Fonte: Hoffman(34).....	11
Equação 2 – Equação do fator de Gauge em relação a ΔL . Fonte: Hoffman(34).....	11
Equação 3 - Índice coroa/raiz utilizado para obter os valores de deformação padronizado	28

1. INTRODUÇÃO

1.1. ENQUADRAMENTO AO TEMA

Os dentes estão sujeitos a forças oclusais que variam em intensidade, no ponto de aplicação e no ritmo. Estas são transmitidas ao osso alveolar através do ligamento periodontal, que rodeia toda a porção radicular. Nesta área podem gerar-se grandes níveis de stress e deformação na raiz dentária, que estão relacionados com fraturas coronárias ou corono-radiculares, problemas periodontais e/ou endodônticos, constituindo um problema de saúde oral. Deste modo, o estudo da deformação radicular é relevante para a identificação da etiologia dos problemas referidos.(1,2)

Vários métodos analíticos têm sido utilizados para avaliar a biomecânica dentária. Entre eles encontram-se a análise fotoelástica, a microscopia por luz polarizada, a análise de elementos finitos e a utilização de *strain gauges*. Os *strain gauges* apresentam-se como um método viável para o estudo das deformações que ocorrem na coroa dentária. Através da aplicação de forças que se enquadram no âmbito funcional da mastigação, e fazendo variar a angulação cuspídea de pré-molares, é possível determinar a deformação radicular, prevendo, dessa forma, a possível formação de lesões cervicais e deformações apicais, relacionando-as com a inclinação cuspídea. No entanto, o número de estudos que examinam a deformação a nível radicular é reduzido e não apresentam qualquer relação sobre a angulação cuspídea, bem como as possíveis repercussões que as forças oclusais podem ter na raiz dentária.(3-6)

1.2. ANATOMIA FUNCIONAL E BIOMECÂNICA DOS TECIDOS PERIODONTAIS

O periodonto é definido como o conjunto de tecidos que suporta o dente e inclui a gengiva, o ligamento periodontal, o cemento e o osso alveolar. Esta complexa estrutura compreende várias funções, das quais se podem destacar a ligação das peças dentárias aos maxilares, o isolamento da porção radicular do restante meio oral, a proteção contra forças oclusais e a propriocepção. Pode ser entendida como uma articulação específica, gonfosa, permitindo alguma movimentação dentária dentro do alvéolo durante o ato mastigatório. Esta mobilidade constitui uma vantagem evolutiva, pois facilita a dissipação das forças oclusais, bem como um mecanismo de *feedback* proprioceptivo, estabelecendo uma regulação da força mastigatória pelo sistema neuromuscular. (1,7)

1.2.1. Gengiva

A erupção dentária constitui uma descontinuidade na barreira epitelial da cavidade oral. Os tecidos gengivais vêm providenciar o selamento necessário entre o dente e o epitélio oral, constituindo o principal mecanismo de defesa contra infecções microbianas, as quais podem causar doenças periodontais. Anatomicamente, este tecido é dividido em dois constituintes: gengiva livre e gengiva aderida. Fibras de colagénio do tipo I, que constituem 65% das fibras, têm como principal função aderir a gengiva aos tecidos dentário e ósseo. Apicalmente, denota-se a junção muco-gengival, entre o tecido queratinizado, que constitui a gengiva, e o tecido não queratinizado, de coloração avermelhada, que constitui a mucosa alveolar. Para além das características anatómicas, a gengiva desempenha um papel importante na distribuição das forças durante a mastigação, protegendo os tecidos subjacentes, como o osso alveolar, de tensões excessivas. Segundo os estudos de *Goktas et al*, a gengiva aderida é mais resistente que a mucosa oral não-queratinizada, estando mais apta a suportar essas tensões mastigatórias.(7-11)

1.2.2. Ligamento periodontal

Consiste num tecido fibroso denso com aproximadamente 0.25 mm de espessura cuja principal função é a ligação do dente ao osso alveolar. À semelhança da gengiva, é constituído maioritariamente por fibras de colagénio tipo I, as quais formam a interface entre cemento e osso alveolar. Estas fibras podem ser horizontais, obliquas ou verticais, de acordo com a sua localização, respetivamente, no terço coronal, no terço médio ou no terço mais apical da raiz (Figura 1). Na porção apical do ligamento periodontal, estão localizados a grande maioria dos mecanorreceptores, responsáveis pelo *feedback* proprioceptivo durante a mastigação, controlando as tensões oclusais e os movimentos da mastigação. As fibras, durante o repouso, não se encontram totalmente distendidas e, por isso, permitem uma ligeira movimentação dentária. Particularmente bem adaptado a suportar as consideráveis cargas oclusais, atua como amortecedor, adsorvendo e dissipando as forças aplicadas no dente durante a função.(1,7,11–13)

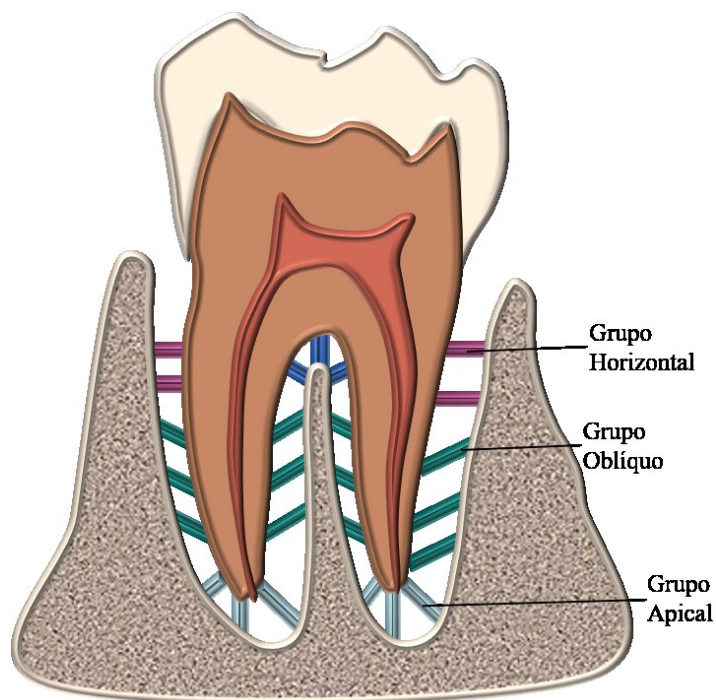


Figura 1 - Esquema representativo do ligamento periodontal. Adaptado: Ten Cate's Oral Histology (14)

1.2.3. Osso alveolar

Também designado por processo alveolar, consiste numa cortical externa de osso compacto, osso esponjoso ou trabecular no centro, e osso de revestimento do alvéolo. A cortical externa e o osso alveolar encontram-se na crista alveolar. Tem como principal função revestir e suportar os dentes, formando os alvéolos dentários. A cortical óssea é geralmente mais fina na maxila e está presente em maior quantidade na região vestibular mandibular dos pré-molares e molares. O osso trabecular apenas está presente na região dos dentes posteriores, pois, na região dos dentes anteriores, o osso cortical funde-se com o osso alveolar. O osso alveolar apresenta zonas densas que servem de ponto de inserção das fibras de *Sharpey* (principais fibras do ligamento periodontal) e zonas perfuradas para a passagem dos feixes vasculo-nervosos, que comunicam entre o osso trabecular e o ligamento periodontal. Esta íntima relação entre osso e ligamento periodontal, de um ponto de vista biomecânico, permite a dissipação das forças oclusais, que atravessam o ligamento para o alvéolo. (1,2,7,11)

Tabela 1 - Resumo das principais características dos tecidos periodontais: Fontes (15-18)

	<i>Função anatômica</i>	<i>Função biomecânica</i>	<i>Módulo de elasticidade (MPa)</i>
<i>Gengiva</i>	Barreira epitelial	Distribuição de forças	-
<i>Ligamento periodontal</i>	Conexão dente-osso	Proprioceção, adsorção e distribuição de forças	0,1
<i>Osso alveolar</i>	Suporte dentário	Dissipação de forças	14400

1.3. ESTUDO DAS FORÇAS OCLUSAIS

1.3.1. Força de mastigação

A força de mastigação pode ser dividida em duas componentes: 1) Componente intrínseca, que compreende a morfologia facial, a musculatura, a oclusão, a idade e o género e também o elemento da saúde oral; 2) componente extrínseca, representada pelo tamanho e a dureza do alimento, constituem o segundo. A interdependência destes fatores é determinante para a força que um indivíduo é capaz de gerar durante a mastigação. De acordo com *Koc et al*, a componente esquelética parece ter grande influência na força de mastigação. Segundo o autor, uma morfologia da face mais longa (dolicofacial) está associada a uma força de mastigação reduzida quando comparada com um indivíduo cujo o tipo de face é mais curto (braquifacial). Esta característica está intimamente relacionada com os músculos elevadores da mandíbula, pois a atividade eletromiográfica é máxima em indivíduos braquifaciais. A força de mastigação pode ser afetada pela idade e género. A força máxima de mastigação de um indivíduo é registada entre os 20 e os 40 anos, sendo superior no género masculino, pois existe, predominantemente, uma maior desenvoltura muscular e diferenças nas fibras. Problemas na dentição, como perda de inserção periodontal e cáries, não parecem afetar a força de mordida. No entanto, a perda dentária, principalmente na região molar, induz a uma perda significativa de poder mastigatório. O uso de próteses removíveis não é adequado para colmatar este problema; contudo, se se optar pela colocação de próteses fixas, a força máxima de mordida pode duplicar. Considerada por *Lepley et al* o fator chave para a performance mastigatória, a oclusão é determinante para a correta função do aparelho estomatognático. Indivíduos com mal oclusões dentárias apresentam funções mastigatórias inferiores comparativamente com indivíduos com oclusões normais.(19–24)

1.3.2. Forças oclusais nas arcadas dentárias

A percepção do mecanismo da mastigação para efeitos terapêuticos com próteses dentárias está dependente da determinação da força de mastigação. No ramo da biomecânica, é importante perceber os valores de referência individuais para cada setor da arcada ou mesmo para uma peça dentária específica, como descrito na Tabela 2. As medições podem ser realizadas direta ou indiretamente, através de transdutores colocados entre ambas as arcadas ou através de leituras eletromiográficas. As forças oclusais tendem a ser, predominantemente, paralelas ao longo eixo dentário; contudo, com os movimentos de deslizamento, podem ser gerados componentes oblíquos ou horizontais. Variando entre indivíduos, as forças oclusais máximas das arcadas dentárias podem estar compreendidas entre 600N e 1200N, sendo que os dentes anteriores apenas conseguem atingir 20% destes valores e as forças funcionais podem alcançar 40% da força máxima de mastigação. (22,25,26)

São inúmeros os fatores que influenciam a medição das forças oclusais. A grande diversidade encontrada nos valores da força máxima de oclusão é explicada pela variabilidade de fatores anatómicos e psicológicos de cada indivíduo.(22)

Tabela 2 - Forças de mastigação. Fonte: Cho(3) (Adaptado)

<i>Dente</i>	Força máxima de mastigação (N)
<i>Pré-molares</i>	206 – 291
<i>1º Molar</i>	234 – 306
<i>2º Molar</i>	221 – 294

1.3.3. Consequências das forças oclusais na raiz dentária

As lesões cervicais não cariosas são processos patológicos caracterizados pela perda de tecido dentário na região da junção amelocementária (JAC) e são independentes de processos bacterianos. Estas lesões são comumente encontradas na prática clínica de Medicina Dentária, tendo como fatores etiológicos o stress oclusal, a biocorrosão e a fricção. Estudos biomecânicos sugerem que forças não-axiais levam a concentrações de stress na região cervical coronal e induzem perda de integridade dentária ou mesmo fraturas nesses locais. A perda de estrutura dentária está intimamente relacionada com a anatomia dentária, estando as lesões de abfração associadas às flexões cuspídeas, sendo mais prevalentes na região vestibular dos pré-molares. A magnitude do stress apical é influenciada pela inclinação cuspídea. Numa superfície oclusal plana não existe a mesma dispersão de forças comparativamente com dentes com cúspides, induzindo um stress apical superior, o que indica que a força oclusal é inicialmente dissipada numa direção perpendicular à angulação cuspídea. O tratamento destas lesões está assim dependente do conhecimento da sua etiologia, forma anatômica e localização na arcada de cada elemento dentário. (6,21,26,27)

1.4. MÉTODOS ANALÍTICOS DA DEFORMAÇÃO EM DENTES NATURAIS

A tensão e deformação nas raízes dentárias, por ação de forças oclusais, pode ser analisada segundo vários métodos, descritos na literatura. A análise fotoelástica oferece um padrão completo da deformação e um campo/mapa de stress de uma determinada superfície de um objeto de estudo. De acordo com o estudo conduzido por *Komatsu et al*, a microscopia por luz polarizada foi aplicada para investigar as alterações nas fibras de colagénio do ligamento periodontal quando sujeito a carga, sendo um método passível de ser utilizado para verificar alterações a nível dos tecidos. A análise de elementos finitos consiste na subdivisão geométrica de um objeto de estudo contínuo num número finito de elementos, que, através de funções matemáticas, apresentam as propriedades originais do objeto em estudo. Vários autores recorreram a este método para o estudo de tensões e deformações na estrutura dentária.(2,17,28–31)

1.4.1. Strain Gauge – Extensómetros

A invenção desta ferramenta é devida ao professor *Arthur Ruge* que, em 1938, a concebeu para ajudar o estudante *John Meier* a investigar o efeito de terremotos em reservatórios de água. Desde então, a sua utilidade tem sido cada vez maior, abrangendo todas as áreas da ciência que efetuem estudos sobre a indução de forças sobre um determinado objeto ou material, incluindo a Medicina Dentária (Figura 2). O *strain gauge*, ou extensómetro, é um transdutor que mede deformações mecânicas em objetos sujeitos a provas mecânicas. À medida que o objeto é deformado, existe uma variação na resistência elétrica, medida através da *ponte de Wheatstone*. Inventada pelo físico inglês, *Sir Charles Wheatstone*, em 1843, permite determinar o valor de resistências elétricas desconhecidas, por comparação com resistências elétricas bem definidas e um valor semelhante. Como este circuito permite leituras muito precisas, é adequado para a medição de variações de resistência muito pequenas, sendo a sua utilidade indispensável nos sensores de deformação.(32,33)

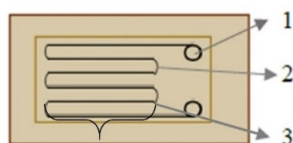


Figura 2 - Representação gráfica de um strain gauge. 1 – Terminal; 2 – Padrão de resistência sensível à deformação; 3 – Comprimento do sensor (L)

1.4.1.1. Colagem dos sensores

Os sensores são colados ao objeto de estudo com uma cola específica. O tipo a utilizar vai depender do período de utilização dos sensores. Se apenas se pretender utilizar estes sensores durante algumas semanas (período curto), é utilizado o cianoacrilato. Caso se pretenda um período mais extenso de utilização, o tipo de cola a utilizar já não será o mesmo. É recomendada a utilização de resina *epoxy* para períodos longos de utilização. Para uma correta adesão dos sensores, a preparação da superfície é um fator de extrema importância. A superfície que vai receber o sensor deve ser bem limpa e, por fim, deve ser seca com um leve jato de ar. O sensor deve ser imediatamente colado para evitar oxidação ou contaminação da área preparada. Caso estes passos não sejam respeitados, as medições podem tornar-se imprevisíveis ou podem ocorrer erros de medição.(34)

1.4.1.2. Obtenção da deformação mecânica

A variação na resistência elétrica está correlacionada com a deformação através do fator de gauge (GF). O GF é definido pela razão entre a variação relativa na resistência elétrica R e a deformação mecânica relativa do sensor L .(34)

Equação 1 – Equação do fator de Gauge. GF – Fator de Gauge (adimensional); ΔR – Variação da resistência elétrica (Ω); R – Resistência original do sensor (Ω); ΔL – Variação no comprimento do sensor (m); L – Comprimento original do sensor (m). Fonte: Hoffman(34)

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}$$

Como é pretendido avaliar a variação absoluta no comprimento do sensor, deve ser exposta a seguinte equação:

Equação 2 – Equação do fator de Gauge em relação a ΔL . Fonte: Hoffman(34)

$$\Delta L = \frac{\Delta R/R}{GF} \cdot L$$

Exemplo prático

- Distensão

Considere que o comprimento original do sensor (L) é de 3,2 mm, o seu fator de gauge (GF) de 2,0 e uma resistência interna de 350 Ω . Após a aplicação de uma força, o valor apresentado no leitor digital da variação de resistência (ΔR) foi de 3,5 Ω . Como o valor da leitura foi positivo, pode concluir-se que o sensor sofreu uma distensão, que pode ser calculada aplicando a equação 2:

$$\bullet \Delta L = \frac{3,5/350}{2} \times 3,2 \times 10^{-3} = 16 \times 10^{-6} \text{ m}$$

Este valor pode ser apresentado em micrómetros:

$$\bullet 16 \times 10^{-6} \text{ m} = 16 \mu\text{m}$$

- Compressão

No caso de ocorrer compressão do sensor, a variação da resistência (ΔR) será apresentada no leitor como sendo negativa. Assumindo que essa variação foi de -35 Ω , temos:

$$\bullet \Delta L = \frac{-35/350}{2} \times 3,2 \times 10^{-3} = 160 \times 10^{-6} \text{ m}$$

Uma vez mais, este valor pode ser representado em micrómetros:

$$\bullet 160 \times 10^{-6} \text{ m} = 160 \mu\text{m}$$

1.4.1.3. Aplicações na Medicina Dentária

Verifica-se que os métodos existentes exibem algumas características menos favoráveis.

A microscopia por luz polarizada apenas apresenta resultados qualitativos, não conseguindo produzir dados quantitativos de valores de deformação ou stress nos tecidos periodontais e dentários.(2,31)

As análises numéricas são realizadas através de deduções de valores que representam matematicamente o modelo físico e essa precisão necessita de ser verificada.(35)

A análise fotoelástica é limitada apenas a materiais com propriedades que mimetizam os tecidos vivos, não permitindo a utilização de tecidos orgânicos para a obtenção de dados.(2,30)

Uma das grandes limitações dos *strain gauges* é permitir apenas a medição de deformação onde se localiza o sensor, fornecendo apenas uma medição focal. Contudo, como é observado na literatura, a sua utilização continua a ser viável. É uma das técnicas mais aplicadas para avaliação da deformação em materiais de Engenharia e também na Medicina Dentária. Com recurso a este método, foi possível analisar deformações em tecidos ósseos e dentários *in vivo*, *in vitro* e com recurso a cadáveres humanos, como é o caso de *Soares et al*, que avaliou a deformação óssea na região anterior mandibular.(2,18,35)

Muitas das aplicações dos *strain gauges* referem-se ao estudo das forças na porção coronal de dentes endodunciados ou que tenham sido submetidos a tratamentos com resinas compostas. Para além das aplicações em tecidos orgânicos, os *strain gauges* foram aplicados também para o estudo das deformações mecânicas em implantes.(3,5,36–38)

Dada à grande aplicabilidade destes sensores na Medicina Dentária e à falta de estudos que relacionem a influência da inclinação cuspídea no comportamento biomecânico radicular, surgiu a necessidade de adaptação de uma metodologia para colmatar as fraquezas dos métodos existentes.

2. OBJETIVOS

OBJETIVOS PRINCIPAIS

1 - Determinação da deformação radicular na região cervical e apical por ação de forças aplicadas na vertente interna da cúspide vestibular de pré-molares:

- a) Relacionar a deformação ocorrida em cervical e apical através da variação da angulação da cúspide vestibular;
- b) Relacionar a deformação ocorrida em cervical e apical por aplicação de uma força pontual axial e não-axial.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. MATERIAIS E INSTRUMENTOS

- a) Base de dados de pesquisa: Medline® (PubMed) e Google® Scholar
- b) Seis pré-molares monorradiculares
- c) Soro fisiológico 0,9% (B. Braun)
- d) Máquina fotográfica Canon® 1300D com objetiva 18-55mm
- e) ImageJ®
- f) Alginato Orthoprint®
- g) Impregum F; 3M ESPE®
- h) Sonda periodontal milimetrada WHO
- i) Ácido ortofosfórico Schmidt Line azul - 37%
- j) 12 Strain Gauges BF350-3AA 350Ω R3S3
- k) Cianoacrilato Loctite®
- l) Resina Poliéster Cristal
- m) Máquina de testes mecânicos
- n) Ponte de Wheatstone com resistências de 352Ω e alimentada a 5V
- o) Conversor analógico-digital (ADS1115)
- p) Microcontrolador (Arduino Uno)
- q) Turbina NSK® M600L
- r) Broca diamantada cilíndrica (komet®)
- s) Impressora 3D Creality 3D Ender®
- t) Microsoft® Excel® 365 (Microsoft®, E.U.A.)
- u) Software IBM® SPSS Statistics, v.24 (Software Statistical Package for the Social Science)

3.2. METODOLOGIA

3.2.1. Pesquisa bibliográfica

Foi realizada uma pesquisa combinando cabeçalhos de termos médicos (*MeSH*) na base de dados Medline® (PubMed). A pesquisa encontra-se descrita na Tabela 3.

Tabela 3- Pesquisa realizada na Medline® (PubMed)

Biomechanics	“Biomechanical Phenomena”[MeSH]
Tooth	“Tooth Root”[MeSH] OR “Tooth Apex”[MeSH]
Stress analysis	“Dental Stress Analysis”[MeSH]
Bite force	“Bite Force”[MeSH]
Search	((("Tooth Apex"[Mesh] OR "Tooth Root"[Mesh]) AND "Biomechanical Phenomena"[Mesh]) AND "Bite Force"[Mesh]) AND "Dental Stress Analysis"[Mesh] NOT "Implant"[All Fields]
Total	4 articles

Pela leitura do título e do abstract foram selecionados 3 artigos que serviram como base de pesquisa para artigos relacionados. Para pesquisas secundárias foi usado também o Google® Scholar, assim como outras palavras-chave consideradas relevantes.

3.2.2. Estudo da deformação radicular por influência da variação da angulação cuspídea

O estudo da deformação radicular foi realizado recorrendo a um modelo experimental com recurso a *strain gauges*. Foram efetuadas 6 etapas para a realização deste estudo, descritas subsequentemente.

3.2.2.1. Seleção da amostra

Foram selecionados 6 pré-molares de acordo com os seguintes critérios de seleção:

- 1) Pré-molares mandibulares
- 2) Apenas uma raiz
- 3) Intactos

Após a extração, por motivos periodontais ou ortodônticos, os dentes foram armazenados em soro fisiológico a 0,9% para a sua conservação e hidratação, por um período não superior a 60 dias. De acordo com os estudos de *Kantoor et al*, esta solução não interfere com as propriedades mecânicas dos tecidos dentários.

Antes da sua utilização, os dentes foram previamente limpos com um copo de borracha e pó de pedra pomes.(18,39)

3.2.2.2. Medição do longo eixo dentário e angulação cuspídea

Cada dente foi colocado em papel quadriculado e fotografado nas quatro faces, procurando que o eixo de incidência fosse perpendicular ao eixo dentário, a uma distância focal de 30 centímetros e com auxílio a tripé. Posteriormente, as fotografias foram introduzidas no programa ImageJ® para determinar o longo eixo dentário e a angulação cuspídea (Figura 3). Foi ainda determinada a proporção coroa/raiz através deste programa.

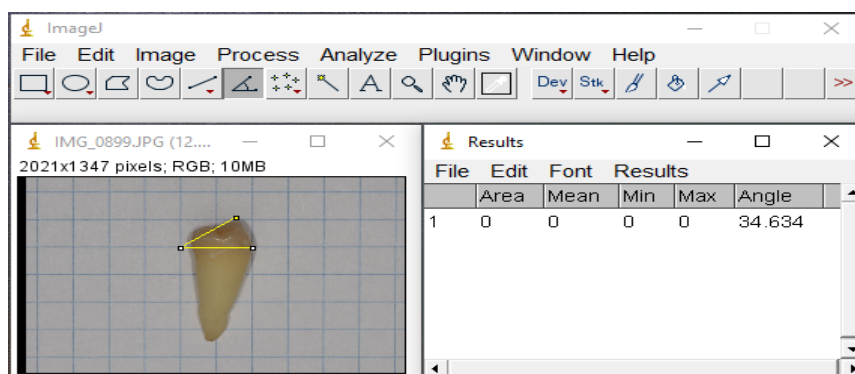


Figura 3 - Determinação da angulação cuspídea anatómica com recurso ao programa ImageJ®

3.2.2.3. Inclusão dos modelos de estudo

Simulação do ligamento periodontal

Cada dente foi incluído em alginato Orthoprint® até à JAC. Após o endurecimento, foi retirado e aplicado silicone Impregum F na superfície incluída no alginato. O dente foi novamente colocado no molde de alginato, com o silicone por polimerizar e foram retirados os excessos que extravasaram. Com recurso a uma sonda periodontal, foi medida a espessura de silicone, confirmando que a espessura estava compreendida entre 0,2 a 0,3mm - correspondendo a metade da ponta da sonda periodontal - para simular o ligamento periodontal(Figura 4).(3,4,11)

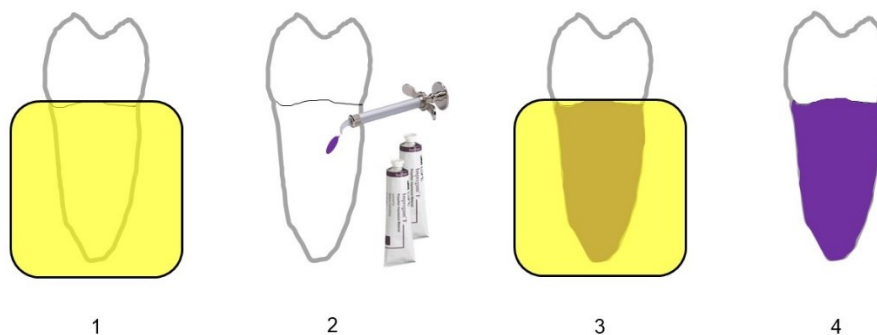


Figura 4 - Etapas para a simulação do ligamento periodontal: 1 - Inclusão em alginato; 2 - Colocação de Impregum F abaixo da JAC; 3 - Nova inclusão no molde de alginato previamente realizado; 4 - Obtenção do ligamento periodontal simulado.

Colocação dos sensores

Os sensores foram colocados na porção radicular cervical do mesmo lado onde as forças iriam ser aplicadas, e na porção mais apical, do lado oposto à incidência das forças. Foi aplicado ácido fosfórico a 37% em gel e, após 15 segundos, foi efetuada lavagem abundante com água durante 15 segundos, com posterior secagem por 10 segundos. Este passo permite uma melhor adesão do sensor.(4,5,40)

Dois *strain gauge* (BF350-3AA 350Ω R3S3) com um comprimento de resistência de 3,2mm, resistência elétrica de 350Ω e 2,1 de Fator de Gauge, foram aplicados na raiz

dentária. A adesão foi realizada com recurso a cianoacrilato Loctite® de acordo com o longo eixo dentário (Figura 5). (5,41)

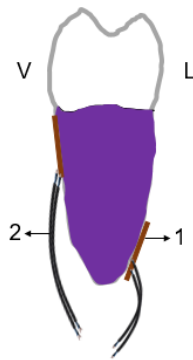


Figura 5 - Colocação dos sensores nos pré-molares: 1 – Strain Gauge; 2 – Fios de ligação

Simulação do osso alveolar

O complexo dente-sensor-silicone foi incluído em Resina Poliéster Cristal, de acordo com o longo eixo dentário, até 3mm da JAC, com auxílio de cubos ocas com superfície cilíndrica interna, obtidos com auxílio impressora 3D. Estes cubos tinham dimensões internas de 24mm de diâmetro e 17mm de altura e continham 4 furos na base para permitir a passagem dos fios dos sensores. Esta resina foi escolhida porque o seu módulo de elasticidade é de 13500MPa sendo muito semelhante ao do osso cortical, apresentado na Tabela 1. O posicionamento dentário foi semelhante para todos os dentes, que foram colocados segundo o longo eixo dentário(Figura 6).(18)

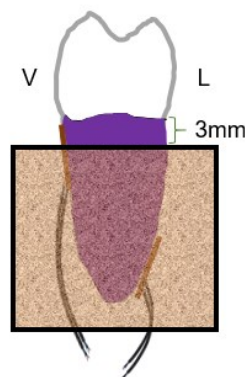


Figura 6 - Inclusão dos pré-molares em resina

3.2.2.4. Aplicação da força nos modelos de estudo

Cada modelo foi submetido a uma carga estática de 50N, durante 60 segundos, com recurso a uma máquina de testes mecânicos, desenvolvida no Instituto Superior Técnico de Viseu com recurso a impressão 3D, até serem obtidas as leituras da deformação radicular. A aplicação da força foi realizada na vertente distal da cúspide vestibular, através de uma barra de aço com uma ponta esférica com 2mm de diâmetro. As forças aplicadas encontram-se dentro dos limites fisiológicos para os pré-molares.(3,5,6,21,26,29,37)

Pré-molares com angulação cuspídea anatómica

A primeira medição foi realizada com uma carga estática axial de 50N, paralela ao longo eixo dentário, correspondendo a F_1 (Figura 7).(42)

Através de uma plataforma que permite regular o ângulo de incidência da força, foi modificada a inclinação do eixo dentário, para que este estivesse a 45° com o plano horizontal, sendo novamente aplicada uma carga estática de 50N, correspondendo a F_2 (Figura 8).(43)

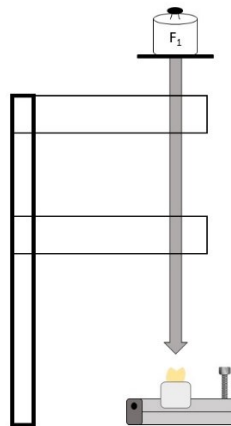


Figura 7 - Aplicação de F_1 na vertente distal da cúspide vestibular

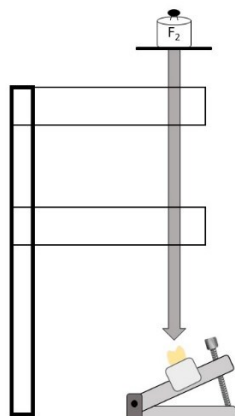


Figura 8 - Aplicação de F_2 na vertente distal da cúspide vestibular.

Variação da angulação cuspídea

Após terem sido realizadas as medições em cada dente com a cúspide intacta, foram realizados cortes a cada cúspide previamente testada, com o auxílio de turbina e broca cilíndrica diamantada, de modo a que se fizesse variar a sua angulação para a segunda condição de teste. Previamente ao teste, foi auferida a angulação cuspídea como descrito na secção 3.2.2.2.. Este procedimento foi repetido para as restantes condições de teste, perfazendo um total de quatro medições para cada objeto de estudo. Estas medições foram verificadas ainda com recurso a raio-x (Apêndice 1).

O desenho do estudo está descrito na Tabela 4, que representa cada condição submetida a teste.(3,5,18,21,29,44)

Tabela 4 - Resumo do desenho do estudo

<i>Condição a testar</i>	Variável	Aplicação de F_1 - paralela ao longo eixo dentário (N)	Aplicação de F_2 - 45° em relação ao longo eixo dentário (N)
1	Angulação anatómica	50	50
2	Angulação cuspídea de 30°	50	50
3	Angulação cuspídea de 20°	50	50
4	Angulação cuspídea de 10°	50	50

3.2.2.5. Obtenção das medições

Os *strain gauges* utilizados em cada pré-molar foram conectados a uma ponte de *Wheatstone* com uma resistência de 352Ω. O desequilíbrio da ponte foi monitorizado por dois sensores HX711 (sensores utilizados em balanças de precisão comerciais). Com recurso a um microcontrolador, os valores lidos pelos sensores foram processados e posteriormente convertidos em valores de resistência elétrica, apresentados num *LCD*. Para melhorar a precisão deste sistema, foram aplicadas técnicas de processamento digital de sinal (filtragem) com objetivo de minimizar ruídos elétricos e térmicos. Por consequência, o sistema utilizado permite realizar medições com uma amplitude de 44 micrómetros ($\pm 22 \mu\text{m}$) com um erro de medição de 44 nanómetros, podendo este último ser negligenciado (Figura 9).

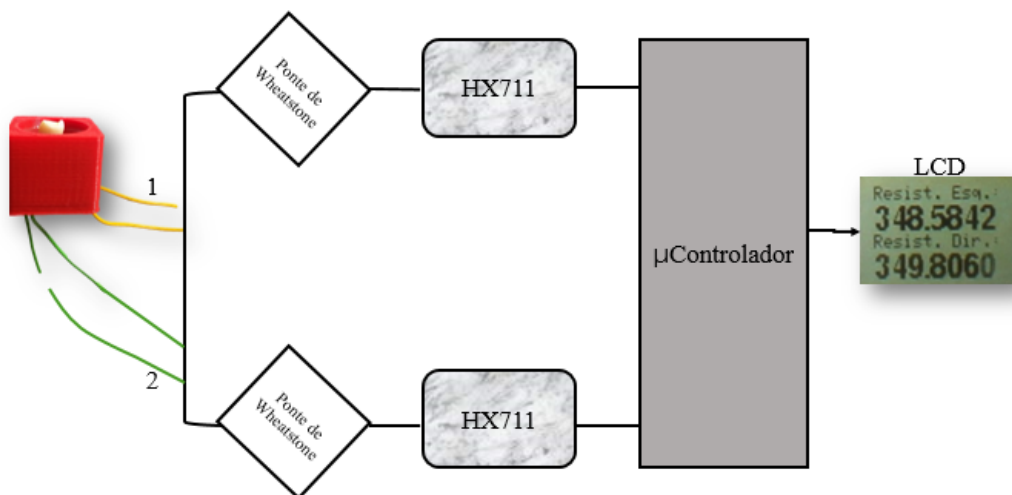


Figura 9 - Esquema utilizado para a aquisição de medições. 1- Resistência Cervical; 2- Resistência Apical

Cada valor de deformação foi obtido através de leitura digital da variação de resistência dos sensores. Aplicando a fórmula da equação 2, foi possível obter os valores da deformação (Apêndice 2). De modo a padronizar as leituras obtidas para todos os pré-molares, segundo a componente radicular, todos os valores da deformação foram multiplicados pelo índice coroa/raiz, obtido através da aplicação da Equação 3:

$$I_{cr} = \frac{\text{tamanho da coroa}}{\text{tamanho da raiz}} \text{ (mm)}$$

Equação 3 - Índice coroa/raiz utilizado para obter os valores de deformação padronizado



Figura 10 – Máquina de testes em funcionamento

3.2.2.6. Tratamento dos dados e análise estatística

Os valores da deformação nas raízes, medida com recurso a *strain gauges*, foi posteriormente inserida no software *Microsoft® Excel*, para a análise dos dados obtidos. Foi ainda calculado o índice de relação coroa/raiz, ao qual os valores da deformação obtidos foram multiplicados para minimizar os erros impostos por essa variável (Apêndice 2). (45,46)

Com o programa de análise estatística *IBM® SPSS Statistics, v.24 (Software Statistical Package for the Social Science)* foram realizadas as seguintes análises:

- Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk ($n < 30$);
- Teste não paramétrico de Mann-Whitney ($p < 0,05$);
- Teste não paramétrico de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$);

4. RESULTADOS

4.1. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Neste estudo, a amostra foi composta por 6 pré-molares (n=6).

Foi medida a angulação da cúspide vestibular de cada dente com recurso ao programa ImageJ®, sendo o valor máximo da angulação referente ao dente 2 e o mínimo ao dente 6 (Gráfico 1).

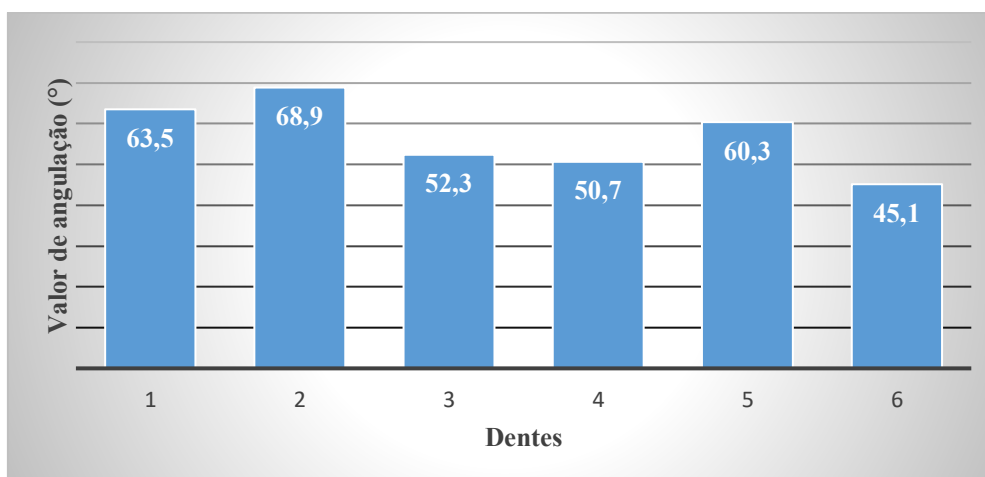


Gráfico 1 - Angulação anatômica de cada pré-molar

Ainda por utilização do ImageJ®, foram realizadas medições a cada pré-molar em estudo, obtendo-se as seguintes medições (tabela 5):

Tabela 5 - Medições dos dentes e respetivo índice coroa/raiz

Dente	Comprimento total (mm)	Comprimento da raiz (mm)	Altura da coroa (mm)	Índice Coroa Raiz
1	21,7	14,2	7,5	0,5
2	25	17,1	7,9	0,5
3	24	16,1	7,9	0,5
4	23,4	15,7	7,7	0,5
5	24,3	16	8,3	0,5
6	22,3	14,4	7,9	0,5
Média ± Desvio padrão	23,5 ± 1,3	15,6 ± 1,1	7,9 ± 0,3	-

4.2. DESENHO DO ESTUDO E VALORES DA DEFORMAÇÃO RADICULAR

Na Tabela 6 apresentam-se os resultados utilizados para a realização de análise estatística.

Tabela 6 - Valores de deformação radicular multiplicados pelo índice coroa/raiz (padronizados)

Dente	Grupo 1 – Angulação Anatômica (Deformação em μm)				Grupo 2 – Angulação cuspídea 30° (Deformação em μm)				Grupo 3 – Angulação cuspídea 20° (Deformação em μm)				Grupo 4 – Angulação cuspídea 10° (Deformação em μm)			
	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical
	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2
1	1,2	0,2	1,8	0,0	0,7	0,1	1,2	0,0	0,6	0,5	0,9	0,2	0,5	0,1	0,6	0,1
2	0,4	0,2	0,9	0,0	0,3	0,3	0,6	0,0	0,3	0,5	0,5	0,0	0,3	0,4	0,4	0,1
3	0,4	0,3	0,1	0,0	0,2	0,3	0,3	0,0	0,2	0,5	0,2	0,0	0,2	0,5	0,1	0,2
4	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1	0,0	0,6	0,0	0,0	0,5	0,5	0,4	0,0	0,1	0,1	0,5
5	0,3	0,3	2,5	0,0	0,2	0,0	1,6	0,0	0,0	0,5	1,1	0,0	0,0	0,1	0,6	0,1
6	0,3	0,3	0,8	0,3	0,3	0,4	1,3	0,0	0,3	0,5	1,1	0,1	0,2	0,5	0,6	0,1

* cervical/apical F1 – Deformação medida com aplicação da força ao longo do eixo dentário

** cervical/apical F2 – Deformação medida com aplicação da força 45° em relação ao longo eixo dentário

4.3. DETERMINAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR NA REGIÃO CERVICAL E APICAL POR AÇÃO DE FORÇAS APLICADAS NA VERTENTE INTERNA DA CÚSPIDE VESTIBULAR DE PRÉ-MOLARES

4.3.1. Médias da deformação cervical

Nas Tabela 7 e na Tabela 8, são apresentadas as médias da deformação cervical por aplicação de forças axiais e não-axiais.

Tabela 7 - Média da deformação cervical com aplicação de forças axiais

	<i>Grupo 1</i>	<i>Grupo 2</i>	<i>Grupo 3</i>	<i>Grupo 4</i>
<i>Média ±</i>	0,5 ± 0,4	0,3 ± 0,2	0,2 ± 0,2	0,2 ± 0,2
<i>Desvio padrão</i>				
<i>Máximo</i>	1,2	0,7	0,6	0,5
<i>Mínimo</i>	0,1	0,1	0	0

Tabela 8 – Média da deformação cervical com aplicação de forças não-axiais

	<i>Grupo 1</i>	<i>Grupo 2</i>	<i>Grupo 3</i>	<i>Grupo 4</i>
<i>Média ±</i>	1,1 ± 0,9	0,9 ± 0,5	0,7 ± 0,4	0,4 ± 0,2
<i>Desvio padrão</i>				
<i>Máximo</i>	2,5	1,6	1,1	0,6
<i>Mínimo</i>	0,1	0,3	0,2	0,1

4.3.2. Médias da deformação apical

Na Tabela 9 e na Tabela 10, são apresentados valores representativos da deformação apical por aplicação de forças axiais e não-axiais.

Tabela 9 - Média da deformação apical com aplicação de forças axiais

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Média ±				
Desvio padrão	0,3 ± 0,1	0,2 ± 0,2	0,5 ± 0	0,3 ± 0,2
Máximo	0,3	0,4	0,5	0,5
Mínimo	0,2	0	0,5	0,1

Tabela 10 - Média da deformação apical com aplicação de forças não-axiais

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Média ±				
Desvio padrão	0,1 ± 0,1	0 ± 0	0,1 ± 0,2	0,2 ± 0,2
Máximo	0,3	0	0,4	0,5
Mínimo	0	0	0,5	0,1

4.4. RELAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR ATRAVÉS DA VARIACÃO DA ANGULAÇÃO DA CÚSPIDE VESTIBULAR

4.4.1. Relação da deformação cervical com a angulação cuspídea

Expõem-se na Tabela 11 os valores médios da deformação cervical radicular em função da variação da angulação cuspídea.

Tabela 11 – Valores médios da deformação cervical em função da variação da angulação cuspídea

	<i>Angulação</i>	<i>N</i>	<i>Média</i>	<i>Mediana</i>	<i>Desvio padrão</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
Deformação	<i>Inicial</i>	12	0,75	0,421	0,753	0,1	2,5
	30°	12	0,617	0,444	0,494	0,1	1,6
	20°	12	0,480	0,376	0,410	0,0	1,1
	10°	12	0,301	0,250	0,218	0,0	0,6

Na Tabela 12, foi analisada a relação entre a deformação cervical radicular e a variação da inclinação da cúspide vestibular, utilizando o teste de Kruskal-Wallis, que nos indica que a variação da inclinação cuspídea não faz variar significativamente a deformação a nível cervical, $p < 0,05$.

Tabela 12 - Estatística de Kruskal-Wallis para verificar a relação entre a deformação cervical e a variação da inclinação cuspídea

	<i>Angulações</i>	<i>N</i>	<i>Posto Médio</i>
Deformação cervical	<i>Inicial</i>	12	27,96
	30	12	28,04
	20	12	23,83
	10	12	18,17
	Total	48	

Estatísticas de teste

	<i>Deformação cervical</i>
Qui-quadrado	3,985
gl	3
Significância Assint.	,263

4.4.2. Relação da deformação apical com a angulação cuspídea

Na Tabela 13 expõem-se os valores médios da deformação apical radicular em função da variação da angulação cuspídea.

Tabela 13 – Valores médios da deformação apical em função da variação da angulação cuspídea

	<i>Angulação</i>	<i>N</i>	<i>Média</i>	<i>Mediana</i>	<i>Desvio padrão</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
Deformação	<i>Inicial</i>	12	0,176	0,206	0,120	0,0	0,3
	30°	12	0,110	0,047	0,144	0,0	0,4
	20°	12	0,318	0,412	0,218	0,0	0,5
	10°	12	0,233	0,140	0,185	0,1	0,5

Na Tabela 14, a relação entre a deformação apical radicular e a variação da inclinação da cúspide vestibular foi analisada, utilizando o teste de Kruskal-Wallis. Foi verificado que a variação da inclinação cuspídea faz variar significativamente a deformação a nível apical, $p < 0,05$.

Tabela 14 - Estatística de Kruskal-Wallis para verificar a relação entre a deformação apical e a variação da inclinação cuspídea

	<i>Angulações</i>	<i>N</i>	<i>Posto Médio</i>
Deformação apical	<i>Inicial</i>	12	23,00
	30	12	15,58
	20	12	31,21
	10	12	28,21
	Total	48	

Estatísticas de teste

	<i>Deformação apical</i>
Qui-quadrado	8,605
gl	3
Significância Assint.	,035

4.5. RELAÇÃO DA DEFORMAÇÃO RADICULAR POR APLICAÇÃO DE UMA FORÇA PONTUAL AXIAL (F₁) E NÃO-AXIAL (F₂)

4.5.1. Relação da deformação cervical com aplicação de força axial e não-axial

Os valores médios da deformação radicular cervical de acordo com a variação da direção das forças aplicadas encontram-se apresentados na Tabela 15.

Tabela 15 – Valores médios da deformação cervical em função de F₁ e F₂

	<i>Incidência</i>	<i>N</i>	<i>Média</i>	<i>Mediana</i>	<i>Desvio padrão</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
<i>Deformação</i>	<i>Axial</i>	24	0,302	0,263	0,259	0,0	1,2
	<i>Não-axial</i>	24	0,772	0,575	0,594	0,1	2,5

Na Tabela 16, foi analisada a relação entre a deformação cervical radicular e a variação da direção das forças aplicadas, utilizando o teste de Mann-Whitney, que nos indica que a variação da incidência das forças aplicadas faz variar significativamente a deformação a nível cervical, $p < 0,05$.

Tabela 16 - Estatística de Mann-Whitney para verificar a relação entre a deformação cervical e a variação da direção das forças aplicadas na cúspide vestibular

	<i>Incidência das forças</i>	<i>N</i>	<i>Posto Médio</i>	<i>Soma de Postos</i>
<i>Deformação cervical</i>	<i>Axial</i>	24	17,71	425,00
	<i>Não-axial</i>	24	31,29	751,00
	<i>Total</i>	48		

Estadísticas de teste

	<i>Deformação cervical</i>
<i>U de Mann-Whitney</i>	125,000
<i>Wilcoxon W</i>	425,000
<i>Z</i>	-3,362
<i>Significância Assint. (Bilateral)</i>	,001

4.5.2. Relação da deformação apical com aplicação de força axial e não-axial

A Tabela 17 podem observar-se os valores médios da deformação radicular apical de acordo com a variação da direção das forças aplicadas.

Tabela 17 – Valores médios da deformação apical em função de F_1 e F_2

	<i>Incidência</i>	<i>N</i>	<i>Média</i>	<i>Mediana</i>	<i>Desvio padrão</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
<i>Deformação</i>	<i>Axial</i>	24	0,311	0,327	0,174	0,0	0,5
	<i>Não-axial</i>	24	0,108	0,048	0,128	0,0	0,5

Na Tabela 18, foi analisada a relação entre a deformação apical radicular e a variação da direção das forças aplicadas, utilizando o teste de Mann-Whitney. Foi verificado que a variação da incidência das forças aplicadas faz variar significativamente a deformação a nível apical, $p < 0,05$.

Tabela 18 - Estatística de Mann-Whitney para verificar a relação entre a deformação apical e a variação da direção das forças aplicadas na cúspide vestibular

	Incidência das forças	N	Posto Médio	Soma de Postos
Deformação apical	Axial	24	32,35	776,50
	Não-axial	24	16,65	399,50
	Total	48		

Estatísticas de teste

	Deformação apical
U de Mann-Whitney	99,500
Wilcoxon W	399,500
Z	-3,887
Significância Assint. (Bilateral)	,000

5. DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

As forças oclusais têm vindo a ser estudadas ao longo das últimas décadas com grande ênfase na coroa dentária, negligenciando, por vezes, a porção radicular. A literatura apresenta poucos estudos acerca dos efeitos que as forças oclusais podem ter na raiz dentária.(47)

Estudos *in vitro* e ensaios laboratoriais constituem alternativas para a investigação do comportamento biomecânico dentário. Os *strain gauges* têm sido comumente utilizados para avaliar as deformações e stress da estrutura dentária. Através da aplicação de cargas na superfície oclusal, é medida a deformação na região abrangida pelo sensor. O presente estudo teve este método como base.(5,37,38)

A força máxima sofrida pelos pré-molares durante a mastigação está compreendida entre 206 e 291 Newton. Como referido no capítulo 1.3.2. e na tabela 2, as forças funcionais podem atingir até 40% da força máxima de mastigação. Por esta razão e de acordo com os estudos de Soares et al, a força aplicada nas cúspides vestibulares foi de 50 Newton com objetivo de simular as forças funcionais da mastigação nestes dentes.(3,13,18,21)

A simulação do osso alveolar e do ligamento periodontal é de extrema importância pois são elementos responsáveis por parte da dissipação das tensões recebidas pela coroa dentária. Para uma maior acuidade dos resultados obtidos, tornou-se necessário adotar uma metodologia previamente existente, adaptando-a, para que se enquadrasse com os objetivos propostos. (4,18)

A inclinação cuspídea é um fator negligenciado na oclusão. Vários estudos demonstram que o osso cortical é mais resistente a forças de compressão, 30% mais fraco a forças de tensão e 65% menos resistente a forças de cisalhamento. O comportamento biomecânico radicular pode ser beneficiado por uma angulação cuspídea menor, onde se verifica uma tendência de diminuição da deformação radicular em função da diminuição da angulação cuspídea, segundo os estudos de Resnik. Na Tabela 12, foi analisada a relação entre a deformação cervical radicular e a variação da inclinação da cúspide vestibular, utilizando o teste de Kruskal-Wallis, que nos indica que a variação da inclinação cuspídea não faz

variou significativamente a deformação a nível cervical, $p < 0,05$. No entanto, através da mesma análise, verificou-se que a deformação apical é afetada pela variação da inclinação cuspídea. Com a redução da inclinação cuspídea, é possível verificar a diminuição do stress apical, o que vai de encontro aos estudos de Wang et al, que referem que a anatomia oclusal constitui um fator preponderante na direção e magnitude das forças apicais.(48,49)

Considerando a Tabela 16, onde foi analisada a relação entre a deformação cervical radicular e a variação da direção das forças aplicadas, verificou-se que a variação da incidência das forças oclusais tem influência na deformação a nível cervical, mostrando-se superior para forças não-axiais. Posteriormente, foi analisada a deformação apical fazendo variar também a direção das forças. Confirmou-se que existiam diferenças estatisticamente significativas entre a aplicação de forças axiais e não-axiais, sendo que a força axial tem maior impacto na deformação da região apical.

Estudos anteriores, relacionaram diversos fatores a lesões da estrutura dentária na região cervical. Entre esses fatores, evidenciam-se as forças oclusais, que se encontram associadas a lesões de abfração, sendo a sua origem multifatorial. Em conformidade com os resultados obtidos neste estudo, a variação da incidência das forças oclusais constitui um fator previamente não descrito na literatura. Forças não-axiais produziram maior deformação na região cervical, comparativamente com forças axiais, sugerindo deste modo constituírem um dos fatores etiológicos das lesões de abfração. (26,50)

A variação da deformação interradicular pode dever-se a vários fatores não abordados neste trabalho, como os tamanhos mesio-distal e vestibulo-lingual. Devem ser realizados novos estudos com uma amostra homogênea no que concerne às propriedades radiculares, ou, alternativamente, estudar a influência destes fatores radiculares no comportamento biomecânico das raízes dentárias.

Neste estudo foram consideradas cargas oclusais estáticas; no entanto, as forças oclusais são cíclicas. Deste modo, é necessária a realização de novos estudos para avaliar esta componente dinâmica. (51)

A metodologia utilizada nesta monografia pode ser estendida a outros elementos da arcada dentária, mono ou plurirradiculares. Foi ainda assumido que a altura óssea corresponderia à de um indivíduo periodontalmente são, tendo sido simulado o osso periodontal a 3 mm da JAC. No entanto, novos estudos poderão ser realizados aplicando a mesma metodologia e fazendo apenas variar a altura óssea.

Devem ser realizados mais estudos que analisem outros tipos de deformações, não apenas pelo método físico dos *strain gauges* mas também por outros métodos utilizados na Medicina Dentária, como é o caso da análise de elementos finitos.

6. CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

- No presente estudo verificou-se que a inclinação cuspídea tem influência na deformação radicular na porção apical; no entanto, o mesmo não se verificou na região cervical.
- Forças não-axiais criaram uma deformação a nível cervical significativamente maior do que as forças axiais.
- Forças axiais provocaram uma deformação a nível apical significativamente maior do que forças não-axiais.
- Há todo o interesse em aprofundar o estudo de forma a compreender quais as diferenças e poder estimar a deformação radicular com a variação da inclinação cuspídea.

7. BIBLIOGRAFIA

Bibliografia

1. Nanci A, Bosshardt DD. Structure of periodontal tissues in health and disease*. *Periodontol 2000*. Fevereiro de 2006;40(1):11–28.
2. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. Outubro de 2009;25(10):1285–92.
3. Cho Y-E, Park E-J, Koak J-Y, Kim S-K, Heo S-J, Park J-M. Strain gauge analysis of occlusal forces on implant prostheses at various occlusal heights. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Outubro de 2014;29(5):1034–41.
4. Soares PV, Santos-Filho PCF, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent*. Janeiro de 2008;99(1):30–7.
5. Soares PV, Santos-Filho PCF, Gomide HA, Araujo CA, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent*. Fevereiro de 2008;99(2):114–22.
6. Soares PV, Souza LV, Veríssimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PCF, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. *J Oral Rehabil*. Fevereiro de 2014;41(2):108–14.
7. Hughes FJ. Chapter 34 - Periodontium and Periodontal Disease. Em: Vishwakarma A, Sharpe P, Shi S, Ramalingam M, editores. *Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences*. Boston: Academic Press; 2015 p. 433–44.
8. Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J R Soc Interface*. Agosto de 2015;12(109).
9. Goktas S, Dmytryk JJ, McFetridge PS. Biomechanical behavior of oral soft tissues. *J Periodontol*. Agosto de 2011;82(8):1178–86.
10. Schroeder HE, Listgarten MA. The gingival tissues: the architecture of periodontal protection. *Periodontol 2000*. Fevereiro de 1997;13:91–120.
11. Mariotti A. The extracellular matrix of the periodontium: dynamic and interactive tissues. *Periodontol 2000*. Outubro de 1993;3:39–63.
12. Atmaram GH, Mohammed H. Estimation of Physiologic Stresses with a Natural Tooth Considering Fibrous PDL Structure. *J Dent Res*. Maio de 1981;60(5):873–7.
13. Resnik R. Principles of Implant Occlusion: Part 1 — Implants Are Not Teeth. Glidewell Dental Lab. 2016.
14. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology. 8.^a ed. Mosby; 2012. 219-26 p.

15. Chen J, Li W, Swain MV, Ali Darendeliler M, Li Q. A periodontal ligament driven remodeling algorithm for orthodontic tooth movement. *J Biomech.* 7 de Maio de 2014;47(7):1689–95.
16. Minch L. Material properties of periodontal ligaments. *Postepy Hig Med Doswiadczalnej Online.* 11 de Dezembro de 2013;67:1261–4.
17. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* Junho de 2011;139(6):775–83.
18. Soares PBF, Fernandes Neto AJ, Magalhães D, Versluis A, Soares CJ. Effect of bone loss simulation and periodontal splinting on bone strain: Periodontal splints and bone strain. *Arch Oral Biol.* Novembro de 2011;56(11):1373–81.
19. Lepley CR, Throckmorton GS, Ceen RF, Buschang PH. Relative contributions of occlusion, maximum bite force, and chewing cycle kinematics to masticatory performance. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* Maio de 2011;139(5):606–13.
20. Bakke M. Bite Force and Occlusion. *Semin Orthod.* 1 de Junho de 2006;12(2):120–6.
21. Peck CC. Biomechanics of occlusion--implications for oral rehabilitation. *J Oral Rehabil.* Março de 2016;43(3):205–14.
22. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *Eur J Dent.* Abril de 2010;4(2):223–32.
23. Peyron MA, Woda A, Bourdiol P, Hennequin M. Age-related changes in mastication. *J Oral Rehabil.* Abril de 2017;44(4):299–312.
24. Gambareli FR, Serra MD, Pereira LJ, Gavião MBD. Influence of Measurement Technique, Test Food, Teeth and Muscle Force Interactions in Masticatory Performance. *J Texture Stud.* Fevereiro de 2007;38(1):2–20.
25. Bakke M. Mandibular elevator muscles: physiology, action, and effect of dental occlusion. *Scand J Dent Res.* Outubro de 1993;101(5):314–31.
26. Wang M, Mehta N. A possible biomechanical role of occlusal cusp-fossa contact relationships. *J Oral Rehabil.* Janeiro de 2013;40(1):69–79.
27. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res.* Abril de 2006;85(4):306–12.
28. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ÊT, Landre Júnior J. Scientific application of finite element method. *Rev Dent Press Ortod E Ortop Facial.* Abril de 2006;11(2):35–43.

29. Borák L, Florian Z, Bartáková S, Prachár P, Murakami N, Ona M, et al. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model. *Dent Mater J.* 2011;30(4):448–54.
30. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol.* Julho de 2000;45(7):543–50.
31. Komatsu K, Sanctuary C, Shibata T, Shimada A, Botsis J. Stress-relaxation and microscopic dynamics of rabbit periodontal ligament. *J Biomech.* 2007;40(3):634–44.
32. Applying the Wheatstone Bridge Circuit. HBM. Disponível em: <https://www.hbm.com/en/7066/applying-the-wheatstone-bridge-circuit/>
33. Invention of the Strain Gauge, Arthur Ruge, 1938 | The MIT 150 Exhibition. Disponível em: <http://museum.mit.edu/150/82>
34. Hoffmann K. An Introduction to Stress Analysis using Strain Gauges [Internet]. HBM; 257 p. Disponível em: <https://www.hbm.com/en/0112/reference-literature-on-measurements-using-strain-gauges/>
35. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMD, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol.* Abril de 2014;40(2):217–28.
36. Soares PV, Santos-Filho PCF, Martins LRM, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. *J Prosthet Dent.* Janeiro de 2008;99(1):30–7.
37. Moore B, Verdelis K, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of Contracted Endodontic Cavities on Instrumentation Efficacy and Biomechanical Responses in Maxillary Molars. *J Endod.* Dezembro de 2016;42(12):1779–83.
38. Reeh ES, Ross GK. Tooth stiffness with composite veneers: A strain gauge and finite element evaluation. *Dent Mater.* Julho de 1994;10(4):247–52.
39. Kantoor P, Srivastava N, Rana V, Adlakha VK. Alterations in the mechanical properties of the extracted human teeth to be used as biological restorations on storing them in different storage media: an in vitro study. *Dent Traumatol Off Publ Int Assoc Dent Traumatol.* Agosto de 2015;31(4):308–13.
40. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res.* Novembro de 1989;68(11):1540–4.
41. Nishioka RS, Vasconcellos LGO de, Jóias RP, Rode S de M, Nishioka RS, Vasconcellos LGO de, et al. Load-Application Devices: A Comparative Strain Gauge Analysis. *Braz Dent J.* Junho de 2015;26(3):258–62.
42. Kishen A. Periapical biomechanics and the role of cyclic biting force in apical retrograde fluid movement. *Int Endod J.* Setembro de 2005;38(9):597–603.

43. Ibrahim AMBR, Richards LC, Berekally TL. Effect of remaining tooth structure on the fracture resistance of endodontically-treated maxillary premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 1 de Março de 2016;115(3):290–5.
44. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, De Carvalho PSP, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of Cusp Inclination on Stress Distribution in Implant-Supported Protheses. A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 1 de Julho de 2010;19(5):381–6.
45. Maroco J. *Análise estatística com o spss statistics.* 990 p.
46. Morgan GA, Leech NL, Barrett KC, Gloeckner GW. *IBM SPSS for Introductory Statistics: Use and Interpretation.* Routledge; 2010. 229 p.
47. Owman-Moll P, Kurol J, Lundgren D. Effects of a doubled orthodontic force magnitude on tooth movement and root resorptions. An inter-individual study in adolescents. *Eur J Orthod.* 1 de Abril de 1996;18(2):141–50.
48. Resnik R. *Principles of Implant Occlusion: Part 2 - Recommendations for Single Implant Protheses.* Glidewell Dental Lab. 2017.
49. Wang M-Q, Zhang M, Zhang J-H. Photoelastic study of the effects of occlusal surface morphology on tooth apical stress from vertical bite forces. *J Contemp Dent Pract.* Fevereiro de 2004;5(1):74–93.
50. Nascimento MM, Dilbone DA, Pereira PN, Duarte WR, Geraldeli S, Delgado AJ. Abfraction lesions: etiology, diagnosis, and treatment options. *Clin Cosmet Investig Dent.* Maio de 2016;8:79–87.
51. Kaidonis JA, Ranjitkar S, Lekkas D, Brook AH, Townsend GC. Functional dental occlusion: an anthropological perspective and implications for practice. *Aust Dent J.* 59(s1):162–73.

8. APÊNDICES

Apêndice 1



Figura 11 - Controlo do posicionamento dos sensores e da redução cuspídea através de raio-x

Apêndice 2

Na Tabela 19 apresentam-se os valores totais das deformações observadas.

Tabela 19 - Desenho do estudo e valores da deformação radicular para cada grupo

Dente	Grupo 1 – Angulação Anatômica (Deformação em μm)				Grupo 2 – Angulação cuspídea 30° (Deformação em μm)				Grupo 3 – Angulação cuspídea 20° (Deformação em μm)				Grupo 4 – Angulação cuspídea 10° (Deformação em μm)			
	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical	Cervical	Apical
	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2	F1	F1	F2	F2
1	2,30	0,37	3,47	0,07	1,33	0,13	2,30	0,04	1,10	0,20	1,62	0,40	0,92	0,22	1,05	0,26
2	0,90	0,47	1,87	0,09	0,70	0,74	1,22	0,04	0,65	0,83	1,18	0,01	0,57	0,87	0,79	0,13
3	0,87	0,70	0,23	0,09	0,44	0,57	0,66	0,01	0,44	0,87	0,48	0,07	0,40	1,00	0,26	0,39
4	0,13	0,50	0,43	0,22	0,17	0,04	1,17	0,04	0,09	0,09	0,92	0,74	0,07	0,13	0,17	1,08
5	0,52	0,60	4,80	0,04	0,47	0,09	3,12	0,09	0,09	0,22	2,10	0,09	0,09	0,22	1,23	0,13
6	0,57	0,50	1,44	0,51	0,48	0,74	2,32	0,09	0,48	0,74	2,06	0,22	0,43	0,88	1,05	0,26

* cervical/apical F1 – Deformação medida com aplicação da força ao longo do eixo dentário

** cervical/apical F2 – Deformação medida com aplicação da força 45° em relação ao longo eixo dentário

Apêndice 3

Estatística de relação da deformação cervical com a angulação cuspídea

Tabela 20 - Teste de Shapiro-Wilk

Deformação cervical	Angulações	Testes de Normalidade					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
	Inicial	,250	12	,038	,830	12	,021
	30	,223	12	,101	,860	12	,049
	20	,185	12	,200*	,901	12	,164
	10	,151	12	,200*	,914	12	,238

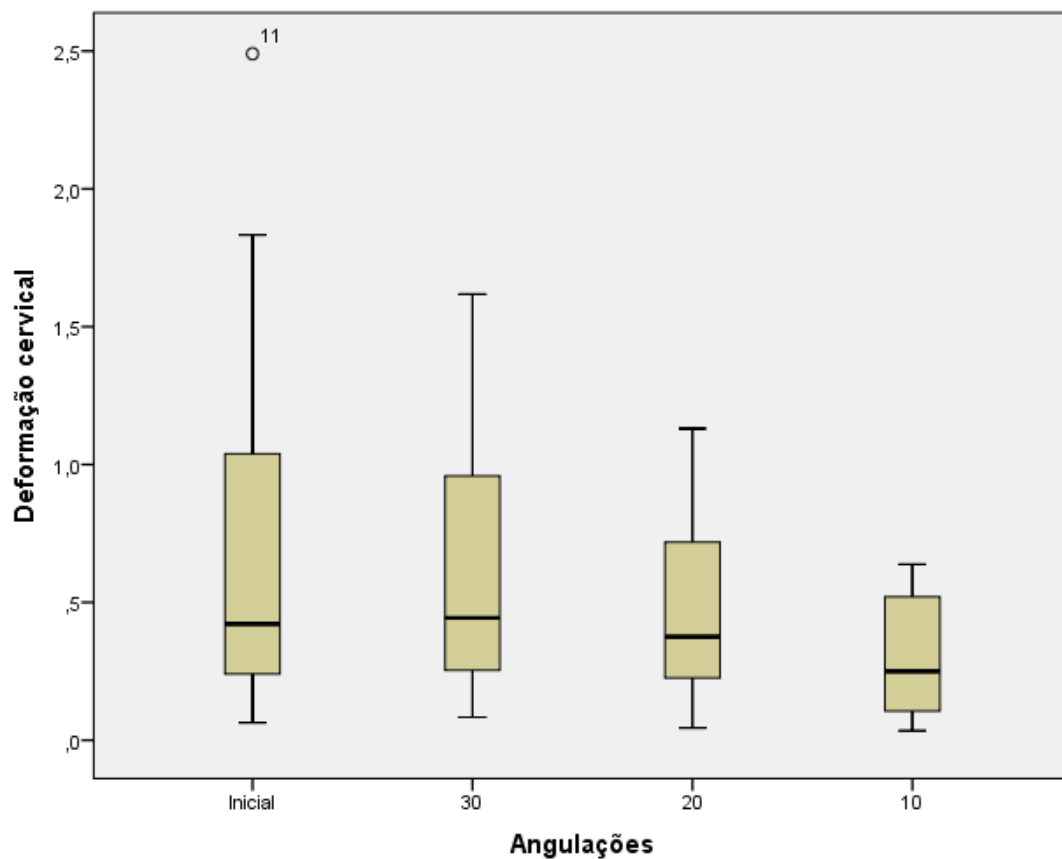


Gráfico 2 - Gráfico da normalidade de relação entre a variação angulação e deformação cervical

Apêndice 4

Estatística de relação da deformação apical com a angulação cuspídea

Tabela 21 - Teste de Shapiro-Wilk

	Angulações	Testes de Normalidade			Shapiro-Wilk		
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Estatística	gl	Sig.
		Estatística	gl	Sig.			
Deformação apical	Inicial	,199	12	,200*	,888	12	,113
	30	,364	12	,000	,699	12	,001
	20	,245	12	,045	,834	12	,024
	10	,271	12	,015	,798	12	,009

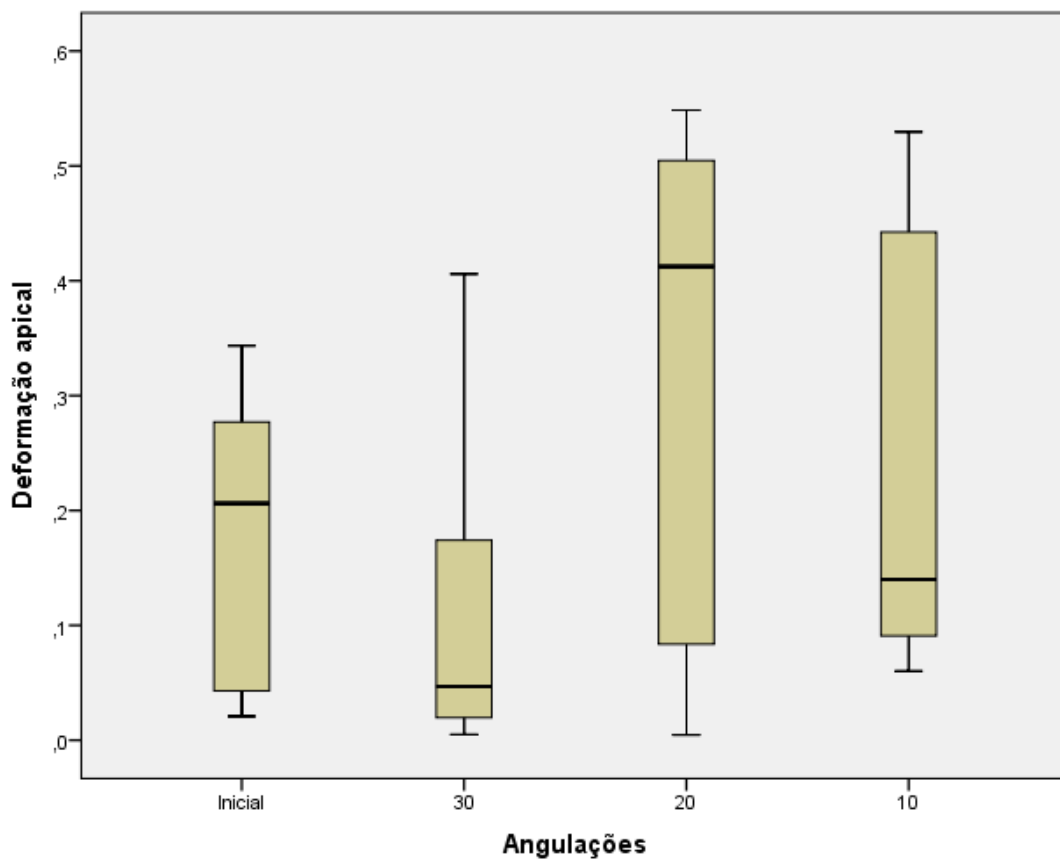


Gráfico 3 - Gráfico da normalidade de relação entre a variação angulação e deformação apical

Apêndice 5

Estatística de relação da deformação cervical com a variação de direção das forças aplicadas

Tabela 22 - Teste de Shapiro-Wilk

		Testes de Normalidade					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Incidência das forças		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Deformação cervical	Axial	,217	24	,005	,804	24	,000
	Não-axial	,172	24	,064	,893	24	,015

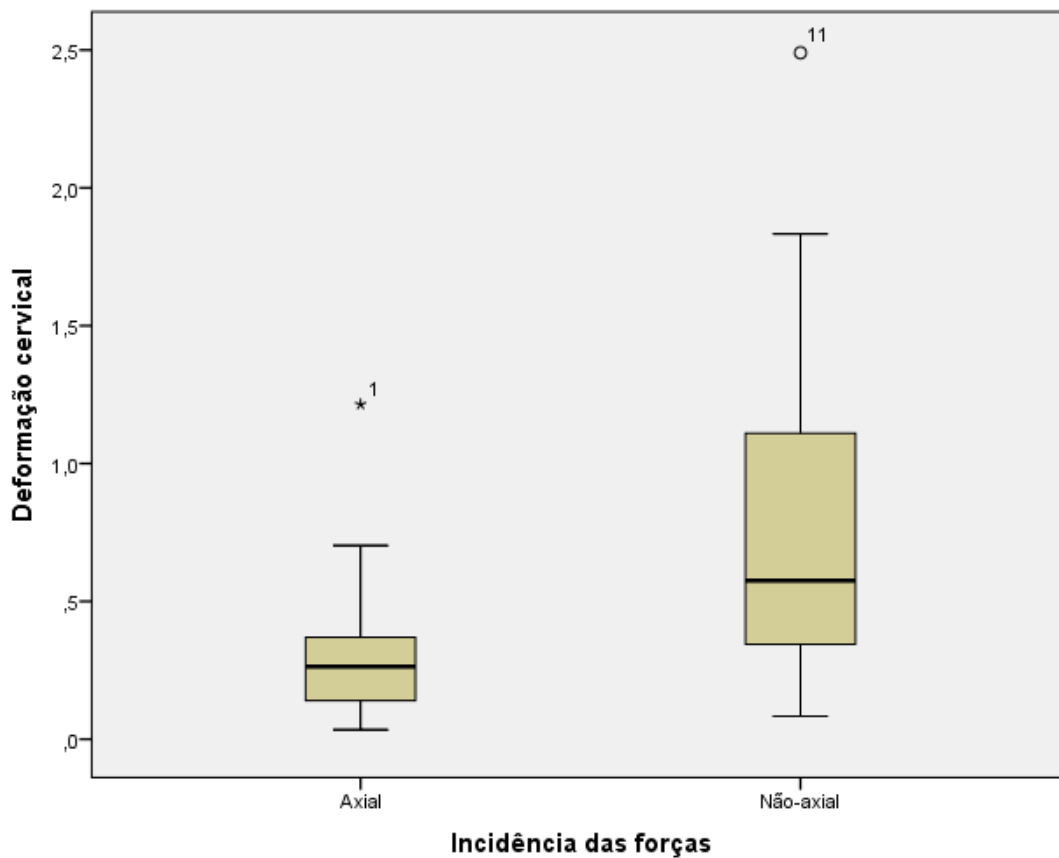


Gráfico 4 - Gráfico da normalidade de relação entre a incidência das forças e deformação cervical

Apêndice 6

Estatística de relação da deformação apical com a variação de direção das forças aplicadas

Tabela 23 - Teste de Shapiro-Wilk

		Testes de Normalidade					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
Incidência das forças		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
Deformação apical	Axial	,141	24	,200*	,921	24	,061
	Não-axial	,250	24	,000	,748	24	,000

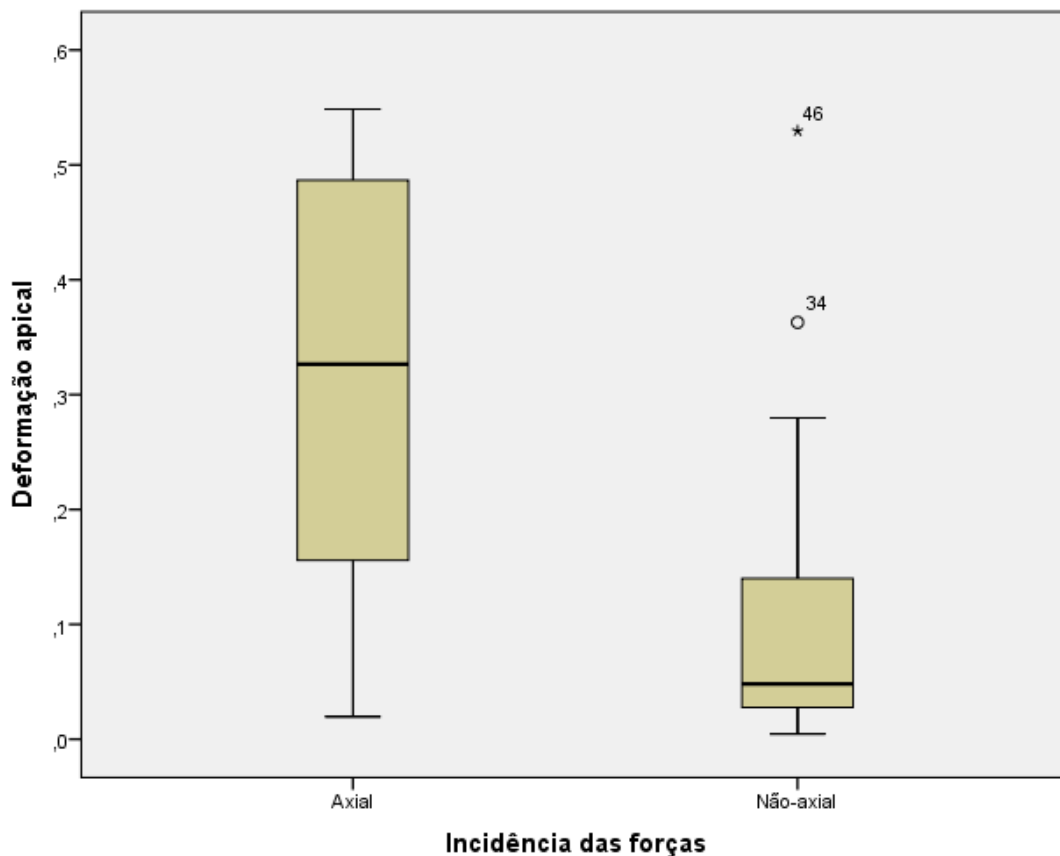


Gráfico 5 - Gráfico da normalidade de relação entre a incidência das forças e deformação apical

Apêndice 7

Gráfico representativo das deformações médias sofridas em apical e cervical pela variação da direção das forças aplicadas.

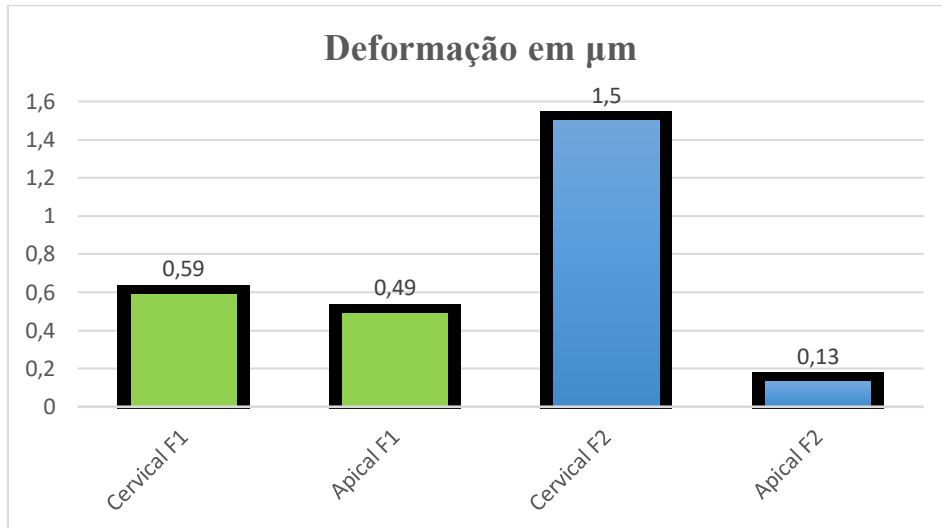


Gráfico 6 - Comparação da média da deformação em cervical e apical com aplicação de F1 e F2

