



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

**ANÁLISE DAS FORÇAS QUE ATUAM NA RAIZ
DENTÁRIA QUANDO SE VARIA O SEU CENTRO
DE RESISTÊNCIA**

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

Por:

Carla Alexandra Rodrigues Monteiro

Viseu, 2017



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

**ANÁLISE DAS FORÇAS QUE ATUAM NA RAIZ
DENTÁRIA QUANDO SE VARIA O SEU CENTRO
DE RESISTÊNCIA**

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

Por:

Carla Alexandra Rodrigues Monteiro

Orientador: Professor Doutor Helder José Martins Esteves

Co-orientador: Mestre Ana Margarida Silva

Viseu, 2017

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Helder Esteves por todo o incentivo, conhecimentos transmitidos e disponibilidade para me acompanhar em todo o processo de realização da monografia.

À Mestre Ana Margarida Silva pela disponibilidade e apoio prestados.

Aos meus pais por acreditarem em mim e pelo apoio incondicional, pois sem eles não faria sentido.

Ao meu irmão por todo o apoio e motivação nos momentos menos bons.

Ao meu namorado por ter sido um pilar fundamental, um porto seguro e por me acompanhar neste percurso académico.

Aos Engenheiros António Ferreira, Daniel Albuquerque e Miguel Lima do Departamento de Engenharia Eletrónica do Instituto Politécnico de Viseu, que prontamente se disponibilizaram para tornar possível a realização dos testes.

*“Lute com determinação,
abraçe a vida com paixão,
perca com classe e vença
com ousadia, porque o
mundo pertence a quem se
atreve a vida é muito para ser
insignificante”*

Charlie Chaplin

RESUMO

Introdução: Durante a atividade mastigatória, as coroas dentárias sofrem forças que são transmitidas às respectivas raízes por efeito de alavanca. Por motivos infecciosos, traumáticos ou protéticos, os dentes sofrem alterações bruscas das relações coroa/raiz clínicas, o que poderá gerar trauma oclusal.

Objetivos: Quantificar as deformações recebidas na coroa e no ápice radicular de pré-molares por ação de forças oclusais e as deformações a nível apical, quando se altera a localização do centro de resistência dentária.

Materiais e Métodos: Estudo retrospectivo, exploratório e descritivo das deformações recebidas na coroa e no ápice radicular de seis pré-molares inferiores, através do uso de sensores *strain gauges* fixados ao nível do ápice radicular. O tratamento estatístico dos dados consistiu na análise univariada e bivariada usando o programa SPSS. O nível de significância usado foi de 95%.

Resultados: Os valores mais representativos em cada corte indicam que para cortes no osso alveolar de 2, 4 e 6 mm, a deformação recebida no ápice radicular aumenta 2, 10 e 18 vezes, respetivamente. A deformação medida no ápice radicular está positivamente correlacionada com coroa-raiz (0,586), $p < 0,05$. Embora com limitações, foi observado que por cada unidade de aumento de coroa-raiz, a deformação em Delta R aumenta 8,5 vezes.

Conclusões: Com as limitações deste estudo verificou-se que o ápice radicular sofre deformações muito elevadas quando se varia a relação coroa/raiz, por ação de forças oclusais. A magnitude destes valores deve ser bem compreendida em estudos futuros, uma vez que poderá estar em causa a integridade do sistema mastigatório.

Palavras-chave: biomecânica, força de mordida, coroa dentária, desgaste dentário, ápice dentário.

ABSTRACT

Introduction: During masticatory activity, the dental crowns are exposed to force which is transmitted to the respective roots through a leverage effect. Due to infection, trauma or prostheses, the teeth suffer abrupt changes in the crown/root relationship, which may result in occlusive trauma.

Objectives: Quantify the deformations in the crowns and in the root apex of the premolars resulting from occlusive forces and the deformations at an apical level, when the location of the dental centre of resistance is altered.

Materials and Methods: Retrospective, exploratory and descriptive study of the deformations in the crown and root apex of six lower premolars through the use of strain gauge sensors attached at the root apex level was conducted. The statistical tests consisted of univariate and bivariate analysis using SPSS. The level of significance used was 95%.

Results: The most representative values in each cut indicate that for 2, 4 and 6 mm cuts in the alveolar bone, the resulting deformation in the root apex increases 2, 10 and 18 times, respectively. The average deformation in the root apex is positively correlated to the crown/root (0,568), $p < 0,05$. Despite the presence of limitations, it was observed that for each unit of increase of crown/root, the deformation in Delta R increases 8,5 times.

Conclusion: With the limitations of this study, it was determined that the root apex suffers high levels of deformation when the crown/root relationship is altered due to occlusive forces. The magnitude of these numbers should be well understood in future studies, being that the integrity of the masticatory system may be at stake.

Keywords: biomechanics, bite force, tooth crown, tooth wear, tooth apex.

ÍNDICE

CAPÍTULO I	1
INTRODUÇÃO	3
1. Anatomia	4
2. Forças	12
3. Estudo das forças	16
CAPÍTULO II	21
OBJETIVOS	23
CAPÍTULO III	25
METODOLOGIA	27
CAPÍTULO IV	39
RESULTADOS	41
CAPÍTULO V	49
DISCUSSÃO	51
CAPÍTULO VI	57
CONCLUSÕES	59
CAPÍTULO VII	61
BIBLIOGRAFIA	63
CAPÍTULO VIII	71
APÊNDICES	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Ponto de aplicação, magnitude, sentido e direção da força.	14
Figura 2 – Momento de uma força.....	15
Figura 3 – Moldes cilíndricos de plástico	27
Figura 4 – Estrutura de madeira com dente incluído no molde cilíndrico.	28
Figura 5 – Sensor strain-gauge BF350-3AA.....	29
Figura 6 – Sistema de aquisição de dados.....	30
Figura 7 – Aplicação de gengiva artificial na superfície radicular dentária.	32
Figura 8 – Molde cilíndrico fixado na estrutura de madeira e angulação de 45° da garrafa em relação ao longo eixo dentário.	33

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Valores de resistência (ΔL) obtidos a partir da fórmula.....	35
Tabela 2 – Definição das variáveis.	36
Tabela 3 – Valores das variações coroa/raiz e da carga recebida na raiz de cada dente	42
Tabela 4 – Teste de Kolmogorov-Smirnov.....	44
Tabela 5 – Teste Rho de Spearman para as variáveis Delta R, CoroaRaiz, Dente e Peso.	45
Tabela 6 – ANOVA; relação Delta R com CoroaRaiz.	46
Tabela 7 – Sumarização do modelo de regressão linear para as variáveis Delta R e CoroaRaiz.	46
Tabela 8 – Coeficientes da relação Delta R com CoroaRaiz.	46

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Relação entre a leitura do sensor e o peso.	35
Gráfico 2 – Relação CoroaRaiz com Delta R.	43
Gráfico 3 – Relação Dente com Delta R.	43
Gráfico 4 – Relação Peso com Delta R.	44

CAPÍTULO I

Introdução

INTRODUÇÃO

A atividade mastigatória compreende uma das funções mais importantes do sistema estomatognático. As cargas desenvolvidas durante esta atividade neuromuscular complexa devem estar distribuídas de forma efetiva e equilibrada, de modo a contribuir para um funcionamento benéfico e harmonioso das estruturas orais e da articulação temporomandibular.⁽¹⁾ No decorrer deste processo são estabelecidos contactos interdentários, nos quais os dentes são submetidos a forças ocluso-gengivais consideráveis que, por sua vez, se refletem sobre as suas raízes.⁽²⁾ Durante a mastigação, a mandíbula efetua movimentos cíclicos com direções diferentes da dos eixos dentários. Devido a este facto, as forças que incidem sobre as coroas dentárias são potenciadas pelo efeito de alavanca.⁽¹⁾ O fulcro desta alavanca, denominado centro de resistência, varia de acordo com o comprimento e a morfologia radicular, o número de raízes e as características dos tecidos de suporte. Entre estas características encontram-se a extensão e densidade do osso alveolar, ligamento periodontal, cimento radicular e tecidos moles de recobrimento alveolar. Estes tecidos apresentam como função primária a fixação dos dentes ao tecido ósseo. Os tecidos moles de recobrimento alveolar constituem a parte da mucosa mastigatória que recobre o processo alveolar e a região cervical dos dentes.⁽²⁻⁶⁾

Os tecidos moles orais são submetidos a uma grande variedade de forças mecânicas, destacando-se as forças hidrodinâmicas, forças de compressão, de fricção, de cisalhamento e de alongamento produzidos, fundamentalmente, durante a atividade mastigatória, fala e escovagem dentária.⁽⁷⁾

O periodonto, designação atribuída ao conjunto de todos os tecidos envolvidos na fixação do dente ao osso, compreende três tecidos mineralizados, são eles: osso alveolar, cimento e dentina radicular.⁽⁸⁾ Os tecidos moles orais apresentam propriedades mecânicas diferentes que variam de acordo com a sua estrutura e localização na cavidade oral.⁽⁷⁾ De um ponto de vista mecânico, a mucosa oral representa um material viscoelástico que demonstra propriedades diferentes consoante o tempo de aplicação de carga.⁽⁹⁾

1. Anatomia

1.1 Osso alveolar

O osso alveolar representa uma camada fina de osso que envolve as raízes dos dentes e fornece inserção às fibras colagênicas do ligamento periodontal, através das fibras de Sharpey. A comunicação com o osso alveolar é estabelecida pelos canais de Volkman através dos vasos sanguíneos, vasos linfáticos e fibras nervosas que comunicam com o ligamento periodontal.^(5,10)

O osso alveolar encontra-se unido ao cimento através de um tecido fibroso macio, cuja denominação é o ligamento periodontal. Este tecido representa um material poroso elástico constituído por uma matriz orgânica saturada com um componente fluído. Tanto a estrutura como as propriedades mecânicas do ligamento periodontal vão ser determinantes nas tensões recebidas pelo osso alveolar.⁽¹¹⁾

No estudo de Asundi e Kishen foram comparadas as distribuições de deformação no osso de suporte e na superfície radicular. Verificaram que a distribuição da tensão de cisalhamento foi uniforme na superfície óssea em oposição à redução abrupta na superfície radicular. Isto relaciona-se com uma maior resistência mecânica e rigidez das fibras periodontais existentes na superfície óssea, comparativamente com outras regiões da superfície radicular que são portadoras de fibras de suporte em menor número. Assim sendo, esta distribuição particular das fibras periodontais é responsável pelo padrão de distribuição da deformação verificada. Concluíram que a maioria das forças de mordida axial distribuem-se nos terços cervical e médio da raíz e do osso de suporte. Deste modo, este padrão de distribuição de deformação pode provocar um aumento da sobrecarga sobre o osso alveolar na região cervical, atenuando assim a tensão excessiva sobre a região apical.⁽¹²⁾

As cargas mecânicas podem inibir a reabsorção óssea e aumentar a formação óssea *in vivo*. Estas cargas provocam deformações no osso que, por sua vez, estimulam as células ósseas e alinham a matriz óssea, gerando movimentos dos fluídos extracelulares no interior dos canaliculos do osso.

Cargas de maior duração e menor amplitude induzem o mesmo efeito na formação óssea como cargas de curta duração e alta amplitude. Para haver estimulação de nova formação de osso, a carga deve ser cíclica. Os efeitos osteogénicos sofrem alterações com o envelhecimento, havendo um comprometimento no turnover ósseo e com isso vai existindo uma perda progressiva de massa óssea.⁽¹³⁾

1.2 Ligamento periodontal

O ligamento periodontal é um tecido conjuntivo macio complexo, vascular e altamente celular que une as raízes dentárias à parede interna do osso alveolar. Assim sendo, este tecido desempenha um papel funcionalmente importante no suporte dentário, propriocepção e regulação do volume ósseo alveolar.^(14,15)

De entre todos os ligamentos e tendões existentes no corpo humano, o ligamento periodontal é o único ligamento que estabelece ligação entre dois tecidos duros distintos, nomeadamente, o cimento e o osso alveolar.⁽¹⁶⁾

Ele constitui o meio de transmissão e distribuição das forças aplicadas ao osso alveolar adjacente. Tanto a direção como a frequência e a duração das forças a que o dente é sujeito determinam em parte a extensão e rapidez do processo de remodelação óssea. A taxa e extensão da remodelação óssea é muito limitada em casos de dentes desprovidos de ligamento periodontal que são sujeitos a estas forças. Deste modo, o ligamento periodontal representa assim um requisito absoluto para a remodelação rápida do osso alveolar, quando são aplicadas forças físicas aos dentes.⁽¹⁷⁾ O ligamento periodontal saudável é constituído por várias populações diferentes de células, nomeadamente, fibroblastos, células endoteliais, restos de células epiteliais de Malassez, células sensoriais, células osteogénicas e osteoclásticas e cementoblastos.⁽¹⁸⁾ Para além do conteúdo celular, ele é formado também por fibras de natureza principalmente colágena, organizadas em forma de malha e que se estendem entre o cimento e o osso alveolar a uma distância que pode variar de 0,07 a 0,3 mm. Estas fibras encontram-se ancoradas pela inserção no osso alveolar ou no cimento e são denominadas fibras de Sharpey.^(19,20)

Na região média do ligamento periodontal estão presentes fibroblastos e perto das superfícies do osso e do cimento concentra-se um maior número de células. Próximo à superfície do cimento localiza-se a maioria dos restos epiteliais de Malassez.⁽²¹⁾

O ligamento periodontal de um adulto apresenta algumas características diferentes das do jovem, com uma diminuição geral no conteúdo das fibras, do número de fibroblastos e células epiteliais presentes nas superfícies do cimento e osso. Para além disso, este tecido apresenta uma largura que é variável entre grupos etários, entre ligamentos periodontais na mesma faixa etária e entre áreas no mesmo ligamento periodontal. A largura do ligamento periodontal tende a diminuir com a idade, sendo os valores médios da largura deste tecido de 0,21 mm para crianças dos 11 aos 16 anos, 0,18 mm para indivíduos dos 32 aos 50 anos e 0,15 mm para indivíduos dos 50 aos 67 anos.⁽²¹⁾

Nas situações em que o suporte periodontal dos dentes se encontra reduzido, pode ocorrer uma diminuição do limiar da função mecanorreceptora do ligamento periodontal, resultando numa redução da força de mordida.^(22,23) As fibras encontram-se orientadas de acordo com a sua localização no ligamento periodontal, unindo o cimento ao osso alveolar. Assim, na região coronal radicular, os feixes de fibras de colagénio distribuem-se horizontalmente. Na região média radicular estão dispostos obliquamente, unindo o cimento a nível mais coronal ao osso alveolar mais apical. Por fim, na região apical, os feixes de fibras encontram-se dispostos com angulações diversas, não uniformes.⁽²⁴⁾

Os resultados do estudo de Hillam sugerem que ocorre um aumento muito rápido na pressão exercida no ligamento periodontal em situações de perdas ósseas superiores a 55% perante cargas laterais e superiores a 80% na presença de cargas axiais.⁽²⁵⁾

O ligamento periodontal influencia a adaptação óssea no que respeita à modelagem e remodelação, em resposta a cargas mecânicas. Quando o ligamento periodontal é submetido a cargas, ocorre uma resposta adaptativa à aplicação da força acompanhada de uma reorganização da matriz intracelular e extracelular, bem como uma mudança na vascularização local. No decorrer do movimento dentário, no lado da pressão, ocorre uma alteração do fluxo sanguíneo com necrose, seguida da reabsorção do tecido hialinizado.

Simultaneamente, no lado da tensão, ocorre um alongamento das fibras do ligamento, favorecendo o aumento no fluxo sanguíneo, a divisão celular e a produção de novas fibras.^(26,27) Estas alterações que o ligamento periodontal sofre são transmitidas ao osso alveolar subjacente. A partir daí, ocorrem processos de reabsorção óssea e osteogênese nos lados da pressão e tensão, respetivamente, à medida que ocorre o movimento dentário dentro do osso alveolar.⁽²⁸⁾ Sob influência da tensão, as células do ligamento periodontal expressam um fenótipo osteoblástico, ou seja, estimulam a formação de novo osso, principalmente em situações de stress mecânico de baixa magnitude.^(29,30)

Por outro lado, a perda da função oclusal promove alterações atróficas no ligamento periodontal, tais como, o estreitamento do espaço periodontal, desorientação das fibras de colagénio e alteração na produção e distribuição dos proteoglicanos.^(31,32)

Com a progressão da idade, os tecidos de suporte dentários vão sofrendo alterações que contribuem para uma diminuição das capacidades funcionais dos indivíduos. Entre essas alterações destacam-se as seguintes: diminuição do número de células das fibras do ligamento periodontal; hialinização das fibras do ligamento periodontal; aumento da espessura dos feixes de fibras e redução do tamanho das áreas entre os feixes de fibras; presença de calcificações no ligamento periodontal; diminuição do número de vasos sanguíneos no osso e ligamento periodontal; aumento da espessura do cemento; diminuição do número de cementoblastos; ausência de fibras de Sharpey no osso alveolar.^(33–36)

1.3 Cimento

O cimento representa um tecido duro complexo constituído por tecido conjuntivo fino e mineralizado que se encontra a recobrir a dentina radicular dos dentes, sendo responsável pela união da dentina radicular à junção dentina-cimento (CDJ). Esta junção dentina-cimento é hidrofílica e fibrosa e é constituída por fibrilas de colagénio e restos de células epiteliais da bainha epitelial de Hertwig.⁽³⁷⁾

O cimento é o tecido menos mineralizado comparativamente a outros tecidos duros como o esmalte, a dentina e osso alveolar.^(8,37)

Uma das suas principais funções é a ancoragem das fibras principais de colagénio do ligamento periodontal à superfície radicular. Para além disso, ele desempenha um papel indispensável na fixação do dente ao osso alveolar e possui importantes funções adaptativas e reparadoras.⁽¹⁹⁾

Tanto a junção dentina-cimento (CDJ) como o cimento possuem um baixo conteúdo mineral e um elevado conteúdo orgânico, o que resulta em propriedades mecânicas mais baixas e, conseqüentemente, auxilia na absorção e redução da tensão.⁽¹¹⁾

Este tecido está presente como cimento acelular na raiz cervical e cimento celular na raiz apical. O primeiro é fundamental para a fixação do dente ao ligamento periodontal, enquanto o segundo desempenha um papel no movimento dentário pós-eruptivo e adaptação à oclusão.^(38,39)

O cimento radicular é único, uma vez que é avascular e não sofre remodelação contínua como o osso, no entanto, continua a crescer em espessura ao longo da vida.⁽¹⁹⁾

A largura do cimento apresenta variações entre espécimes de diferentes faixas etárias, na mesma faixa etária e entre diferentes áreas do mesmo dente. A nível coronal, a largura normalmente varia entre 0,03 e 0,12 mm e na região apical geralmente varia de 0,12 a 0,54 mm.⁽²⁰⁾

Outra das características do cimento é o padrão de crescimento aposicional, que resulta num aumento de espessura de aproximadamente três vezes durante a vida do indivíduo. Tanto a função mastigatória como as forças de tração desempenham um papel fundamental na estimulação da aposição do cimento.^(38,40)

Com o avançar da idade ocorre um aumento da deposição do cimento mais pronunciado na região apical da raiz. Nos indivíduos mais velhos, o cimento acelular encontra-se na metade coronal radicular e nos jovens adultos encontram-se os dois tipos de cimento acelular e celular na metade apical da raiz. Em áreas de hipercimentose, o cimento celular apresenta maior predominância.⁽²⁰⁾

Em situações em que as estruturas dentárias sejam desprovidas de cimento e junção cimento-dentina, os níveis de tensão tendem a ser mais altos, sendo verificada uma maior concentração de tensão ao nível da crista alveolar e do ápice radicular. Já nos casos em que o cimento e a junção cimento-dentina estão presentes na estrutura de suporte do dente, os níveis de tensão são consideravelmente menores, o que significa que a presença destes componentes é um contributo essencial na distribuição da tensão.⁽¹¹⁾

1.4 Mucosa oral

A mucosa oral pode ser classificada em duas grandes classes, são elas, a mucosa mastigatória e a mucosa de revestimento. A primeira corresponde a uma mucosa firme e que oferece resistência diferente à deformação sob a aplicação de carga. Por outro lado, a segunda é altamente distensível e deforma-se facilmente sob carga aplicada.⁽⁴¹⁾ Para além de ser um tecido altamente vascularizado, contém uma quantidade significativa de fluído intersticial e o efeito de amortecimento mecânico deste tecido constitui a sua função protetora.⁽⁴²⁾ A sua espessura, assim como os módulos elásticos, podem variar significativamente no mesmo indivíduo e entre os indivíduos.^(43,44) No entanto, geralmente a espessura pode variar de 0,30 mm na mucosa jugal anexa ao canino mandibular até 6,7 mm na região da tuberosidade maxilar, sendo este um fator determinante na resposta biomecânica.^(45,46) Comparativamente com o ligamento periodontal, a mucosa oral apresenta menor rigidez e tende a deformar-se mais facilmente com uma diferença de mais de três vezes na deslocabilidade do tecido relativamente ao ligamento periodontal.^(47,48) Os indivíduos do sexo masculino apresentam uma mucosa mais rígida com uma resposta de recuperação mais lenta do que os indivíduos do sexo feminino, no entanto, estes últimos apresentam normalmente uma mucosa mais espessa do que os do sexo masculino.^(45,49)

A mucosa oral é altamente deformável sob compressão e o seu módulo de elasticidade parece variar numa ampla gama.⁽⁵⁰⁾ Ela desempenha um papel fisiológico crítico na distribuição das forças mastigatórias, uma vez que protege a crista residual subjacente do excesso de carga.⁽⁵¹⁾

1.4.1 Mucosas mastigatória e de revestimento

A mucosa mastigatória compreende uma camada epitelial superficial e uma camada de tecido conjuntivo mais profundo, designada lâmina própria.⁽⁵²⁾ A primeira camada é constituída por um epitélio queratinizado, estratificado e escamoso. A lâmina própria é um tecido fibroso compacto e é composta por duas sub-camadas, são elas, a camada papilar e a camada reticular mais profunda. Na camada papilar, as fibras de colagénio superficial orientam-se aleatoriamente e as regiões transitórias para o epitélio são irregulares.⁽⁴¹⁾ Na camada reticular, as fibras de colagénio orientam-se para se fixarem perpendicularmente ao periósteo.⁽⁵³⁾

A mucosa mastigatória é sujeita a cargas durante a atividade mastigatória que se manifestam principalmente em forças de compressão e cisalhamento, as quais irão produzir regiões de tensão e tração no interior da mucosa.⁽⁴¹⁾ No entanto, ela é dotada de comportamento viscoelástico, sendo este atribuído ao movimento sanguíneo nos vasos, aos elementos tecidulares como os feixes de colagénio e à distorção de grandes moléculas de polímero que compõem a maioria dos tecidos conectivos macios.⁽⁵⁴⁾

As mucosas alveolar e jugal encontram-se fracamente unidas ao osso subjacente, possuem um epitélio não queratinizado e apresentam uma exposição reduzida a forças abrasivas.⁽⁵⁵⁾

O tecido conjuntivo da mucosa alveolar apresenta uma grande abundância de fibras elásticas, as quais fornecem uma flexibilidade tecidual para os movimentos de extensão e torção, havendo uma redução progressiva da densidade relativamente aos tecidos conjuntivos da gengiva.⁽⁵⁶⁾ Por outro lado, o tecido conjuntivo da mucosa jugal possui uma rede pouco densa de fibras constituída por escassas fibras colagénias e abundantes fibras elásticas⁽⁷⁾.

Comparativamente aos tecidos das mucosas alveolar e jugal, a gengiva aderida tem na sua constituição fibras de colagénio mais espessas e de densidade mais elevada.⁽⁵⁷⁾

A gengiva aderida, que se encontra unida ao cemento subjacente e ao osso alveolar, está sujeita a forças mecânicas fortes, principalmente durante a atividade mastigatória.⁽⁵⁸⁾

No entanto, este tecido apresenta uma maior rigidez e uma capacidade de resistir às forças de deformação, devido ao epitélio estratificado altamente queratinizado que o constitui, comparativamente às outras regiões da mucosa oral não queratinizada.^(7,59)

Com a aplicação de cargas mecânicas na gengiva aderida sobre a crista alveolar ocorre uma redução da espessura do epitélio queratinizado devido ao deslocamento lateral das células epiteliais. Nas camadas basal e espinhosa do epitélio, as células contêm núcleos em forma de fuso e são alongadas lateralmente no decorrer da aplicação das cargas. As extensões epiteliais e as papilas do tecido conjuntivo são reduzidas para cerca de metade da sua altura. As fibras de colagénio na lâmina própria sofrem uma reorientação e dispõem-se paralelamente ao epitélio e à superfície óssea alveolar subjacente.⁽⁵³⁾

Ao nível da mucosa alveolar, quando esta é submetida a cargas mecânicas, a espessura do epitélio não queratinizado é reduzida aproximadamente para metade da espessura do epitélio que não está sob efeito de carga. As extensões epiteliais e as papilas do tecido conjuntivo são completamente destruídas pelo deslocamento lateral que o epitélio sofre. As células epiteliais nas camadas basal e espinhosa possuem núcleos achatados em forma de fuso. As fibras colagénias na lâmina própria são reorientadas pelo deslocamento lateral do epitélio sobreposto e dispõem-se paralelamente à superfície epitelial. A rede de fibras elásticas é reorientada para longe da região submetida às cargas devido ao movimento lateral dos tecidos e estas fibras ordenam-se paralelamente às fibras de colagénio sob tensão.⁽⁵³⁾

Ao contrário da gengiva aderida, que possui uma camada epitelial queratinizada, as mucosas jugal e alveolar possuem essa camada não queratinizada. Deste modo, as estruturas que contêm epitélio queratinizado parecem resistir melhor às forças aplicadas comparativamente às que são desprovidas de epitélio queratinizado, e que apresentam assim uma resistência menor. Em situações em que não estão a ser aplicadas forças, a mucosa de revestimento possui as extensões epiteliais curtas, largas e contundentes e coexistem com papilas de tecido conjuntivo mais estreitas. Por outro lado, a mucosa mastigatória contém extensões epiteliais e papilas de tecido conjuntivo longas e estreitas. Devido a este facto, a ligação estabelecida entre o epitélio e o tecido

conjuntivo da mucosa mastigatória é muito mais forte do que a existente entre o epitélio e a mucosa de revestimento. Estas características estão em conformidade com as mudanças observadas nestes dois tipos de mucosa perante a mesma carga aplicada. As extensões epiteliais e as papilas de tecido conjuntivo são apenas parcialmente reduzidas em altura nas regiões da mucosa mastigatória submetidas à carga, enquanto as mesmas estruturas na mucosa de revestimento sofrem uma destruição quase total.⁽⁵³⁾

2. Forças

2.1 Centro de rotação e centro de resistência

Durante a aplicação de cargas oclusais, os dentes estão sujeitos a um movimento caracterizado por dois fatores: o centro de rotação e o centro de resistência. O primeiro corresponde ao ponto em redor do qual o dente roda e a sua posição está dependente do sistema de forças, sendo determinado pela relação momento/força.^(2,3) O segundo diz respeito ao ponto de aplicação da resultante de todas as forças de reação do osso alveolar sobre o dente.^(60,61)

Devido à dificuldade inerente de determinar a localização precisa do centro de resistência dentária, tem-se vindo a realizar vários estudos em modelos teóricos aplicados em dentes monorradiculares com nível ósseo normal.⁽⁶⁰⁾ Os resultados destes estudos mostraram que, em dentes monorradiculares, o centro de resistência se localiza no terço radicular a partir da crista óssea alveolar, ou seja, está localizado entre 30 a 40% da distância compreendida entre a crista alveolar marginal e o ápice do dente.⁽⁵³⁾ Já em dentes multirradiculares, o centro de resistência encontra-se localizado entre as raízes, 1 a 2 mm apical à bifurcação.^(61,62)

2.2 Movimentos de translação e rotação

Quando é aplicada uma força em qualquer ponto da superfície dentária, o dente desloca-se a uma distância proporcional à força aplicada no seu centro de

resistência. Desta forma, podem ser produzidos três tipos de movimentos: translação, rotação ou uma combinação de translação e rotação, o que dependerá da relação da linha de ação da força com o centro de resistência. A linha de ação de força é representada por uma linha que une o ponto de origem do vetor força ao ponto de aplicação da força.⁽²⁾

O movimento de translação é exclusivamente produzido quando a linha de ação de força inclui o centro de resistência.^(63,64) O movimento de rotação existe devido ao momento da força, que se traduz pelo produto da magnitude da força pela distância perpendicular da linha de ação de força ao centro de resistência.⁽²⁾ O movimento combinado de translação e rotação ocorre quando a linha de ação de força não inclui o centro de resistência.^(61,63)

2.3 Sistema de forças: força e momento

A força, sendo uma propriedade física, é tratada matematicamente como um vetor. Portanto, a força aplicada a um dente corresponde a uma entidade vetorial representada por quatro componentes: magnitude, direção, sentido e ponto de aplicação.^(2,65)

A magnitude da força é representada pelo comprimento da seta. A direção corresponde ao próprio corpo e extremidade da seta e compreende a linha de ação e o sentido da força. A linha de ação é representada apenas pelo corpo da seta, sem a extremidade, enquanto o sentido da força é determinado pelo local onde se encontra a extremidade da seta. O ponto de aplicação é indicado pela origem da seta, correspondendo ao ponto de contacto entre o corpo a ser movido e a força aplicada.⁽²⁾ A Figura 1 mostra um esquema relativo aos quatro componentes que caracterizam a força.

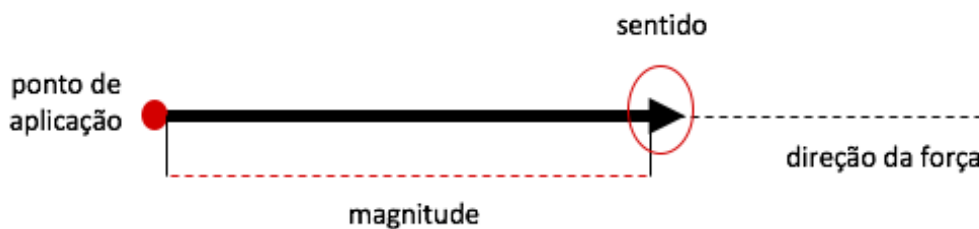


Figura 1 - Ponto de aplicação, magnitude, sentido e direção da força.

De modo a prever a ação de forças a atuarem sobre um dente, pode-se calcular o sistema força + binário equivalente a atuar no centro de resistência ou, de igual modo, a força e o seu momento em relação ao centro de resistência. Estes valores podem combinar-se numa relação muito usada em biomecânica dentária que é a relação momento/força.⁽⁶⁰⁾

De modo a perceber melhor esta relação, é necessário primeiro compreender o conceito de momento de uma força. O momento mede a capacidade de uma força produzir rotação ou, por outras palavras, mede a intensidade da rotação que uma força produz. Assim sendo, o momento corresponde ao produto da intensidade de uma força pela distância de um determinado ponto à linha de ação da força aplicada. O momento é dado pela seguinte equação: $M = F \times d$. A unidade SI (Sistema Internacional) para o momento é newton x metro (Nm).^(60,61) A Figura 2 mostra um esquema que ajuda a perceber melhor este conceito, no qual, O corresponde ao objeto, d à distância e é conhecida por braço de alavanca, P ao ponto de aplicação da força e F à força.

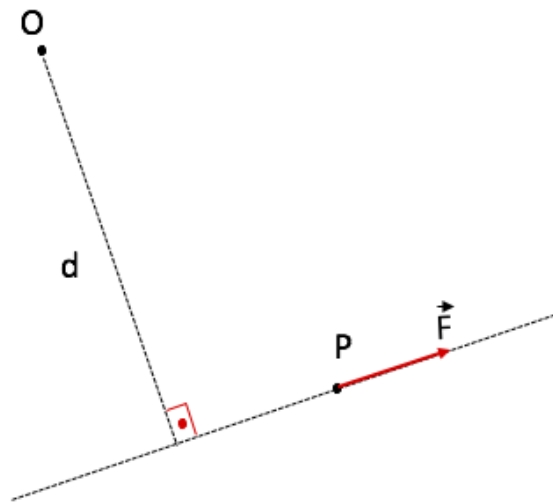


Figura 2 – Momento de uma força.

O momento pode ser positivo ou negativo. Adota-se o sinal positivo quando a força F tende a girar o segmento OP em torno de O no sentido anti-horário e negativo no sentido horário.⁽⁶⁰⁾

Um sistema de forças atuando sobre um dente com uma relação M/F nula no centro de resistência produz translação pura. Por outro lado, uma relação M/F infinita no centro de resistência gera rotação pura. Outros valores de M/F originam movimentos combinados de rotação e translação.⁽⁶⁰⁾

Quanto maior for a distância entre o objeto e a força aplicada, maior é o momento, ou seja, maior é a intensidade da rotação que uma força produz.⁽⁶⁶⁾

Num estudo realizado por Geramy concluiu-se que perante uma situação de perda óssea alveolar, que ocorre em simultâneo com o movimento do centro de resistência em direção ao ápice, a relação momento/ força necessária para produzir movimento corporal também aumenta.⁽⁶⁷⁾

Tanne demonstrou no seu estudo que o comprimento da raiz e a altura do osso alveolar são fatores que influenciam os padrões de deslocamento dentários iniciais, tanto no centro de resistência como no centro de rotação, e igualmente na quantidade de deslocamento.⁽⁶⁸⁾

2.4 Forças desenvolvidas na atividade mastigatória

Imediatamente após a introdução de alimentos na cavidade oral, os dentes estabelecem contactos com os seus antagonistas, produzindo forças intensas na ordem dos 10 ou 20N quando se tratam de alimentos moles e forças correspondentes a 500N quando alimentos mais duros são triturados.⁽⁵⁾

De acordo com a anatomia muscular, a força máxima de mordida é exercida na região do 1º molar. No setor anterior a força varia entre 14 e 25 kgf e no setor posterior varia entre 45 e 99 kgf.⁽¹⁶⁾ No que respeita aos dentes anteriores, a força medida é cerca de 40% da força unilateral registada na região molar e de 70% na região pré-molar. Para os casos de medição bilateral da força na região molar, a força registada é cerca de 40% maior que a medida unilateral.⁽⁶⁹⁻⁷⁴⁾

A força máxima de mordida varia também com a idade, o sexo e provavelmente com a estatura. Varia com a idade, na medida em que com o envelhecimento vai ocorrendo uma diminuição da espessura muscular, logo, a força de mordida é menor nos idosos do que nos indivíduos jovens. Por outro lado, a força máxima de mordida é normalmente superior no sexo masculino, devido à maior dimensão das arcadas e ao maior tamanho dos músculos mastigatórios.⁽⁶⁹⁻⁷³⁾ Assim sendo, no sexo masculino, a força máxima gerada pelos molares é de 88 kgf e no sexo feminino é de 69 kgf, enquanto que nos incisivos a força máxima para os homens é de 28 kgf e para as mulheres é de 22 kgf.⁽⁷³⁾

3. Estudo das forças

O efeito das forças aplicadas às estruturas dentárias tem sido alvo de estudos e apresenta particular interesse na área científica. Foram utilizados vários métodos para o seu estudo, tais como: métodos experimentais para a avaliação de tensões na estrutura dentária, como modelos fotoelásticos e estudos com interferometria holográfica; estudos experimentais *in vivo* em humanos e/ou animais, modelos matemáticos analíticos e análises matemáticas como o método de elementos finitos (MEF).^(10,67,75-77)

De acordo com Rodrigues et al, a altura óssea alveolar tem efeito na distribuição da tensão, em que para grandes distâncias entre o nível ósseo e a coroa resulta uma maior concentração de tensão na dentina radicular. Assim sendo, quanto maior for a perda óssea alveolar, maior concentração de tensão se verifica na região apical do dente.⁽⁷⁸⁾

Segundo os resultados do estudo de Jeon et al, para uma perda óssea de 2 e 6 mm, a magnitude da força requereu uma redução de 80% e progressivamente para 37% da carga inicial (aplicada ao dente sem perda óssea), respetivamente. Por outro lado, para ser possível manter o nível de tensão no ligamento periodontal próximo ao alcançado sem perda óssea, a relação momento/força requereu um aumento de 9 mm (sem perda óssea) para 12,8 mm (perda óssea de 6 mm). Portanto, o autor defende que é primordial existir uma combinação da redução da força e aumento da relação M/F para se obter uma tensão uniforme no ligamento periodontal de um dente com perda óssea.⁽⁷⁶⁾

Reddy e Vandana calcularam a tensão produzida no periodonto sob carga oclusal em diferentes níveis de altura óssea (25, 50 e 75%). Verificaram que a tensão máxima foi registada na região cervical e, em maior medida, no ápice. No que respeita ao ligamento periodontal, quando a altura óssea alveolar estava normal ou reduzida, a tensão máxima foi observada na crista alveolar e no ápice, respetivamente.⁽⁷⁹⁾

Geramy refere que quando ocorre uma perda óssea alveolar, a relação momento/força necessária para produzir movimento corporal é aumentada. À medida que ocorre perda do osso alveolar, acontece um deslocamento do centro de resistência para apical. Numa situação de um nível ósseo normal, os centros de resistência localizam-se aproximadamente a 5 mm apical à crista alveolar e a relação momento/força requerida para produzir movimento corporal é de -8,44. Já num caso de perda óssea de 8 mm, o centro de resistência passa a estar a 1,46 mm e a relação momento/força necessária para haver movimento corporal aumenta para -12,46.⁽⁶⁷⁾

No estudo de Field et al, as distribuições de tensão e deformação no interior da mandíbula foram investigadas para casos de pré e pós reabilitação com prótese fixa parcial. Foi revelado que o tratamento com prótese fixa parcial leva a uma alteração evidente nos padrões normais de tensão e deformação submetidos ao

osso alveolar, dado que, como resultado o osso de suporte adapta-se a um ambiente funcional modificado. Os resultados sugerem que a resposta à carga funcional da interface óssea com a prótese parcial fixa é fundamental para o êxito do tratamento protético a longo prazo.⁽⁸⁰⁾

No caso clínico realizado por Xie e Meng, a paciente apresentava os incisivos maxilares protrusivos e proclínados e sorriso gengival. Neste caso optou-se por uma abordagem multidisciplinar que compreendeu procedimentos endodônticos, periodontais e protéticos. O sorriso gengival mostrava 6 mm de gengiva e existia excesso vertical e horizontal do osso maxilar. De forma a melhorar a linha do sorriso, foi realizado um alongamento coronário de 3 mm. Para tal, efetuou-se uma alveolectomia e osteoplastia para baixar o osso alveolar labial inferior e alterar assim o osso alveolar proeminente. Com o alongamento coronário de 3 mm, a gengiva marginal moveu-se 1 a 2 mm abaixo da junção amelo-cementária.⁽⁸¹⁾

Oliveira et al realizaram um procedimento de alongamento coronário e colocação de facetas, por questões estéticas, a uma paciente com coroas clínicas curtas e diastemas nos dentes anteriores superiores. De acordo com o exame clínico, a gengiva aderida tinha 6 a 7 mm de largura e a profundidade dos sulcos periodontais era igual ou inferior a 3 mm. Foi realizada uma osteotomia de 3 mm de forma a manter a largura biológica e, posteriormente, colocar as restaurações definitivas.⁽⁸²⁾

Mittal et al realizaram uma reabilitação oral completa de uma paciente de 22 anos com diagnóstico de amelogenese imperfeita. No exame clínico verificou-se um severo desgaste dentário e uma sobremordida indicativa de dimensões verticais reduzidas. A paciente apresentou um descontentamento relacionado com a estética dentária e também alguma sensibilidade nos dentes posteriores. O tratamento incluiu alongamento coronário nos dentes anteriores para aumentar o comprimento das coroas clínicas, restaurações de transição realizadas com incrementos de compósito durante 6 semanas com a finalidade de recuperar a dimensão vertical perdida e a reabilitação final foi realizada com próteses fixas. O aumento da dimensão vertical planeado foi de 3 mm.⁽⁸³⁾

O caso clínico realizado por Chronopoulos et al exigiu uma reabilitação total da boca de uma paciente de 47 anos que sofria da doença de refluxo

gastroesofágico crônica leve e apresentava um desgaste dentário moderado a severo. A dimensão vertical oclusal foi avaliada e determinaram um aumento de 3 mm para permitir um espaço apropriado para o tratamento de prótese fixa.⁽⁸⁴⁾

Scutella et al descreveram o caso clínico de um paciente de 65 anos, cuja queixa principal se relacionava com a aparência estética e deficiência funcional. Ao exame clínico foi verificada ausência de oclusão posterior e uma abrasão dentária severa generalizada, a qual foi associada ao quadro de bruxismo noturno que o paciente afirmou. Ao nível do tratamento, foi necessário realizar um alongamento coronário para expor a estrutura dentária adicional e possibilitar o tratamento restaurador. Este consistiu em restauração completas dos dentes anteriores superiores com coroas cerâmicas metálicas e colocação de próteses parciais removíveis maxilares e mandibulares.⁽⁸⁵⁾

Perante estas evidências surge a necessidade de clarificar o impacto que é provocado no ápice radicular quando se varia o centro de resistência, seja por patologias, iatrogenias ou por questões estéticas.

CAPÍTULO II

Objetivos

OBJETIVOS

1. Quantificar as deformações recebidas na coroa e no ápice radicular de pré-molares, por ação de forças aplicadas nas suas coroas.
2. Quantificar as deformações a nível apical quando se altera a localização do centro de resistência dentária.

CAPÍTULO III

Metodologia

METODOLOGIA

Materiais e Instrumentos

- 1) Moldes cilíndricos de plástico (Figura 3) usados para a inclusão dos dentes do estudo no gesso, de modo a estes ficarem bem condicionados para a posterior realização dos testes;



Figura 3 - Moldes cilíndricos de plástico

- 2) Régua metálica graduada utilizada com a finalidade de medir as alturas dentárias a partir da coroa até aos vários cortes efetuados no gesso;
- 3) Compasso de pontas secas útil para a marcação de várias linhas nos dentes distanciadas 2 mm entre si;
- 4) Craveira manual utilizada para medir as dimensões corono-radulares dos dentes desde a cúspide vestibular até ao ápice radicular;
- 5) Micromotor portátil X9 35000;

- 6) Broca de gesso para a realização dos cortes no gesso;
- 7) Estrutura de madeira (Figura 4) composta por duas tábuas, uma com orientação vertical que se encontra assente sobre a outra que serve de base. A tábua vertical possui uma concavidade para cima e serve para colocar a garrafa de 1,5L. Sobre a tábua base são instalados os vários dentes incluídos nos respetivos moldes cilíndricos;

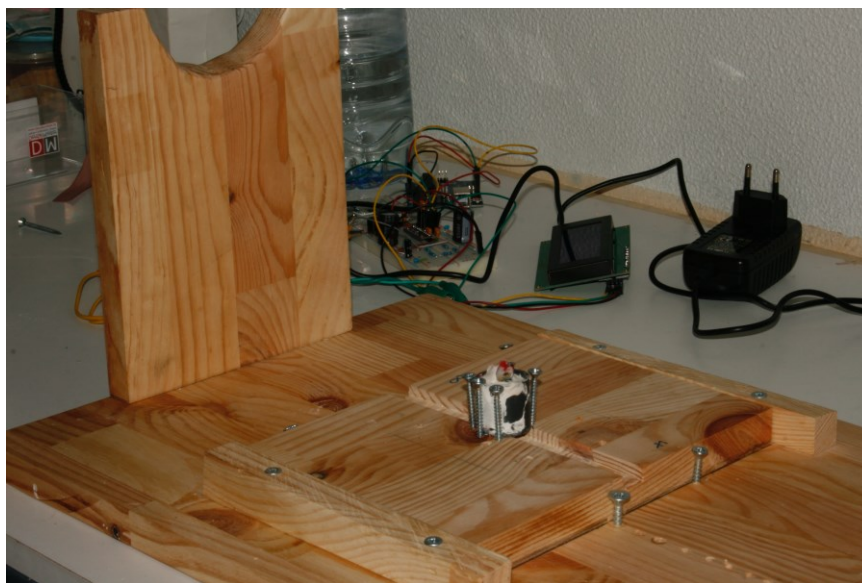


Figura 4 - Estrutura de madeira com dente incluído no molde cilíndrico.

- 8) Sensores *strain-gauges* BF350-3AA (Figura 5), também conhecidos por extensómetros, são dispositivos utilizados para medir a deformação a partir da variação da resistência elétrica, mediante a aplicação de carga a uma estrutura. Em termos do seu funcionamento, ele possui um fio resistivo que altera a sua resistência de acordo com o alongamento da superfície em que ele se encontra instalado. Desta forma, o fio resistivo gera sinais elétricos que são interpretados pela placa de aquisição que, por sua vez, transforma os valores registados em deformação (strain). Os valores de deformação podem depois ser convertidos em tensão mecânica. As características dos sensores utilizados nos testes são as seguintes: resistência: $350 \pm 0,1 \Omega$; coeficiente de sensibilidade: 2,0-2,20; nível de precisão: $2,11\% \pm 1\%$; limite

de deformação: 2,0%; tamanho monolítico: 7,4*4,4mm; dimensões da plataforma de sensibilidade: 3,2*1,6mm; faixa de temperatura operacional: -30°~+80°;

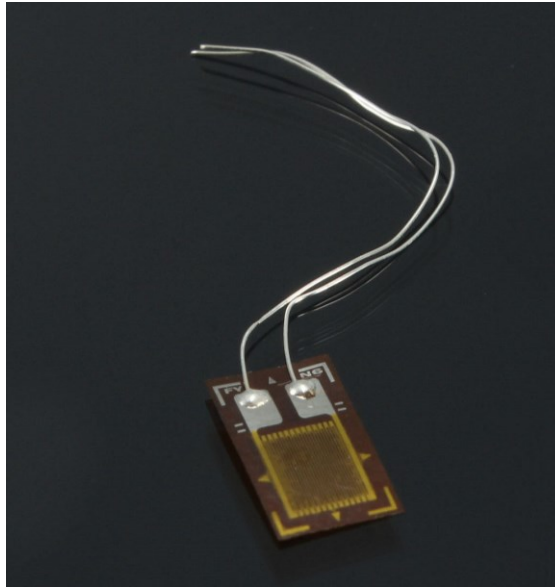


Figura 5 - Sensor strain-gauge BF350-3AA.

- 9) Sistema de aquisição de dados (Figura 6) constituído por uma ponte de Wheatstone, conversor analógico-digital (ADS1115) e microcontrolador (Arduino Uno). Para adquirir o valor de resistência do sensor foi usada uma ponte de Wheatstone com resistências de 352Ω e alimentada a 5V. O valor de tensão nos ramos da ponte de Wheatstone foram amostrados com um conversor analógico-digital (ADS1115). Para além disso, foram adquiridas 860 amostras por segundo, sendo que cada amostra apresenta um erro de $\pm 7,8\mu V$. Para o processamento da informação foi usado um microcontrolador (Arduino Uno), o qual, foi responsável por processar os valores adquiridos pelo conversor e apresentar o valor da resistência do sensor. Adicionalmente, de forma a melhorar a precisão e a reduzir o ruído presente nos resultados, foi usado um filtro digital passa-baixo com frequência de corte de 100mHz.

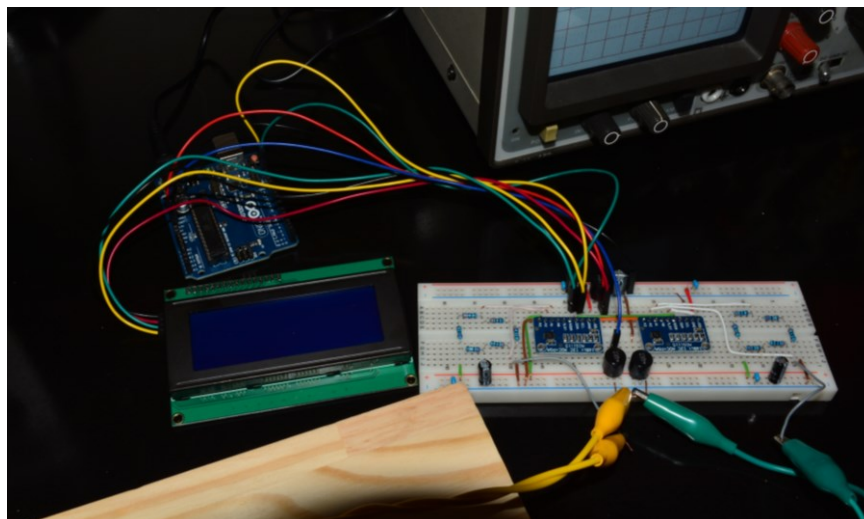


Figura 6 - Sistema de aquisição de dados.

- 10) Duas garrafas de 1,5L, uma com um peso de 2526g e outra com 2944g. Estas garrafas serviram para aplicar cargas de diferentes pesos aos dentes do estudo.
- 11) Gesso;
- 12) Gengiva artificial (gingifast®) utilizada para simular o amortecimento da carga;
- 13) Máquina fotográfica Reflex Nikon D7100 com lente macro Sigma 105mm f/2.8 EX DG;
- 14) Microsoft Excel 2016® - programa utilizado para o registo dos dados recolhidos;
- 15) SPSS 20® *Statistical Package for the Social Sciences* (IBM Corp. Released 2016. IBM SPSS Statistics for Mac. Version 24.0. Amonk, NY: IBM Corp.) - programa de análise estatística dos dados recolhidos.

Métodos

Tipo de estudo

Estudo descritivo e exploratório.

Amostra

Selecionaram-se 6 pré-molares naturais, íntegros e sem restaurações dentárias.

Descrição da metodologia adotada para a realização dos testes

Com o auxílio do instrumento de medida (craveira manual) registaram-se as dimensões corono-radiculares dos pré-molares inferiores, desde a cúspide vestibular até ao ápice radicular. Posteriormente, com um compasso de pontas secas procedeu-se à marcação de uma linha correspondente à junção amelo-cementária em cada dente e, de seguida, foram marcadas mais cinco linhas distanciadas 2 mm entre si.

Em cada dente foi instalado um sensor *strain gauge* BF350-3AA ao nível da face mesial do terço apical radicular.

Seguidamente, de forma a simular o ligamento periodontal, foi aplicada gengiva artificial (Figura 7) em toda a superfície radicular dos dentes até à linha óssea (2ª linha marcada previamente) com uma espessura aproximadamente igual para todos os dentes.



Figura 7 - Aplicação de gengiva artificial na superfície radicular dentária.

Depois, os dentes foram colocados nos moldes cilíndricos de plástico. Para tal, recorreu-se a cera ortodôntica vermelha para auxiliar no posicionamento correto dos dentes. Colocou-se também na base cera rosa, por forma a fixar os moldes cilíndricos à base e garantir que o gesso não extravasasse. O gesso foi inserido nos moldes cilíndricos até à linha óssea de cada dente, de modo a simular o osso alveolar em condições periodontais saudáveis. Com o auxílio da régua metálica graduada foram medidas as alturas dentárias compreendidas entre a linha óssea e a cúspide vestibular de cada dente. Posto isto, cada molde cilíndrico com o respetivo dente foi fixado à estrutura de madeira. O sistema de aquisição de dados foi ligado ao sensor *strain gauge* instalado no dente e deu-se início aos testes.

Os testes consistiram na aplicação de duas cargas de diferentes pesos em cada dente. A primeira carga testada foi com um peso de 2526g e a outra de 2944g. As garrafas encontravam-se apoiadas na estrutura de madeira num ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente. A Figura 3 apresentada a seguir mostra como o molde cilíndrico se encontra fixado na estrutura de madeira e a angulação de 45° da garrafa em relação ao longo eixo dentário.



Figura 8 – Molde cilíndrico fixado na estrutura de madeira e angulação de 45° da garrafa em relação ao longo eixo dentário.

Para cada dente e para cada peso foram realizadas quatro leituras.

Posteriormente, de modo a simular a perda óssea alveolar, procedeu-se à realização de vários cortes no gesso em redor do dente. Cada corte foi aproximadamente de 2 mm. Para tal, usou-se o micromotor portátil e uma broca esférica de gesso. Este processo consistiu em cortar o gesso até se visualizar a linha seguinte marcada em cada dente. Mediu-se novamente a altura compreendida entre a nova linha e a cúspide vestibular com o auxílio da régua metálica graduada. De seguida, aplicavam-se as duas cargas e registavam-se as leituras obtidas. Este processo foi assim repetido para cada dente e os cortes no gesso foram efetuados até que os dentes deixassem de ter suporte no gesso. À exceção de um dente, realizaram-se no total 3 cortes no gesso, ou seja, corresponde a aproximadamente 6 mm de corte.

Dado que as garrafas se encontravam com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo dentário, a carga recebida pela coroa do dente não corresponde ao peso da garrafa. Deste modo, recorreu-se à seguinte fórmula para calcular as cargas recebidas pelas coroas dentárias:

$$a) \text{ sen } 45^\circ \times 2526 = 1786,1g$$

$$b) \text{ sen } 45^\circ \times 2944 = 2081,7g$$

Assim sendo, as coroas dentárias receberam cargas de 1786,15g e 2081,72g quando foram aplicados os pesos de 2526g e 2944g, respetivamente.

Procedeu-se também à realização de um teste com a finalidade de validar o sensor *strain-gauge* para nos certificarmos que o mesmo estaria a funcionar corretamente. Para tal, foi instalado um sensor *strain gauge* na coroa de um dente e, por isso, os valores obtidos foram apenas desse sensor.

Foram então aplicados sucessivamente cinco pesos na coroa e registados os valores obtidos. Foram determinados os pesos que deveriam ser aplicados, de forma a que ao nível da coroa, as cargas recebidas fossem de 1000, 1020, 1040, 1060 e 1080g. Assim sendo, os respetivos pesos aplicados foram de 1415, 1443, 1471, 1500 e 1527g. Para o cálculo destes valores, foi realizado o quociente da carga recebida na coroa pelo $\text{sen } 45^\circ$, ou seja, por exemplo:

$$a) 1000 / \text{sen}45^\circ = 1415g$$

De acordo com as leituras registadas, foi utilizada uma fórmula para converter esses valores em valores de resistência.

A fórmula utilizada foi a seguinte:

$$\Delta L = (\Delta R * L) / (R * G), \text{ no qual}$$

$$\Delta R = R_{\text{final}} - R_{\text{inicial}}$$

$$L = 3,2 \text{ mm}$$

$$R = R_{\text{inicial}}$$

$$G = 2$$

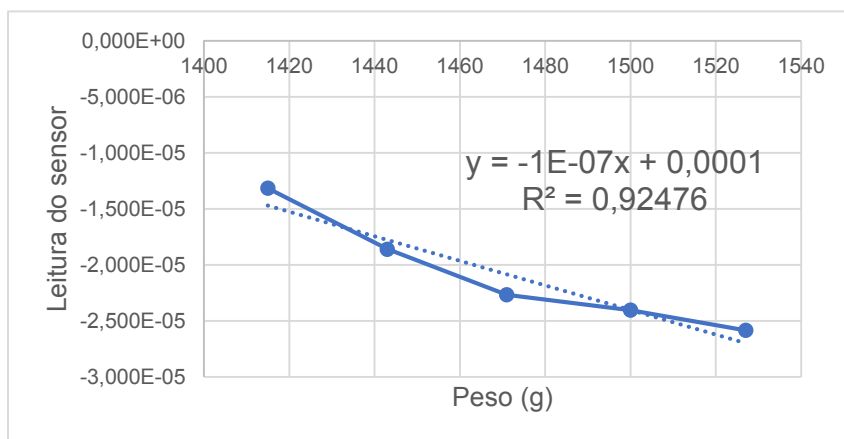
Segue abaixo a tabela com os valores de resistência determinados a partir da fórmula:

Tabela 1 – Valores de resistência (ΔL) obtidos a partir da fórmula.

Peso (g)	ΔL
1415	-1,315E-05
1443	-1,860E-05
1471	-2,268E-05
1500	-2,404E-05
1527	-2,585E-05

A partir destes dados foi contruído o seguinte gráfico no programa Microsoft Excel 2016[®] e determinada uma função:

Gráfico 1 - Relação entre a leitura do sensor e o peso.



Através do gráfico é possível verificar uma função linear, o que significa que quanto maior o peso aplicado maior será a leitura do sensor verificada.

O R^2 , conhecido por coeficiente de determinação, tem um valor de 0,92, o que significa que 92% da variável dependente (leitura do sensor) consegue ser explicada pelo regressor presente no modelo, neste caso é o peso.

Análise estatística

Descrição das variáveis

Na Tabela 2 estão descritas as variáveis usadas para tratamento estatístico.

Tabela 2 - Definição das variáveis.

Nome	Definição	Categorização	Valores
<i>Dente</i>	Dente	Catagórica nominal	
<i>CoroaRaiz</i>	Relação coroa/raiz	Escala	
<i>Delta R</i>	Resistência final-resistência inicial	Escala	
<i>Peso</i>	Peso	Catagórica nominal	1 – 1786,1 2 – 2081,7

Tratamento de Dados

Os dados foram recolhidos e passados para o Excel. De seguida, através do SPSS procedeu-se à análise estatística cuja significância foi de 95%. Realizou-se a análise descritiva univariada para as variáveis quantitativas contínuas com determinação da média, desvio padrão, mediana, mínimo, máximo e amplitude e para as variáveis categóricas nominais ou nominais dicotómicas foi calculada a frequência. Foram utilizados os testes não paramétricos de acordo com a

verificação da normalidade e homogeneidade das variâncias, usando o teste de Kolmogorov-Smirnov. Para efetuar a correlação entre as variáveis *Delta R* e *CoroaRaiz* foi aplicado o Rho Spearman. Não foi aplicado o coeficiente de Pearson, porque as variáveis não apresentaram normalidade.

CAPÍTULO IV

Resultados

RESULTADOS

Tabela 3 – Valores das variações coroa/raiz e da carga recebida na raiz de cada dente

Dente	Início				1º corte				2º corte				3º corte			
	mm	C/R	D1	D2	mm	quociente	D1	D2	mm	quociente	D1	D2	mm	quociente	D1	D2
1	8,75/14,55	0,60	-	-	10,5/12,75	0,82	0,06	0,10	12,5/10,8	1,16	0,15	0,28	14,5/8,8	1,65	0,27	0,31
2	8,45/14,35	0,59	0,08	0,19	10,2/12,6	0,81	0,07	0,16	12/10,8	1,11	0,06	0,10	14/8,8	1,59	-	-
3	9,7/12,2	0,80	0,06	0,08	11,9/10	1,19	0,25	0,35	13,6/8,3	1,64	0,07	0,06				
4	9/13,5	0,67	0,03	0,05	10,5/12	0,88	0,06	0,06	12,2/10,3	1,18	0,08	0,07	13,9/8,6	1,62	0,15	0,12
5	8,4/12,6	0,67	0,03	0,06	10,9/10,1	1,08	0,08	0,14	12,3/8,7	1,41	0,28	0,58	14,5/6,5	2,23	1,52	1,10
6	9/12,6	0,71	0,10	0,13	11,7/9,9	1,18	0,18	0,17	13,5/8,1	1,67	0,24	0,22	14,7/6,9	2,13	0,38	0,30

Na tabela 3 apresentam-se os valores das variações coroa/raiz com os valores da carga recebida na raiz de cada dente. As legendas D1 e D2 correspondem aos valores da deformação obtida no ápice radicular, quando os pesos nas garrafas são de 1786,1 e 2081,7g, respectivamente.

De seguida, nos gráficos 2, 3 e 4, apresentam-se os resultados das associações de *Delta R* (deformações do sensor *strain gauge* recebidas no ápice radicular) com *coroa-raiz*, *dente* e *peso*.

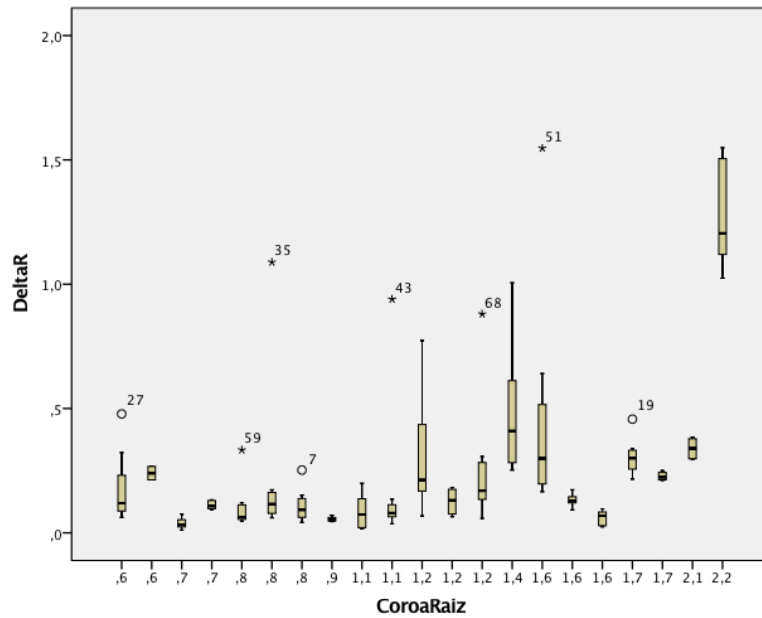


Gráfico 2 – Relação CoroaRaiz com *Delta R*.

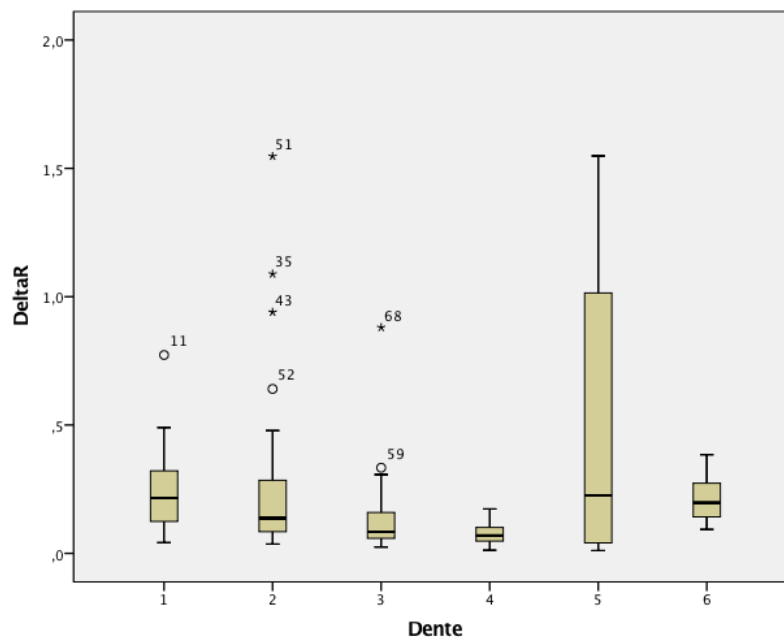


Gráfico 3 – Relação Dente com *Delta R*.

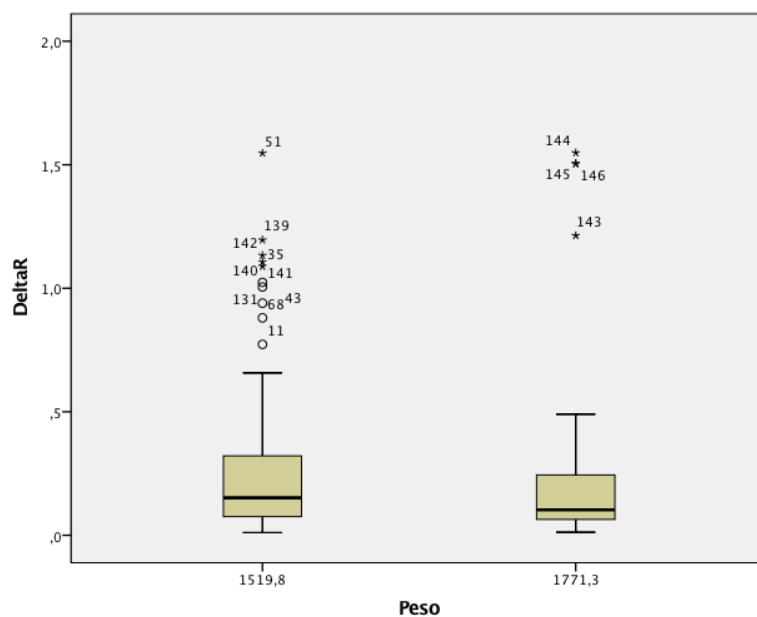


Gráfico 4 – Relação *Peso* com *Delta R*.

Teste de Normalidade

Realizou-se o teste Kolmogorov-Smirnov para avaliar a normalidade da distribuição, uma vez que este teste é indicado para amostras de dimensão igual ou superior a 30 e, neste caso, a amostra é de 178.

Tabela 4 – Teste de Kolmogorov-Smirnov.

Kolmogorov-Smirnov			
	Estatística	gl	Sig.
<i>Delta R</i>	0,233	178	0,000
<i>CoroaRaiz</i>	0,158	178	0,000
<i>Dente</i>	0,152	178	0,000
<i>Peso</i>	0,341	178	0,000

De acordo com a tabela 4, o valor de significância tanto para a variável dependente (*Delta R*) como para as variáveis independentes (*CoroaRaiz*, *Dente* e *Peso*) é de 0,000, sendo este valor inferior a 0,05, o que mostra que a distribuição não é normal.

Deste modo, é recomendada a realização de testes não paramétricos.

Na tabela 5 estão apresentadas as correlações entre a deformação observada no sensor “*strain gauge*”, *delta R*, por ação das forças sobre os dentes.

Tabela 5 – Teste Rho de Spearman para as variáveis *Delta R*, *CoroaRaiz*, *Dente* e *Peso*.

Rho de Spearman				
	<i>Delta R</i>	<i>CoroaRaiz</i>	<i>Dente</i>	<i>Peso</i>
Coef. correlação	1,000	0,568	0,032	-0,142
Sig,	.	178	0,000	0,058

Delta R vs CoroaRaiz

Para avaliar a associação entre a deformação observada no sensor *strain gauge* e a relação coroa/raiz foi feita a associação abaixo apresentada.

Questão em estudo: Haverá alguma associação entre a relação coroa/raiz e o delta R?

Hipótese nula (H_0): O delta R não está relacionado com a coroa-raiz;

Hipótese alternativa (H_1): Há relação entre o delta R e a coroa-raiz.

Tabela 6 – ANOVA; relação *Delta R* com *CoroaRaiz*.

	Soma dos quadrados	gl	Quadrado médio	F	Sig
<i>CoroaRaiz</i>	4,908	1	4,908	72,280	0,000

A Tabela 6 apresenta a aplicação do teste ANOVA. A hipótese nula (H_0) é rejeitada, $p < 0,05$.

Tabela 7 – Sumarização do modelo de regressão linear para as variáveis *Delta R* e *CoroaRaiz*.

R	R ²	R ² ajustado
0,540	0,291	0,287

A Tabela 7 representa o resumo do modelo de regressão linear para a associação entre a deformação observada no sensor *strain gauge* e a relação coroa/raiz. Este modelo contém o coeficiente de determinação que é dado pelo R². Este valor deve estar compreendido entre 0 e 1 e indica o quanto o modelo consegue explicar os valores observados. Neste caso, o R² é de 0,287, o que significa que 29% da variância no *Delta R* foi explicada pela *CoroaRaiz*. De acordo com Cohen (1988), o tamanho do efeito é largo.⁽⁸⁶⁾

Tabela 8 – Coeficientes da relação *Delta R* com *CoroaRaiz*.

	Coef. não padronizados	Coef. padronizados B	t	Sig
<i>CoroaRaiz</i>	0,359	0,540	8,502	0,000

A Tabela 8 contém os coeficientes de regressão e de correlação, cujos valores são 0,359 e 0,540, respectivamente. O primeiro valor corresponde à inclinação da linha de melhor ajuste ou linha de regressão. O coeficiente de regressão padronizado beta (0,540) para regressão simples é a correlação.

Os coeficientes não padronizados fornecem uma fórmula que se pode usar para prever a variável dependente a partir da variável independente. Assim sendo, pode usar-se a equação da regressão para estimar o delta R. Prever delta R = - 0,196 + 0,359*(valores CoroaRaiz).

A regressão linear simples realizada permitiu investigar o quão bem a CoroaRaiz prevê o Delta R. Os resultados foram estatisticamente significativos, $F(1,176) = 72,28$, $p < 0,001$.

O valor t representado na Tabela 8 como 8,502 indica-nos a probabilidade de aumentar o Delta R por cada unidade de aumento da coroa-raiz, ou seja, por cada unidade de coroa-raiz que se aumente, o Delta R aumenta 8,5 vezes.

Para a relação das variáveis *Delta R* e *CoroaRaiz*, a homogeneidade de variâncias foi testada e comprovada pelo teste Leven's. $F=18,477$, $p=0,000$. Dado que a significância associada ao teste é inferior a 0,05, não existe homogeneidade das variâncias. A aplicação do teste-t demonstrou uma relação estatisticamente significativa, $t=4,503$, $p=0,000$. Assim, é possível concluir que a coroa/raiz tem influência no Delta R, $p < 0,05$.

Para comparar os resultados alcançados nos testes, foi efetuado um modelo matemático, o qual se encontra no Capítulo VIII - Apêndices. Os valores registados neste modelo foram obtidos a partir das seguintes fórmulas:

$$F_2 = (F_1 * \text{Coroa}) / \text{Raiz}$$

$$F_2' = (F_1' * \text{Coroa}) / \text{Raiz, no qual,}$$

F_1 e F_1' representam as cargas de 1786,1 e 2081,7g recebidas pelas coroas dentárias; F_2 e F_2' correspondem às cargas recebidas no ápice quando F_1 e F_1' são aplicados, respectivamente. Os valores 1786,1g e 2081,7g foram obtidos a partir do produto do peso das garrafas (2526g e 2944g) pelo $\text{sen}45^\circ$, uma vez que as garrafas se encontram com uma angulação de 45° em relação ao longo eixo dentário, logo, a carga recebida pela coroa não é a mesma do peso aplicado.

CAPÍTULO V

Discussão

DISCUSSÃO

O presente estudo tentou simular as condições *in vivo* através da aplicação de cargas de 1786,1g e 2081,7g na coroa dos dentes para estudar a deformação observada no sensor *strain gauge* e, assim, estabelecer uma associação entre as cargas efetuadas a nível oclusal e a deformação provocada no ápice radicular. Em condições *in vivo*, as cargas mastigatórias desenvolvidas na região coronal dos dentes são transmitidas ao ápice dos mesmos. Desta forma, para estudar as cargas recebidas ao nível do ápice radicular, foram instalados sensores *strain-gauges* no terço radicular dos dentes. Observou-se que no primeiro, segundo e terceiro cortes, os valores mínimos de deformação recebida no ápice radicular foram 1,2; 1,4 e 2,4 vezes superior aos valores registados sem corte, respetivamente. Por outro lado, os valores máximos de deformação pela mesma ordem de cortes foram 4,4; 9,6 e 50,6 vezes superior aos registados sem corte.

Numa situação *in vivo*, as forças oclusais são distribuídas sobre os pontos de contacto e possuem um componente lateral adicional exercido na região intercuspídea durante a atividade mastigatória. Portanto, as condições de aplicação de carga no presente estudo poderão ser menores do que a real, no caso de dentes sem ponto de contacto com os vizinhos. São exemplos clínicos as perdas dentárias intercalares e a perda por lesão, infeção ou iatrogénicas da anatomia proximal. Se a situação *in vivo* for efetuada bruscamente como é caso de aumentos de dimensão vertical da oclusão por prótese fixa, por cirurgias de alongamento coronário ou ainda pelas duas a ocorrerem em simultâneo, não existe tempo para que o periodonto se adapte ao enorme aumento da carga, favorecendo a mobilidade dentária e a doença.^(81-85,87-89)

No estudo de Rodrigues et al avaliaram-se os níveis de tensão em férulas presentes nos dois incisivos centrais superiores através do uso de medidores de tensão (*strain-gauges*). Uma das observações desse estudo foi o efeito do nível ósseo na distribuição da tensão, na qual se verificou que uma distância maior entre o nível ósseo e a coroa resultou numa maior concentração de tensão na dentina radicular.⁽⁹⁰⁾ Um estudo semelhante foi realizado por Reddy e Vandana e consistiu em calcular a tensão produzida no periodonto sob carga oclusal em diferentes

níveis de altura óssea (25%, 50% e 75%). Para tal, foram elaborados quatro modelos de elementos finitos de incisivos superiores. Os resultados mostraram que a tensão máxima no dente foi verificada na região cervical e, em maior medida, no ápice. Ao nível do ligamento periodontal, a tensão máxima foi registada na crista alveolar e no ápice, quando a altura óssea alveolar estava normal e reduzida, respetivamente. Desta forma, em casos de perda de altura óssea alveolar há um aumento significativo na concentração da tensão no ápice radicular.⁽⁷⁹⁾ As observações verificadas nestes dois estudos estão de acordo com os resultados alcançados, uma vez que há medida que se ia reduzindo o nível de osso, a distância à coroa aumentava e a deformação provocada no ápice aumentava igualmente. Isto pressupõe que quanto mais para apical se move o centro de resistência, maior é o braço de alavanca e maior é o impacto das forças aplicadas ao nível oclusal, logo maior tensão é concentrada ao nível do ápice radicular e mais deformação este sofre.

Ao longo do estudo realizado foram sempre aplicados os mesmos pesos (1786,1g e 2081,7g) nas coroas dentárias à medida que se ia diminuindo o nível ósseo. Verificou-se então um aumento progressivo na deformação provocada no ápice radicular, conforme se ia aumentando a relação coroa/raiz dos dentes, tendo sido este aumento mais significativo com o peso maior (2081,7g). Isto sugere que quanto maior for a perda óssea, menor carga deve ser exercida sobre a coroa dentária para que a deformação gerada no ápice não seja tão ou mais acentuada, uma vez que o centro de resistência se deslocou apicalmente com a perda de osso.

Yoshinari et al relataram que durante a atividade mastigatória, a força oclusal média exercida é de 40 N (4 kg), enquanto que a força oclusal máxima nos dentes posteriores variou de 200 a 540 (20 a 55 kg).⁽⁹¹⁾ Em pré-molares, primeiros e segundos molares em condições saudáveis, as forças oclusais variaram de 21 a 30 kg, 24 a 31 kg e 23 a 30 kg, respetivamente, quando os indivíduos foram solicitados a apertar ao máximo na ausência de alimentos.⁽⁹²⁾

Kim e Lee estudaram a carga máxima necessária para triturar vários alimentos com uma máquina de teste universal. Eles relataram que a carga média de trituração de anchovas secas foi de 41 N (4 kg), a de lulas secas foi de 169 N (17 kg), a de caranguejo cozido foi de 331 N (34 kg) e a de frango cozido com ossos foi de 382 N (39 kg).⁽⁹³⁾ As cargas aplicadas às coroas dentárias no presente

estudo são bastante menores do que as solicitadas na trituração de alimentos como os referidos acima.

Jeon et al recorreram ao método de elementos finitos para simular o efeito da perda óssea alveolar na tensão induzida ortodonticamente no ligamento periodontal do primeiro molar maxilar. O objetivo foi calcular a redução na magnitude da força e o aumento da relação M/F necessários de forma a manter a tensão uniformemente distribuída no ligamento periodontal do primeiro molar maxilar com perda óssea alveolar. De acordo com os resultados obtidos, a magnitude da força requereu uma redução de 80% e progressivamente para 37% da carga inicial (aplicada ao dente sem perda óssea) para uma perda óssea de 2 e 6 mm, respetivamente. A relação M/F demanda um aumento de 9 mm (sem perda óssea) para 12,8 mm (perda óssea de 6 mm), de forma a manter o nível de tensão no ligamento periodontal próximo ao obtido sem perda óssea.⁽⁷⁶⁾

Da mesma forma que a perda óssea tem impacto na transmissão de cargas na coroa para o ápice radicular, aumentar a altura dos dentes pode ter igualmente um efeito semelhante, uma vez que a relação coroa/raiz é alterada nestas duas situações. Foi demonstrado no estudo em questão que por cada unidade de coroa-raiz que se aumente, a probabilidade de aumentar as cargas recebidas a nível apical é 8,5 vezes maior. No entanto, não existem pressupostos adequados para afirmar com certeza que este é um valor padrão, uma vez que não se verifica a normalidade de distribuição da variável dependente estudada nem a homogeneidade das variâncias, o que pode alterar significativamente esta probabilidade. Tendo em consideração a imensa variabilidade da anatomia dentária humana, incluindo a forma dentária, é possível especular que esta pode estar relacionada com a heterogeneidade das variâncias. Importa em estudos futuros estudar adequadamente este problema.

De acordo com o modelo matemático, este indica que por cada unidade de coroa-raiz que se aumente, a carga recebida ao nível do ápice aumenta aproximadamente 1,17 vezes do primeiro peso (1786,1g) aplicado na coroa para o segundo peso (2081,7g).

São várias as situações clínicas que demandam o aumento da altura das coroas dentárias, quer seja através de alongamentos coronários ou aumentos da dimensão vertical de oclusão para satisfazer questões estéticas, corrigir um sorriso

gingival ou uma situação de abrasão dentária extensa. Estes procedimentos clínicos podem ter consequências tão graves ao nível do ápice radicular como uma situação de doença periodontal. Ambos os casos são o inverso um do outro, uma vez que, no primeiro, promove-se um aumento da altura coronal em relação ao comprimento radicular e, no segundo, com a perda óssea a acontecer, há um maior comprimento radicular comparativamente ao coronal. Como já referido, ao haver perda de osso, o centro de resistência desloca-se para apical, o braço de alavanca aumenta e as cargas mastigatórias transmitidas ao ápice radicular são também maiores, provocando um aumento da deformação na região apical do dente. De forma semelhante, ao aumentar a altura da coroa dentária, há também um aumento das forças oclusais desenvolvidas na atividade mastigatória, logo, as cargas transmitidas ao ápice e a deformação sofrida por ele serão também maiores.

Carlsson et al realizaram um estudo sobre o efeito do aumento temporário da dimensão vertical de oclusão em seis indivíduos adultos com dentição natural completa. O aumento da dimensão vertical foi de 4 mm na região incisiva e foi realizado através da aplicação de talas de resina acrílica cimentadas sobre os caninos, pré-molares e molares inferiores durante 7 dias. Estas talas aumentaram a dimensão vertical e também a altura original da posição de repouso. Após a alteração realizada, os indivíduos experienciaram sintomas moderados de desconforto, que foram diminuindo ao longo do primeiro e segundo dias. No entanto, um dos indivíduos não se conseguiu adaptar à alteração da dimensão vertical e sentiu um grave desconforto e stress psicológico acompanhado de um aperto dos dentes durante os dias do período experimental.⁽⁹⁴⁾

Tendo em conta este e os restantes casos clínicos referenciados anteriormente e que visaram o tratamento de situações de sorriso gengival, abrasão dentária severa, coroas dentárias curtas e aumento da dimensão vertical de oclusão, em geral o alongamento coronário rondou os 3 mm. Ora, conforme os resultados obtidos no presente estudo, em que por cada unidade de coroa-raiz que se aumente, a probabilidade de aumentar as cargas a nível apical é 8,5 vezes maior, pode-se especular que para um aumento de 3 mm na altura da coroa, as cargas recebidas no ápice radicular passam a ser o triplo de 8,5, ou seja, são 25,5 vezes maiores comparativamente às cargas recebidas previamente à alteração.⁽⁸¹⁻⁸⁵⁾

De acordo com os valores máximos de deformação registados no ápice radicular, para cortes de 2, 4 e 6 mm obteve-se uma deformação de 4,4; 9,6 e 50,6 vezes superior à registada inicialmente (sem corte). Comparando com os resultados do modelo matemático, estes indicam que perante os mesmos cortes, a carga máxima recebida ao nível do ápice radicular é 1,5; 2,3 e 3,3 vezes superior à carga em condições de ausência de corte. Relembrar que os valores obtidos a partir do modelo matemático correspondem às cargas que o ápice radicular recebe quando as coroas dentárias são submetidas a cargas de 1786,1 e 2081,7g. Existem várias limitações para este estudo, entre as quais, não foi reproduzido o deslocamento horizontal dos dentes, tendo sido apenas aplicada uma carga oclusal oblíqua que se encontrava num ângulo de 45° em relação ao longo eixo dentário. É importante sublinhar que o regulamento das forças oclusais não se trata de um mecanismo somático simples, mas sim de um complexo processo que envolve o cérebro. Por exemplo, o aumento das cargas sentidas nos dentes provoca uma diminuição na força muscular mastigatória, levando o indivíduo a procurar alimentos mais moles.⁽⁹⁵⁾

Sendo um assunto tão complexo, importa continuar a explorá-lo para que se possa esclarecer devidamente esta questão.

CAPÍTULO VI

Conclusões

CONCLUSÕES

No âmbito deste estudo foram alcançadas as seguintes conclusões:

1. No primeiro corte, a deformação máxima recebida no ápice radicular aumentou 4,4 vezes; no segundo aumentou 9,6 vezes e no terceiro 50,6 vezes em relação à deformação inicial, ou seja, sem a realização de cortes.
2. Correlação positiva com um efeito forte (0,568) entre Delta R e relação coroa/raiz, $p < 0,05$
3. Embora com limitações, verificou-se que por cada unidade de aumento da coroa-raiz, a deformação sentida no ápice radicular é 8,5 vezes maior.
4. A forma dentária dos pré-molares usados e as duas cargas (1786,1g e 2081,7g) aplicadas oclusalmente não estão significativamente associadas com a força recebida no ápice radicular.

CAPÍTULO VII

Bibliografía

BIBLIOGRAFIA

1. Wang M, Mehta N. A possible biomechanical role of occlusal cusp-fossa contact relationships. *J Oral Rehabil.* Janeiro de 2013;40(1):69–79.
2. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1 de Abril de 1984;85(4):294–307.
3. Marcelo do Amaral Ferreira, Paulo César Borges, Marco Antônio Luersen. Alguns aspectos da mecânica das alças de retração ortodôntica. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial.* Maio de 2008;13(3):112–23.
4. Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod.* 1995;65(2):123–8.
5. William R. Proffit, Henry W. Fields, Jr., David M. Sarver. *Ortodontia Contemporânea.* 4ª. Elsevier; 2008.
6. Pereira PEA. Alterações biológicas no ligamento periodontal durante o movimento ortodôntico. 2009 [citado 6 de Fevereiro de 2017]; Disponível em: <http://bdigital.ufp.pt/handle/10284/1249>
7. Goktas S, Dmytryk JJ, McFetridge PS. Biomechanical behavior of oral soft tissues. *J Periodontol.* Agosto de 2011;82(8):1178–86.
8. Ho SP, Marshall SJ, Ryder MI, Marshall GW. The tooth attachment mechanism defined by structure, chemical composition and mechanical properties of collagen fibers in the periodontium. *Biomaterials.* Dezembro de 2007;28(35):5238–45.
9. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent.* Março de 1982;47(3):317–29.
10. Machado CVBB. Estudo biomecânico das tensões exercidas pelas molas ortodônticas sobre as estruturas dentárias. 24 de Maio de 2013 [citado 26 de Janeiro de 2017]; Disponível em: <http://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/58484>
11. Ren LM, Wang WX, Takao Y, Chen ZX. Effects of cementum-dentine junction and cementum on the mechanical response of tooth supporting structure. *J Dent.* Novembro de 2010;38(11):882–91.
12. 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.

13. Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. Calcif Tissue Int. 1 de Novembro de 1995;57(5):344–58.

14. Comper WD. Extracellular Matrix. CRC Press; 1996. 494 p.

15. McCulloch CA, Lekic P, McKee MD. Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament. Periodontol 2000. Outubro de 2000;24:56–72.

16. Pellizzer EP, Muench A. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores. Rev Odontol Universidade São Paulo. Outubro de 1998;12(4):401–7.

17. Beertsen W, McCulloch CA, Sodek J. The periodontal ligament: a unique, multifunctional connective tissue. Periodontol 2000. Fevereiro de 1997;13:20–40.

18. Beertsen W, Brekelmans M, Everts V. The site of collagen resorption in the periodontal ligament of the rodent molar. Anat Rec. Outubro de 1978;192(2):305–17.

19. Bosshardt DD, Selvig KA. Dental cementum: the dynamic tissue covering of the root. Periodontol 2000. Fevereiro de 1997;13:41–75.

20. Severson JA, Moffett BC, Kokich V, Selipsky H. A histologic study of age changes in the adult human periodontal joint (ligament). J Periodontol. Abril de 1978;49(4):189–200.

21. Coolidge ED. The Thickness of the Human Periodontal Membrane. J Am Dent Assoc Dent Cosm. 1 de Agosto de 1937;24(8):1260–70.

22. Takeuchi N, Yamamoto T. Correlation between periodontal status and biting force in patients with chronic periodontitis during the maintenance phase of therapy. J Clin Periodontol. 1 de Março de 2008;35(3):215–20.

23. Williams WN, Low SB, Cooper WR, Cornell CE. The effect of periodontal bone loss on bite force discrimination. J Periodontol. Abril de 1987;58(4):236–9.

24. Hueber Sicher. Orban's Oral Histology and Embryology. 6ª. St. Louis: The C.V. Mosby Co.; 1966. 176-196 p.

25. Hillam DG. Stresses in the periodontal ligament. J Periodontal Res. 1 de Fevereiro de 1973;8(1):51–6.

26. Meikle MC. The tissue, cellular, and molecular regulation of orthodontic tooth

movement: 100 years after Carl Sandstedt. *Eur J Orthod.* Junho de 2006;28(3):221–40.

27. Reitan K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod.* 1 de Dezembro de 1960;46(12):881–900.

28. King GJ, Keeling SD, Wronski TJ. Histomorphometric study of alveolar bone turnover in orthodontic tooth movement. *Bone.* 1991;12(6):401–9.

29. Yang YQ, Li XT, Rabie ABM, Fu MK, Zhang D. Human periodontal ligament cells express osteoblastic phenotypes under intermittent force loading in vitro. *Front Biosci J Virtual Libr.* 1 de Janeiro de 2006;11:776–81.

30. Zhao Y, Wang C, Li S, Song H, Wei F, Pan K, et al. Expression of Osterix in mechanical stress-induced osteogenic differentiation of periodontal ligament cells in vitro. *Eur J Oral Sci.* Junho de 2008;116(3):199–206.

31. Kaneko S, Ohashi K, Soma K, Yanagishita M. Occlusal hypofunction causes changes of proteoglycan content in the rat periodontal ligament. *J Periodontal Res.* Fevereiro de 2001;36(1):9–17.

32. Ozaki S, Kaneko S, Podyma-Inoue KA, Yanagishita M, Soma K. Modulation of extracellular matrix synthesis and alkaline phosphatase activity of periodontal ligament cells by mechanical stress. *J Periodontal Res.* 1 de Abril de 2005;40(2):110–7.

33. Grant D, Bernick S. The Periodontium of Ageing Humans. *J Periodontol.* 1 de Novembro de 1972;43(11):660–7.

34. Klingsberg J, Butcher EO. Comparative Histology of Age Changes in Oral Tissues of Rat, Hamster, and Monkey. *J Dent Res.* 1 de Janeiro de 1960;39(1):158–69.

35. Moskow BS. Origin, Histogenesis and Fate of Calcified Bodies in the Periodontal Ligament. *J Periodontol.* 1 de Março de 1971;42(3):131–43.

36. Zander HA, Hurzeler B. Continuous cementum apposition. *J Dent Res.* Dezembro de 1958;37(6):1035–44.

37. Ho SP, Balooch M, Goodis HE, Marshall GW, Marshall SJ. Ultrastructure and nanomechanical properties of cementum dentin junction. *J Biomed Mater Res A.* 1 de Fevereiro de 2004;68A(2):343–51.

38. Stamfelj I, Vidmar G, Cvetko E, Gaspersic D. Cementum thickness in multirooted human molars: a histometric study by light microscopy. *Ann Anat Anat*

Anz Off Organ Anat Ges. 2008;190(2):129–39.

39. Foster BL. Methods for studying tooth root cementum by light microscopy. *Int J Oral Sci.* Setembro de 2012;4(3):119–28.

40. Kato S, Nakagaki H, Kunisaki H, Sugihara N, Noguchi T, Ito F, et al. The thickness of the sound and periodontally diseased human cementum. *Arch Oral Biol.* 1 de Agosto de 1992;37(8):675–6.

41. Kydd WL, Daly CH. The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. *J Prosthet Dent.* 1 de Março de 1982;47(3):317–29.

42. Kronka MC, Watanabe I, Pereira da Silva MC, Júnior BK. Corrosion casts of young rabbit palatine mucosa angioarchitecture. *Ann Anat - Anat Anz.* 1 de Novembro de 2000;182(6):529–31.

43. Goktas S, Dmytryk JJ, McFetridge PS. Biomechanical behavior of oral soft tissues. *J Periodontol.* Agosto de 2011;82(8):1178–86.

44. Tomlin HR, Wilson HJ. The measurement of thickness and hardness of oral soft tissues. *Br Dent J.* 2 de Janeiro de 1968;124(1):22–7.

45. Kydd WL, Daly CH, Nansen D. Variation in the response to mechanical stress of human soft tissues as related to age. *J Prosthet Dent.* 1 de Novembro de 1974;32(5):493–500.

46. Ahmad R, Abu-Hassan MI, Li Q, Swain MV. Three dimensional quantification of mandibular bone remodeling using standard tessellation language registration based superimposition. *Clin Oral Implants Res.* Novembro de 2013;24(11):1273–9.

47. Kydd WL, Daly CH, Waltz M. Biomechanics of oral mucosa. *Front Oral Physiol.* 1976;2:108–29.

48. Picton DCA, Wills DJ. Viscoelastic properties of the periodontal ligament and mucous membrane. *J Prosthet Dent.* 1 de Setembro de 1978;40(3):263–72.

49. Inoue K, Arikawa H, Fujii K, Shinohara N, Kawahata N. Viscoelastic properties of oral soft tissue. 1. A method of determining elastic modulus of oral soft tissue. *Dent Mater J.* Junho de 1985;4(1):47–53.

50. Lytle RB. Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures. *J Prosthet Dent.* 1 de Janeiro de 1962;12(1):34–43.

51. Sawada A, Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T. Viscoelasticity of Human Oral Mucosa: Implications for Masticatory Biomechanics. *J Dent Res.* 1 de Fevereiro de 2011;90:590–5.

52. Chen J, Ahmad R, Li W, Swain M, Li Q. Biomechanics of oral mucosa. *J R Soc Interface*. 6 de Agosto de 2015;12(109):20150325.
53. Fleisch L, Austin JC. A histologic study of the response of masticatory and lining mucosa to mechanical loading in the vervet monkey. *J Prosthet Dent*. 1 de Fevereiro de 1978;39(2):211–6.
54. Scapino RP. Biomechanics of prehensile oral mucosa. *J Morphol*. Junho de 1967;122(2):89–114.
55. Clausen H, Vedtofte P, Moe D, Dabelsteen E. Keratin pattern in human oral buccal and hard palate mucosa. *Eur J Oral Sci*. 1 de Outubro de 1983;91(5):411–3.
56. Bourke KA, Haase H, Li H, Daley T, Bartold PM. Distribution and synthesis of elastin in porcine gingiva and alveolar mucosa. *J Periodontal Res*. Dezembro de 2000;35(6):361–8.
57. Lozdan J. Studies on the mucogingival junction. *Dent Pract Dent Rec*. Julho de 1970;20(11):379–84.
58. Orban B, Sicher H. The oral mucosa. *J Dent Educ*. Fevereiro de 1946;10:163.
59. Badran D, Soutar DS, Robertson AG, Payne AP, McDonald SW, Scothorne RJ. Scanning electron microscopy of the surface morphology of superficial cells of buccal mucosa is unlikely to be useful in monitoring radiotherapy. *Clin Anat*. 1 de Janeiro de 1994;7(1):34–41.
60. Lima JJP de. Introdução à mecânica e a outros temas em medicina dentária. Imprensa da Universidade de Coimbra / Coimbra University Press; 1999. 298 p.
61. José Kleber Soares de Meireles, Weber Ursi. Centrex: uma proposta de sistema de forças ortodônticas para atuação no centro de resistência. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. Novembro de 2007;12(6):38–47.
62. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Weeks R. Centers of resistance of the human mandibular molars. 1 de Janeiro de 1981 [citado 6 de Fevereiro de 2017]; Disponível em: <https://www.scienceopen.com/document?vid=9aef1426-d9aa-47ad-900b-2991b0601495>
63. Kusy RP, Tulloch JF. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. Agosto de 1986;90(2):127–31.
64. Hocevar RA. Understanding, planning, and managing tooth movement: orthodontic force system theory. *Am J Orthod*. Novembro de 1981;80(5):457–77.

65. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The Application Of Continuous Forces To Orthodontics. *Angle Orthod.* 1 de Janeiro de 1961;31(1):1–14.
66. Richter E-J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent.* 1 de Maio de 1989;61(5):602–9.
67. Geramy A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* Abril de 2000;117(4):399–405.
68. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod.* Julho de 1991;100(1):66–71.
69. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res.* Junho de 1999;13:99–119.
70. van Eijden TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol.* 1991;36(7):535–9.
71. Ichim I, Kieser JA, Swain MV. Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions. *Arch Oral Biol.* Maio de 2007;52(5):465–73.
72. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24(2):80–8.
73. Ho SP, Balooch M, Goodis HE, Marshall GW, Marshall SJ. Ultrastructure and nanomechanical properties of cementum dentin junction. *J Biomed Mater Res A.* 1 de Fevereiro de 2004;68A(2):343–51.
74. Ho SP, Goodis H, Balooch M, Nonomura G, Marshall SJ, Marshall G. The effect of sample preparation technique on determination of structure and nanomechanical properties of human cementum hard tissue. *Biomaterials.* 1 de Agosto de 2004;25(19):4847–57.
75. Vandana KL, Deepti M, Shaimaa M, Naveen K, Rajendra D. A finite element study to determine the occurrence of abfraction and displacement due to various occlusal forces and with different alveolar bone height. *J Indian Soc Periodontol.*

Fevereiro de 2016;20(1):12–6.

76. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. Maio de 2001;119(5):498–504.

77. Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, Suárez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop Off Publ Am Assoc Orthod Its Const Soc Am Board Orthod*. Novembro de 1993;104(5):448–54.

78. Rodrigues M de P, Soares PBF, Valdivia ADCM, Pessoa RS, Veríssimo C, Versluis A, et al. Patient-specific Finite Element Analysis of Fiber Post and Ferrule Design. *J Endod*. Setembro de 2017;43(9):1539–44.

79. Reddy MK, Vandana KL. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontium. *J Int Acad Periodontol*. Outubro de 2005;7(4):102–7.

80. Field C, Li Q, Li W, Swain M. Biomechanical Response in Mandibular Bone due to Mastication Loading on 3-Unit Fixed Partial Dentures. *J Dent Biomech* [Internet]. 17 de Novembro de 2009;2010. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2958459/>

81. Xie C, Meng Y. A Case Report of Esthetic and Functional Correction of Maxillary Protrusion Using a Prosthodontics-Centered Multidisciplinary Approach. *Int J Periodontics Restorative Dent*. Abril de 2016;36(2):e33-40.

82. de Oliveira PS, Chiarelli F, Rodrigues JA, Shibli JA, Zizzari VL, Piattelli A, et al. Aesthetic Surgical Crown Lengthening Procedure. *Case Rep Dent*. 2015;2015:437412.

83. Mittal S, Tewari S, Goel R. Esthetic and functional rehabilitation of mutilated dentition and loss of vertical dimension due to amelogenesis imperfecta. *Indian J Dent*. 2014;5(2):102–6.

84. Chronopoulos V, Maroulakos G, Tsoutis K, Stathopoulou P, Nagy WW. Complete mouth rehabilitation and gastroesophageal reflux disease: Conventional and contemporary treatment approaches. *J Prosthet Dent*. 1 de Janeiro de 2017;117(1):1–7.

85. Scutella F, Landi L, Stellino G, Morgano SM. Surgical template for crown

- lengthening: A clinical report. *J Prosthet Dent*. Setembro de 1999;82(3):253–6.
86. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, N.J.: L. Erlbaum Associates; 1988.
87. Liu H, Jiang H, Wang Y. The biological effects of occlusal trauma on the stomatognathic system - a focus on animal studies. *J Oral Rehabil*. Fevereiro de 2013;40(2):130–8.
88. Nakatsu S, Yoshinaga Y, Kuramoto A, Nagano F, Ichimura I, Oshino K, et al. Occlusal trauma accelerates attachment loss at the onset of experimental periodontitis in rats. *J Periodontal Res*. Junho de 2014;49(3):314–22.
89. Zhou SY, Mahmood H, Cao CF, Jin LJ. Teeth under High Occlusal Force may Reflect Occlusal Trauma-associated Periodontal Conditions in Subjects with Untreated Chronic Periodontitis. *Chin J Dent Res Off J Sci Sect Chin Stomatol Assoc CSA*. 2017;20(1):19–26.
90. Rodrigues M de P, Soares PBF, Valdivia ADCM, Pessoa RS, Veríssimo C, Versluis A, et al. Patient-specific Finite Element Analysis of Fiber Post and Ferrule Design. *J Endod*. Setembro de 2017;43(9):1539–44.
91. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*. Agosto de 1994;7(4):329–38.
92. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*. 1 de Janeiro de 2004;31(1):18–22.
93. Kim J-H, Lee J-B. A comparative study on the correlation between Korean foods and the fractures of PFG and all ceramic crowns for posterior applications. *J Korean Acad Prosthodont*. 1 de Abril de 2009;47(2):156–63.
94. Carlsson GE, Ingervall B, Kocak G. Effect of increasing vertical dimension on the masticatory system in subjects with natural teeth. *J Prosthet Dent*. 1 de Março de 1979;41(3):284–9.
95. Liedberg B, Norlén P, Öwall B, Stoltze K. Masticatory and nutritional aspects on fixed and removable partial dentures. *Clin Oral Investig*. 1 de Março de 2004;8(1):11–7.

CAPÍTULO VII

Apêndices

APÊNDICES

Média, Desvio Padrão, Mediana, Mínimo, Máximo, Assimetria e Variância das variáveis do estudo

Variável	Média	Desvio Padrão	Mediana	Mínimo	Máximo	Assimetria	Variância
<i>Delta R</i>	0,239	0,3086	0,133	0,0	1,5	2,681	0,095
<i>CoroaRaiz</i>	1,211	0,4639	1,160	0,6	2,2	0,575	0,215
<i>Dente</i>	3,61	1,711	4,00	1,0	6,0	-0,081	2,929
<i>Peso</i>	1,50	0,501	1,50	1,0	2,0	0,000	0,251

Modelo Matemático

Dente	Início		1º corte				2º corte				3º corte					
	mm	C/R	F2	F2'	mm	quociente	F2	F2'	mm	quociente	F2	F2'	mm	quociente	F2	F2'
1	8,75/14,55	0,60	1074,1	1251,9	10,5/12,75	0,82	1470,9	1714,3	12,5/10,8	1,16	2067,2	2409,4	14,5/8,8	1,65	2943,0	3430,1
2	8,45/14,35	0,59	1051,7	1225,8	10,2/12,6	0,81	1445,9	1685,2	12/10,8	1,11	1984,6	2313,0	14/8,8	1,59	2841,5	3311,8
3	9,7/12,2	0,80	1420,1	1655,1	11,9/10	1,19	2125,5	2477,2	13,6/8,3	1,64	2926,6	3411,0	-	-	-	-
4	9/13,5	0,67	1190,7	1387,8	10,5/12	0,88	1562,8	1821,5	12,2/10,3	1,18	2115,6	2465,7	13,9/8,6	1,62	2886,8	3364,6
5	8,4/12,6	0,67	1190,7	1387,8	10,9/10,1	1,08	1927,6	2246,6	12,3/8,7	1,41	2525,2	2943,1	14,5/6,5	2,23	3984,4	4643,8
6	9/12,6	0,71	1275,8	1486,9	11,7/9,9	1,18	2110,8	2460,2	13,5/8,1	1,67	2976,8	3469,5	14,7/6,9	2,13	3805,2	4434,9

