

**ESTUDO DA ANATOMIA INTERNA DOS CANAIS
RADICULARES EM PRÉ-MOLARES E SUAS MODIFICAÇÕES
COM A INSTRUMENTAÇÃO COM LIMAS K, *PATHFILES* E
SISTEMA PROTAPER OU *GTX***



DUARTE NUNO ANTUNES GUIMARÃES

SANTIAGO DE COMPOSTELA 2013

DISSERTAÇÃO DE CANDIDATURA AO GRAU DE DOUTOR APRESENTADA À
FACULDADE DE MEDICINA E ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE SANTIAGO DE
COMPOSTELA

**ESTUDO DA ANATOMIA INTERNA DOS CANAIS
RADICULARES EM PRÉ-MOLARES E SUAS MODIFICAÇÕES
COM A INSTRUMENTAÇÃO COM LIMAS K, *PATHFILES* E
SISTEMA *PROTAPER* OU *GTX***

TESE DOUTORAL

Apresentada pelo Licenciado:

Duarte Nuno Antunes Guimarães

Orientadores:

Prof. Dr. Benjamín Martín Biedma
da Universidade de Santiago de Compostela

Profa. Dra. M. Purificación Varela Patiño
da Universidade de Santiago de Compostela

Prof. Dr. José António Capelas
da Universidade do Porto

Santiago de Compostela, 2013

D. Benjamín Martín Biedma, Doutor em Medicina e Professor Titular de Patologia e Terapêutica Dental, da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade de Santiago de Compostela

CERTICA:

Que a Tese Doutoral “Estudo da anatomia interna dos canais radiculares em pré-molares e suas modificações com a instrumentação com limas k, PathFiles e sistema ProTaper ou GTX” que para optar Grau de Doutor apresentada por Duarte Nuno Antunes Guimarães, foi realizada sobre a minha orientação e reúne todos os requisitos necessários para sua tramitação, apresentação e defesa perante o tribunal correspondente.

e para que assim conste para os efeitos oportunos, assino o presente certificado em Santiago de Compostela no dia 15 de Fevereiro de 2013

Prof. Dr. Benjamín Martín Biedma

D^a., Doctora Maria Purificación Varela Patiño Doutora em Medicina e Professora Titular de Patología e Terapêutica Dental, da Faculdade de Medicina e Odontología da Universidade de Santiago de Compostela

CERTICA:

Que a Tese Doutoral “Estudo da anatomia interna dos canais radiculares em pré-molares e suas modificações com a instrumentação com limas k, PathFiles e sistema ProTaper ou GTX” que para optar Grau de Doutor apresentada por Duarte Nuno Antunes Guimarães, foi realizada sobre a minha orientação e reúne todos os requisitos necessários para sua tramitação, apresentação e defesa perante o tribunal correspondente.

e para que assim conste para os efeitos oportunos, assino o presente certificado em Santiago de Compostela no dia 15 de Fevereiro de 2013

Prof. Dra. Maria Purificación Varela Patiño

D. José António Capelas, Doutor em Medicina Dentária e Professor Titular de Endodontia, da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

CERTICA:

Que a Tese Doutoral “Estudo da anatomia interna dos canais radiculares em pré-molares e suas modificações com a instrumentação com limas k, PathFiles e sistema ProTaper ou GTX” que para optar Grau de Doutor apresentada por Duarte Nuno Antunes Guimarães, foi realizada sobre a minha orientação e reúne todos os requisitos necessários para sua tramitação, apresentação e defesa perante o tribunal correspondente.

e para que assim conste para os efeitos oportunos, assino o presente certificado em Santiago de Compostela no dia 15 de Fevereiro de 2013

Prof. Dr. José António Capelas

À minha mãe Profetina e ao meu pai Abílio

Ao Pedro, Francisca e Nuno



À Susana

AGRADECIMENTOS

Esta tese doutoral só foi possível com o apoio incondicional e dedicação de todas as pessoas que diretamente me rodeiam. Agradeço com muita emoção a todos que de uma forma ou de outra contribuíram para a concretização deste meu objetivo. Não posso porém deixar de dedicar umas palavras especiais de gratidão e reconhecimento a algumas pessoas em particular.

Desejo especialmente agradecer aos meus orientadores, **Prof. Doutor Benjamín Martín Biedma, Prof. Doutora Maria Purificación Varela Patiño e Prof. Doutor José António Capelas** por me introduzir e guiar nesta universidade, por todas as recomendações e pela confiança que recebi no decorrer desta tese.

Aos **Professores Doutores José Gonzalez Bahillo y Manuel Ruiz Piñón**, pela ajuda prestada e hospitalidade com que me receberam em Santiago de Compostela.

Ao **Prof. Doutor Giuseppe Cantatore**, pelo seu valor como pessoa e por me ensinar que na endodontia nada é impossível, apenas necessitamos de paciência e boa formação.

À **Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Santiago de Compostela** por me ter recebido de braços abertos e pela amizade de todos os professores e membros da Unidade de Patologia e Terapêutica Dental desta Universidade.

Ao **Prof. Doutor Álvaro Azevedo**, pela ajuda prestada no tratamento dos dados estatísticos desta investigação.

À **Profª Doutora Sandra Gavinha**, pelos meios que facultou na recolha de dentes na Faculdade Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa no Porto.

Ao **Prof. Doutor Américo Afonso**, pela cedência das instalações, material e equipamento do Departamento de Anatomia Dentária na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, onde foi realizada parte da fase experimental deste estudo.

À **D. Ana Mota**, pela sua amabilidade, competência e dedicação incansável com que realizou a parte laboratorial deste estudo.

À **Mariana e João Ferrand** pela sua amizade e companhia tão importante nesta etapa das nossas vidas e pela cedência das instalações, material e equipamento fotográfico.

À **Amélia** e ao **Alexandre** pela ajuda na parte de fotografia e imagem.

Ao **Nuno Mendes**, grande amigo e companheiro desde que comecei a minha carreira. Pela sua amizade ao longo destes anos e companheirismo nesta fase tão importante das nossas vidas.

Ao **Pedro Pereira e Hugo Fernandes**, grandes amigos e companheiros desde sempre, pela sua ajuda na leitura deste trabalho.

Aos meus **sobrinhos, cunhados e sogros**, por tudo o que têm sido para mim, sempre disponíveis para ajudar, pela amizade e amabilidade que sempre me dedicaram ao longo destes anos.

Aos meus colegas e companheiros de Mestrado Integrado de Medicina Dentária da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa, em especial ao departamento de Endodontia.

À **D. Ilda Santos**, em nome da Maillefer, por disponibilizar o material necessário para a realização deste estudo.

À minha **Mãe** por todo o carinho e apoio constante.

Ao meu **Pai** e meu irmão **Pedro**, que já não estão fisicamente connosco, por todo o exemplo dado ao longo da vida.

Finalmente e sobretudo desejo agradecer à **Susana**, pela sua paciência, apoio e cuidado com que sempre me acompanhou em todos os momentos. A ela e aos nossos filhos **Pedro** e **Francisca**, peço-lhes que perdoem a minha ausência. A eles dedico esta Tese Doutoral.

A **Deus** pela inspiração e pela vida.

ÍNDICE

CAPÍTULO I- Introdução	1
1.1. Métodos de estudo da anatomia interna.....	6
1.2. Sistemas de radiografia convencional e alternativa.....	14
1.3. Tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT).....	16
1.4. Tomografia micro-computorizada (TMC).....	20
2. Anatomia do sistema de canais radiculares.....	24
3. Fases do tratamento endodôntico.....	26
3.1. Cavidade de acesso.....	26
3.2. Irrigação.....	27
4. Instrumentação em endodontia.....	29
4.1. Instrumentação manual.....	31
4.1.1. Limas tipo K.....	31
4.1.2. Limas tipo <i>K-flexofile</i>	32
4.1.3. Limas tipo <i>Hedstroem</i>	32
5. Técnica das forças balanceadas.....	34
6 - Instrumentação mecanizada.....	35
6.1. Liga de níquel titânio.....	37
6.2. Limas de níquel-titânio.....	42
7. Fratura de instrumentos endodônticos.....	44
7.1. Fractura por torção e fratura por flexão.....	45
8. Motor eléctrico para os instrumentos de níquel-titânio.....	47
8.1. Movimento em rotação contínua.....	49
8.2. Movimento recíproco em endodontia.....	50
9. <i>Preflaring e GlidePath</i>	53
9.1. <i>Gauging apical</i>	55
10. Sistemas instrumentação rotatória.....	57
10.1. Sistema <i>PathFile</i> ®.....	57
10.2. Sistema <i>ProTaper</i> ®.....	59
11. Liga <i>M-Wire</i>	68
11.1. Sistema <i>Profile GT series x (GTX)</i> ®.....	69

11.2. Sistema <i>Twisted Files</i> ®.....	74
11.3. Sistema <i>Wave One</i> ®.....	80
11.4. Sistema <i>Self Adjusting File (SAF)</i> ®.....	84
CAPÍTULO II - Objetivos e desenho do estudo.....	89
2.1. Objetivos.....	89
2.2. Desenho do estudo.....	90
CAPÍTULO III – Materiais e Métodos.....	91
3.1. Tipo de estudo.....	91
3.2. Amostra.....	91
3.3. Materiais utilizados.....	92
3.4. Armazenamento.....	92
3.5. Divisão dos pré-molares em grupos.....	93
3.6. Preparação e transparentização das raízes.....	93
3.7. Fotografias da amostra.....	95
3.8. Técnicas de instrumentação.....	96
3.8.1.Técnica <i>Preflaring e GlydePath</i> mecânico	97
3.8.2.Técnica <i>Preflaring e GlydePath</i> manual.....	97
3.8.3.Técnica conicidade múltipla.....	97
3.8.4.Técnica conicidade contínua.....	97
3.9. Processo de captura da imagem final.....	99
3.10. Análise da área.....	99
3.11. Erros iatrogénicos.....	100
3.12. Análise estatística dos dados.....	100
CAPÍTULO IV – Resultados.....	102
4.1. ESTUDO 1.....	102
4.1.1. Análise número dente-categoria.....	102
4.1.2. Análise da tipologia do canal.....	104
4.1.3. Análise da distribuição das idades dos dadores.....	106
4.2. ESTUDO 2.....	109

4.2.1. Análise da fiabilidade do método de medição.....	110
4.2.2. Análise por idade.....	111
4.2.3. Análise por rácios.....	114
4.2.4. Análise das áreas.....	115
4.2.5. Análise das técnicas instrumentais.....	115
4.2.6. Análise classe Weine.....	118
4.2.7. Erros iatrogénicos da instrumentação de canais radiculares.....	119
4.2.8. Análise das técnicas endodónticas em função de Weine.....	120
4.2.9 Rácio de preservação.....	122
4.2.10.Rácio de alteração.....	123
4.2.11.Rácio de acréscimo de alteração.....	125
4.2.12.Área inicial vs final.....	126
CAPÍTULO V – Discussão.....	132
5.1. Área preservada, Área alterada e Área de Acréscimo de alteração.....	141
CAPÍTULO VI – Conclusões.....	149
CAPÍTULO VII – Bibliografia.....	151

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Raio e ângulo de curvatura descrita pelos parâmetros α volver.....	24
Figuras 2 e 3. Representação da cavidad pulpar acesso recomendada dos dentes superiores e inferiores	27
Figura 4. Lima K de calibre ISO 30 (<i>Maillefer®</i>).....	32
Figura 5. A superelasticidade de um instrumento Ni-Ti.....	39
Figura 6. Modelo simplificado da transformação martensítica.....	41
Figura 7. Instrumentos de NiTi com uma ponta redonda: <i>LightSpeed®</i> , <i>GT®</i> , <i>Race®</i> e <i>Hero®</i>	43
Figura 8. A concentração de <i>stress</i> no instrumento.....	44
Figura 9. Deformações na superfície metálica de um instrumento <i>ProTaper®</i>	45
Figura 10. Lima fraturada <i>ProTaper®</i> (3000x ampliação).....	45
Figure 11.-. <i>PathFile® NiTi Rotary instruments</i> . (A) No. 1, ISO 13 tip; (B) no. 2, ISO 16 tip; (C) no.3, ISO 19 tip.....	58
Figura 12. Lima <i>ProTaper®</i>	60
Figura 13. Kit manual e rotatório <i>ProTaper®</i>	61
Figura 14. Aplicações de instrumentos <i>ProTaper®</i> no seu terço radicular....	63
Figura 15. Kit de instrumentos <i>ProFile GT Series X (GTX®)</i>	70
Figura 16. Diferente largura dos planos radiais ao largo da parte activa de um instrumento <i>GTX®</i>	71
Figura 17. a) Ao centro trabalha-se a máquina da fixação da barra maior de 1,6x objetiva 1,0x b) As marcas do instrumento realizam-se com laser.....	76
Figura 18. Fotografia Instrumento <i>TF®</i> conicidade 04 a 60X.....	78
Figura 19. Ponta do instrumento conicidade 04,com un aumento de 300X...	79
Figura 20. Limas <i>WaveOne®</i> Pequena, Primária e Grande.....	81
Figura 21. <i>WaveOne®</i> secção apical, triangular convexa modificada.....	81
Figura 22. <i>WaveOne®</i> secção coronal, triangular convexa.....	81
Figura 23. Motor <i>WaveOne®</i>	82
Figura 24. Recolha e etiquetado dos dentes da amostra.....	91

Figura 25. Sistemas de instrumentação utilizados no estudo.....	92
Figura 26. Negociação e Permeabilização dos canais com lima K ISO 08/02.....	93
Figura 27. Materiais e as etapas em laboratório.....	95
Figura 28. Motor eléctrico <i>X-Smart</i> ®.....	98
Figura 29. Dentes Weine Tipo I.....	104
Figura 30. Dentes Weine Tipo II.....	104
Figura 31. Dentes Weine Tipo III.....	104
Figura 32. Dentes Weine Tipo IV.....	105
Figura 33. Dentes Weine Tipo I, II, III e IV.....	105
Figura 34. Dentes com perfuração e falso trajeto.....	120
Figura 35. Imagens reconstruídas de quatro exemplares: área inicial (A1, B1, C1, D1), área preservada (a2, b2, c2, d2), área da dentina removida (A3, B3, C3, D3); área final dos canais radiculares (A4, B4, C4, D4).....	143



ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Tensão e deformação demonstrando as fases da liga de NiTi.....	40
Gráfico 2. Diagramas extremos e os quartis da idade dos dados e tipo Weine.....	106
Gráfico 3. Diagramas extremos e os quartis da idade dos dados por técnica de instrumentação.....	108
Gráfico 4. Rácio médio de preservação por estrato de idade.....	111
Gráfico 5. Rácio médio de alteração por estrato de idade.....	112
Gráfico 6. Rácio médio de acréscimo de alteração por estrato de idade....	113
Gráfico 7. Distribuição dos rácios de preservação.....	114
Gráficos 8 e 9. Distribuição dos rácios de alteração e dos rácios de acréscimo de alteração.....	115
Gráfico 10. Distribuição das áreas iniciais.....	115
Gráfico 11. Distribuição das áreas finais.....	115
Gráfico 12. Distribuição dos rácios de preservação, dos rácios de alteração e dos rácios de acréscimo de alteração por técnica instrumental.....	117
Gráfico 13. Distribuição dos rácios de preservação, dos rácios de alteração e dos rácios de acréscimo de alteração por Classe Weine.....	118
Gráfico 14. Representatividade da amostra em três dimensões.....	128
Gráfico 15. Representação da diferença média entre a área inicial e final...	128
Gráfico 16. Percentagem de área de preservação e área de dentina removida por sobreposição de imagens (<i>means ±standard deviations</i>).....	145
Gráfico 17. Percentagem de área não tocada, área de alteração e área de acréscimo de alteração mediante a sobreposição de imagem.....	147

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Composição dos diferentes sistemas de instrumentação (manuais e rotatórios) baseado na análise EDAX (Análise de Raio-X baseado na Energia Dispersiva)	39
Tabela 2. Grupos de estudo constituídos por 4 técnicas de instrumentação diferentes.....	96
Tabela 3. Caracterização da amostra	102
Tabela 4. Número e percentagem dos primeiros casos analisados para cada grupo de dentes.	103
Tabela 5. Frequência e percentagem de tipo de premolar.....	103
Tabela 6. Classificação Weine (1969).....	104
Tabela 7. Frequência e percentagem de tipo de premolar segundo a classe Weine.....	105
Tabela 8. Prova de homogeneidade de variâncias.....	107
Tabela 9. Prova de <i>Anova</i>	107
Tabela 10. Prova de <i>Kruskal-Wallis</i>	107
Tabela 11. Amostras pareadas estatísticas área alterada.....	109
Tabela 12. Percentagem de rácio de preservação por estrato de idade.....	111
Tabela 13. Percentagem de rácio de alteração por estrato de idade.....	112
Tabela 14. Percentagem de rácio de acréscimo de alteração por estrato de idade.....	113
Tabela 15. Percentagem e frequência de técnicas experimentais por Classe Weine e técnica instrumental.....	121
Tabela 16. Grupos experimentais	121
Tabela 17. Diferenças estatisticamente significativas de rácio de preservação por técnica instrumental.....	122
Tabela 18. Diferenças estatisticamente significativas de rácio de alteração por técnica instrumental.....	124
Tabela 19. Diferenças estatisticamente significativas de rácio de acréscimo de alteração por técnica instrumental.....	125
Tabela 20. Diferenças estatisticamente significativas área final-inicial	127

Tabela 21. Resumo dos resultados obtidos nas diferentes variáveis em estudo.....	129-131
Tabela 22. Área de dentina removida e área não tocada por sobreposição de imagens (<i>média – desvio padrão</i>).....	146



ABREVIATURAS

3D: Três dimensões

ADA: *American Dental Association*

AR: Ápex radiográfico

ATM: Articulação temporo-mandibular

CA: Cavidade de acesso

CBCT: Tomografia computadorizada de feixe cónico

Co: Cobalto

Col.: Colaboradores

CT: Comprimento de trabalho

EDAX: Análise Rx baseada na Energia Dispersiva

EDTA: Ácido Etilenodiaminotetracético

GTX: *Profiles series GTX*

IAI: Instrumento apical inicial

IAF: Instrumento apical final

LEA: Localizador Electrónico do ápice

Lima H: Lima *Hedstroen*

MCT: Micro Tomografia Computorizada

MD: Mesio-distal

Mm: milímetros

NaOCl: Hipoclorito de sódio

Ni-Ti: Níquel-Titânio

Rpm: rotações por minuto

SAF®: *Self Adjusting Files*

SCR: Sistema de canais radiculares

SEM: Microscopia electrónica de varrimento

SPSS: *Statistic Package for Social Sciences*

TAC: Tomografía axial computadorizada

TC: Tomografia computadorizada

TCM: Tomografia computadorizada médica

TENC: Tratamento endodôntico não cirúrgico

TF: *Twisted Files*

VL: Vestibulo-lingual

µm: micron



RESUMO

Devido às peculiares características do campo de tratamento endodôntico, sem visão direta e complexidade de sistema de canais radiculares, torna-se essencial um estudo preliminar para um bom prognóstico e sucesso do tratamento. A variação da morfologia dos sistemas de canais radiculares ocorre com frequência e pode ser considerada normal.

É geralmente aceite, que uma das principais causas do fracasso do tratamento dos canais radiculares é a incapacidade de os reconhecer e tratar adequadamente todos os canais do sistema de canais radiculares.

O objetivo da limpeza e conformação do sistema de canais radiculares é a remoção de restos de tecido, dos microorganismos e substâncias tóxicas, de forma a produzir uma forma mais cônica usando instrumentos manuais em aço inoxidável e de níquel-titânio (NiTi) rotatórios.

Durante a última década, os instrumentos rotatórios de NiTi tornaram-se cada vez mais populares. Numerosos estudos indicam uma maior capacidade dos instrumentos NiTi na manutenção da curvatura original do canal e na produção de uma forma cônica canalar apropriada para a obturação.

A simplificação e a reprodutibilidade de resultados constantes numa boa preparação são verdadeiras vantagens destes dispositivos. *PathFiles*®, *GTX*® e *ProTaper*® são algumas das opções atuais dos sistemas rotatórios.

O objetivo deste trabalho foi determinar a morfologia interna do sistema de canais radiculares, verificar as mudanças na estrutura interna da parede do canal radicular e avaliar a eficácia da instrumentação em canais radiculares de pré-molares criando um *glide path* com instrumentos *K-Files*® ou *PathFiles*® seguido de instrumentação com sistemas rotatórios *ProTaper*® ou *GTX*® usando o método de descalcificação / diafanização associada com a injeção de tinta da china no interior da câmara pulpar, o que permite observar à transparência os canais radiculares e a sua diversificada anatomia.

A tipologia da anatomia interna do sistema dos canais radiculares foi determinada de acordo com a classificação de Weine FS.

Dentes extraídos não endodonciados foram selecionados e distribuídos em 4 grupos, os dentes do grupo 1 (PF + PT) foram instrumentados com *PathFiles*® e *ProTaper*®, grupo 2 (KF + PT) com *K-Files*® e *ProTaper*®, grupo 3 (PF + GTX) com *PathFiles*® e GTX® e grupo 4 (KF + GTX) foram instrumentados com *K-Files*® e GTX®.

As medidas foram realizadas em todos os dentes antes e após a instrumentação com o recurso ao software Adobe Photoshop CS5 Extended ®. A área de dentina removida, a área não tocada das paredes dos canais radiculares e a área de acréscimo de alteração foram investigadas.

Portanto, dois estudos foram considerados: **Estudo 1**, classificação do canal radicular de acordo com Weine FS; **Estudo 2**, avaliação das alterações na parede interna e a eficiência da instrumentação sobre os canais radiculares.

O tratamento estatístico dos dados foi realizado utilizando o software SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) (versão 18.0). Através da análise dos grupos de estudo foi possível verificar que nos pré-molares maxilares e mandibulares se identificou um único canal radicular em 47,4% das raízes e dois canais estavam presentes em 52,6%. As tipologias Weine de canais radiculares foram classificadas como tipo I (39,8%), tipo II (22,9%), tipo III (29,7%) e tipo IV (7,6%).

A instrumentação alterou significativamente a área da superfície e da espessura do canal radicular. Não houve diferenças significativas entre os tipos de instrumentos em relação aos parâmetros de área de dentina removida e área de superfície não instrumentada.

A percentagem média de área da dentina removida após a instrumentação foi no grupo de PF-PT 22,21% ± 2,43%, no grupo KF-PT 20,01% ± 3,09%, no grupo KF- GTX 15,14% ± 1,52% e no grupo PF-GTX 18,13% ± 3,19%.

A percentagem média de área de canal não tocada após a instrumentação foi no grupo PF-PT 29,02% ± 1,28%, no grupo KF-PT 36,21% ± 2,10% no grupo KF-GTX 27,38% ± 1,39% e no grupo PF-GTX 36,63% ± 3,74%.

Em todos os sistemas a área de superfície acrescentada, após a instrumentação, foi no grupo PF-PT 6,81% ± 33,82% no grupo KF-PT 16,19% ± 43,55%, no grupo KF-GTX 12,23% ± 26,38% e no grupo PF-GTX 18,49% ±

46,73%.

Em todos os pré-molares selecionados, a área inicial da superfície dos canais radiculares dos 4 grupos foi $13,85 \pm 7,32 \text{ mm}^2$ e a área média da superfície final foi $15,75 \pm 7,17 \text{ mm}^2$, respetivamente.

Com os resultados obtidos, pode-se concluir que: observou-se maior incidência de tipologia classe I Weine em pré-molares, de modo geral, e a tipologia classe IV foi menos frequente. A Tipologia Weine classe I foi mais frequente nos segundos pré-molares inferiores; os primeiros pré-molares inferiores estão diretamente associado ao tipo II e os primeiros pré-molares superiores estão diretamente associado ao tipo III. Os canais instrumentados com ProTaper® apresentaram valores maiores de dentina removida do que aqueles instrumentados com GTX®. Embora haja diferenças entre as quatro técnicas endodônticas, por si só não são estatisticamente significativas ($p > 0,3$).

Palavras-chave: anatomia interna, classificação Weine, diafanização, *glide path*, sistemas rotatórios NiTi.



CAPÍTULO I: INTRODUÇÃO

A Endodontia foi definida por José António Capelas (2001) como tratamento dentário conservador que visa a remoção da polpa dentária e o preenchimento do espaço por si anteriormente ocupado. Este tratamento consiste num conjunto detalhado de procedimentos clínicos e interligados, tornando-o muito lento.⁴³

O estudo da anatomia interna dos dentes humanos apenas começou a despertar o interesse de pesquisadores após o avanço da Endodontia no final do século XIX. Com o progresso tecnológico e científico, tornou-se possível tratar dentes que até aí estavam condenados à avulsão. Os pesquisadores voltaram então, a sua atenção ao estudo da anatomia interna dos dentes.²²⁹

A morfologia dentária aparece com destaque na pesquisa antropológica. Para os antropologistas, os dentes humanos têm características básicas que são geneticamente transmitidas e é estável ao longo de gerações. Estas características são:

- a) coroa dentária coberta com esmalte para cortar, moer e triturar alimentos.
- b) raízes que ancoram cada dente com suporte ósseo alveolar.
- c) A classificação em grupos de dentes (incisivos, caninos, pré-molares e molares).
- d) a presença de 32 dentes permanentes e 20 dentes na dentição decídua.

Todas essas características são estáveis e encontram-se no homem moderno. No entanto, o que varia muito mais dentro da mesma raça e entre os principais impulsionadores das raças humanas são as características secundárias, tais como o número de cúspides, tamanho e forma das coroas e raízes.²²⁰

No mesmo indivíduo, não há dois dentes iguais, considerando-se, entre outros fatores, comprimento, largura, raízes e dimensões coronárias, morfologia externa e interna e número de canais radiculares e inclinações de dentes nas mandíbulas. Existem dentes que têm uma única raiz (unirradiculares), enquanto outros dois (birradiculares) ou mais raízes (multirradiculares).²¹⁹

O desenvolvimento de vários aspetos da medicina dentária requereu estudos detalhados da morfologia dos dentes humanos, com o objectivo de proporcionar uma melhor saúde bucal, restaurando a função do sistema estomatognático.

Ao estudar e com o aumento do conhecimento da anatomia dos dentes humanos foi encontrado um complexo sistema de canais radiculares. Esta revelação impulsionou o desenvolvimento de melhores técnicas de irrigação, instrumentação e desinfeção do sistema de canais radiculares, bem como novos materiais para o seu selamento.²²⁹

O desenvolvimento de pesquisa na Endodontia sobre a anatomia interna dos dentes, teve como objetivo compreender mais claramente as variações anatómicas nos sistemas de canais radiculares, a localização, a preparação químico-mecânica e a obturação destes canais radiculares, necessárias ao sucesso terapêutico.

O início da pesquisa científica foi muito difícil, porque os cientistas tiveram que desenvolver métodos para estudar a anatomia interna dos dentes. O estudo da anatomia externa não oferece dificuldade, pois o método mais comum é a simples observação. O estudo da anatomia interna não é tão simples, o dente é opaco e, portanto, criaram-se vários métodos para estudar a sua anatomia interna.²²⁹

A fim de estudar a anatomia interna dos canais radiculares, vários métodos de pesquisa foram desenvolvidos, tais como a injeção de metal fundido e descalcificação dos dentes posteriores, a descalcificação com a injeção de corantes ou resinas, cortes histológicos, desgaste dos dentes,^{93,141} e observação em três dimensões por tomografia computadorizada. O método de descalcificação-transparentização dos dentes para o estudo da anatomia interna foi e ainda é amplamente utilizado,^{34,185} embora a tomografia computadorizada permita atualmente a recolha de mais dados sobre as características internas da morfologia dentária.

Estes estudos levaram os pesquisadores a mostrar que o número de canais radiculares pode variar em cada grupo de dentes, em cada pessoa e, em geral, dentro de cada grupo racial. Na maioria dos casos as mudanças no sistema de canais radiculares devem ser frequentemente vistas como uma

possibilidade. Várias anormalidades do desenvolvimento têm sido estudadas como dente *invaginatus* e dentes em forma de C.

Estudos sobre a anatomia dentária humana continuam a despertar interesse porque ainda há muito a aprender. O profissional de saúde oral deve saber mais e melhor sobre a morfologia dentária e variações raciais para prestar um melhor serviço aos seus pacientes.²¹⁹

Radiografias periapicais permanecem como sendo um dos meios auxiliares mais amplamente utilizados em procedimentos endodônticos, fornecendo informações úteis para o clínico. Apesar do seu uso generalizado, essas imagens produzem informações limitadas, como as mudanças morfológicas, a densidade óssea à volta dos ângulos de raios-X e contraste, que pode influenciar a interpretação radiográfica. A falta de informação da terceira dimensão e áreas de interesse obscurecidos pela sobreposição de estruturas nas imagens pode interferir na condução de um diagnóstico preciso. Para superar essas limitações e fornecer imagens com alta resolução têm surgido técnicas de tomografia computadorizada que permitem obter imagens em três dimensões (3D). Entre elas está o *cone-beam* computadorizada (CBCT) que exige uma dose de radiação muito menor e a microtomografia computadorizada (MTC) que é amplamente utilizada em investigação no campo da odontologia, como em Implantologia, Ortodontia, Periodontia, Endodontia, Cirurgia maxilo-facial e exames da ATM. Na prática endodôntica, o CBCT é útil no diagnóstico diferencial de doenças de origem endodôntica, avaliações da raiz e fraturas alveolares, avaliação da morfologia do canal radicular e sua localização, análise de reabsorções internas e externas, planejamento e pré-visualização da anatomia da raiz, avaliação da preparação da obturação radicular, retratamento endodôntico, detecção de lesões ósseas e pesquisa endodôntica.¹⁵⁹

Herbert Schilder é considerado o fundador da Endodontia, e ao longo da sua brilhante carreira definiu conceitos com ênfase ainda na Endodontia moderna. Em 1967, Herbert Schilder publicou um artigo na revista Clínica Dental da América do Norte, em que definiu o conceito de obturação que envolve o preenchimento tridimensional do interior do canal, alterando o conceito até então, que valorizava o preenchimento e a extensão do material obturador até ao ápice.²⁰¹

A evolução da Endodontia tem sido contínua e sustentada em pressupostos científicos, de modo que possamos considerar uma série de etapas evolutivas (infecção empírica, coordenação científica e científico-tecnológica), onde não há fronteiras nítidas entre elas, mas consideradas importantes na sua história²². Portanto, Endodontia, como um corpo de conhecimentos metodicamente treinado e ordenado, é o estudo da estrutura, morfologia, fisiologia e patologia da polpa dentária e tecidos perirradiculares. No seu espaço inclui ciências básicas e clínicas da biologia com a polpa, bem como a patogênese, diagnóstico, prevenção e tratamento de doenças e lesões da polpa e tecidos periapicais⁶¹. O seu principal objetivo é o diagnóstico diferencial e tratamento da dor dentária, quer seja de origem pulpar, periapical ou ambos, incluindo também tratamentos para manter a vitalidade, ou quando isso se torna impossível com ou sem complicações periapicais, realizar tratamento químico-mecânico com a remoção cirúrgica dos tecidos inflamados perapicais, patologia resultante do tecido pulpar e periapical recassão, apicectomia e hemiseção. Ele também é usado para o tratamento da polpa devido ao trauma, o reimplante de dentes avulsionados, branqueamento dos dentes que mudam de cor interior, retratamento de dentes com tratamento endodôntico (tratamento de canal), e restauração da coroa dentária, usando pino ou pinos no sítio anteriormente ocupado pela polpa.¹⁰⁴ Outro objetivo da remoção de tecido pulpar inflamado ou infetado, criando um ambiente propício para a cura dos tecidos perirradiculares é prevenir o desenvolvimento da patologia periapical. Através da remoção do tecido infetado celular, desinfecção, esterilização e selamento do canal radicular e a posterior restauração da estrutura coronária permite que os dentes afetados permaneçam na boca. Esta manutenção da integridade da arcada, a estética e a função são os desejos de qualquer paciente e o objetivo principal de todos os dentistas.⁶⁵

Antes de iniciar qualquer tratamento, deve primeiro analisar-se as informações sobre seu historial médico, os sinais e sintomas, e em seguida, combinar esta informação com os resultados dos testes de sensibilidade e exames. Este processo é conhecido como um diagnóstico. O dentista deve ter um profundo conhecimento de procedimentos de ensaio de percussão, palpação, exploração, testes de vitalidade pulpar, compreensão da patogênese e manifestações clínicas e radiológicas, conhecimento das várias modalidades

de tratamento e, acima de todas as habilidades, o mais básico de todos, ouvir o paciente para coletar mais dados para nos ajudar na obtenção de um diagnóstico correto.⁴⁵

Herbert Schilder (1974)²⁰⁰ estabeleceu as regras e normas da instrumentação de canais radiculares. Conceitos como conicidade que deve apresentar o canal principal respeitando a sua anatomia original, a conservação do forâmen apical, e outros também têm sido desenvolvidos por Herbert Schilder.

Embora os objetivos da preparação ideal dos canais radiculares estejam definidos, até hoje eles não estão disponíveis na sua totalidade. Portanto, o desenvolvimento de novos materiais, sistemas e métodos de aplicação é constante, para satisfazer as expectativas dos profissionais de saúde oral.

O conhecimento da anatomia do sistema de canais radiculares tem uma grande influência sobre a taxa de sucesso do tratamento endodôntico não cirúrgico. A anatomia do canal radicular e morfologia da raiz pode ser definido por influências raciais, o que exige a identificação da morfologia do canal radicular de diferentes raças.¹⁴⁴

Grandes avanços tecnológicos têm ocorrido nos últimos tempos na Endodontia, surgindo novos materiais com excelentes propriedades biológicas, físicas, químicas e mecânicas. Surgem instrumentos mais flexíveis, técnicas mais eficazes para reduzir o tempo de trabalho e garantir uma redução do stress no procedimento operativo, simplificando as etapas operacionais. Esses avanços tecnológicos também servem em grande parte para prever com mais precisão o sucesso ou o fracasso do emergente tratamento endodôntico cirúrgico não realizado. Apesar destes avanços, a questão é se estas tecnologias existentes para melhorar o resultado do tratamento e aumentar a probabilidade de sobrevivência do dente, são suficientes.

Parece portanto apropriado, a realização de um estudo e compreensão de um assunto que pode dar um importante contributo para a solução da limitação das técnicas e materiais de hoje.

1.1. MÉTODOS DE ESTUDO DA ANATOMIA INTERNA

O início da publicação de uma revista - *The American Journal of Science Dental*, em 1840, levou ao desenvolvimento de uma profissão mais cientificamente preparada.

A criação de escolas de Odontologia foram fundamentais para o progresso e desenvolvimento desta ciência, já que nestes centros não são apenas ensinadas técnicas cirúrgicas. Portanto, a estrutura dentária, a morfologia dos dentes e suas alterações e anormalidades começaram sistematicamente a ser estudadas.

Carabelli e col. em 1844⁴⁴ foi o primeiro pesquisador conhecido a publicar e descreveu a presença de um tubérculo na face mesial do primeiro molar superior, e acrescentou mais informações sobre os canais radiculares e a complexidade da sua anatomia radicular.

Mueller, em 1870, através de cortes de dentes longitudinais e transversais, examinou a anatomia interna de dentes humanos, que é citado como um marco nesta área de conhecimento¹⁴¹.

Em 1890, Black começou a era moderna da odontologia e a sistematizar a terminologia da anatomia dentária. Os dados apresentados nas dimensões de elementos dentários, máximo, mínimo e médio de cada grupo de dentes, tendo também investigado a anatomia interna através de amostras de atrito.³¹

Preiswerck e col. (1901)¹⁷⁶, através da injeção de metal fundido nos canais radiculares, investigou a presença de canais laterais e anastomoses nas raízes méso-vestibulares de molares superiores e raízes mesiais de molares inferiores.

Fischer e col. (1907)⁶³, através da injeção de acetato de celuloide, em vez de metal no canal radicular e amolecimento posterior dos exemplares, relatou alta incidência de ramos nos pré-molares e molares e descobriu que diminui a incidência em incisivos e caninos, o que confirma os resultados de Preiswerck em 1901.¹⁷⁶

Grove e col. (1916)⁸⁴ estudaram a anatomia interna dos dentes usando métodos de injeção de vulcanite, descalcificação com ácido nítrico a 5% e clareadas por meio de glicerina.

Hess e col. (1917)⁹⁴, dedicados ao estudo da anatomia interna dos dentes humanos extraídos por descalcificação e técnica de limpeza, concluíram que os incisivos inferiores com dois canais e um forâmen apical representaram 33% da amostra. Todos os caninos superiores tiveram um canal único, os caninos inferiores com dois canais estavam presentes em 1,6% dos casos e pré-molares exibiram pela primeira vez, em 8,9% da amostra, apenas um canal, 88,9% tinham dois canais e 2% tinham três canais radiculares. Os pesquisadores observaram que: 1 - canais radiculares reproduzem a forma externa da raiz, 2 - as diferenças são puramente anatômicas e aparecem nos dentes de aparência normal, 3 - a forma e o número de canais são determinados pelas paredes da dentina, 4 - com frequência todos os dentes são diferentes no número de ramos apicais, 5 - canais laterais podem ser encontrados em todos os dentes, e 6 - a idade influencia a forma e o número de canais.

Okumura (1927) realizou um estudo sobre a anatomia interna dos dentes através do método de descalcificação e citou como vantagens deste método o facto de a forma original das raízes não mudar, a forma do canal e das melhores estruturas pode ser observado de forma clara, a falta de preparação da amostra é mínima e os dentes podem ser armazenados por um longo tempo. O autor classifica os canais em único, bifurcado, fusionados, intercanais ou recorrentes.¹⁸

Coolidge (1929)⁵¹ teve o seu foco sobre a anatomia do ápice. Nesta pesquisa, por exame histológico, concluiu que o canal pode ter ramificações em vários forâmens, a junção do canal, dentina e cimento é altamente variável e, finalmente, canais curvos, acessórios e atrésicos não podem impedir o sucesso do tratamento endodôntico.

Mueller (1933)¹⁴¹ investigou a anatomia interna dos dentes humanos utilizando raios-X e concluiu que cada tipo de dente tem muitas variações, tanto em forma e largura e comprimento de canais radiculares.

Pucci e Reig (1944)¹⁷⁸, pioneiros da Endodontia na América Latina, realizaram uma investigação da anatomia interna pelo método de desgaste. Os canais foram classificados quanto às suas distribuições anatômicas.

Green e col. (1955) estudaram a anatomia de uma amostra de 160 dentes humanos, observando o tamanho e a anatomia interna, utilizando a

técnica de desgaste das amostras para a visualização dos canais radiculares.

80

Kutler e col. (1955) ¹¹⁶ investigaram a junção do canal-dentina-cimento dos canais radiculares de 268 dentes extraídos e concluíram que o centro do forâmen está longe do centro apical e aumenta com o aumento da idade, como consequência do espessamento do cimento apical. O diâmetro do forâmen diminui com a idade, o canal tem a forma cônica de cimento com um limite de um diâmetro menor do que a da junção canal-dentina-cimento. O menor diâmetro do calibre da raiz é geralmente na dentina, imediatamente antes da porção de cimento do canal, e dali se estende até ao forâmen cônico. A espessura média do cimento apical é mais de 0,5 mm no grupo de indivíduos jovens e mais grosso no grupo de pessoas mais velhas.

Amos (1955) ¹⁰ realizou um estudo utilizando raios-X em 1000 pacientes e centra-se na bifurcação que pode ocorrer nos canais de dentes pré-molares. Constatou que em 16% dos pacientes caucasianos e 21,6% dos pacientes negros eram menos ramificados os primeiros pré-molares. O aparecimento destes dentes com canais bilaterais foi de 11%. A bifurcação dos segundos pré-molares foi detetada em 2,5% de todos os pacientes examinados.

Brescia e col. (1961) relataram que os canais dos primeiros pré-molares inferiores apresentaram um padrão mais variável. Um estudo da Universidade de Washington, avaliou a taxa de falha do tratamento do canal radicular com a terapia não cirúrgica em todos os dentes. O primeiro pré-molar mostrou a maior taxa de insucesso e isso pode ser atribuído às variações frequentes na morfologia do canal radicular e da incapacidade para aceder aos canais acessórios. ³⁷

Até 1967, o armazenamento dos dentes diafanizados constituía um problema, uma vez que estes dentes precisam de se manterem em recipientes onde se realizou a solução para não ocorra a reversão do processo. De Deus (1967) ⁵⁶ utilizou a técnica de dentes diafanizados de Okumura e Aprile, incluindo os dentes em resina *Polyter 8000*, o que os torna capaz de serem manipulados e mais facilmente armazenados, facilitando o estudo e ensino da anatomia interna dos dentes.

Madeira e Hetem (1973), estudaram pelo método de diafanização, 1333 incisivos humanos extraídos e concluíram que os incisivos centrais em 88,7%

dos casos têm um canal, 11% tinham dois canais e um forâmen e 0, 3% tinham dois canais e dois forâmen. Nos incisivos laterais, 88,2% tinham um canal, 11% dois canais e forâmen e 0,8% dos dois canais e dois forâmen¹²⁶.

Senia e Regezi (1974) relataram um caso de incidência bilateral de *dens evaginatus* em pré-molares inferiores num paciente racial da Mongólia. Os autores relataram a presença dessa anomalia para a patologia periapical, uma vez que estes dentes não tinham cáries.²⁰³

Vertucci e col. (1974) estudaram 200 molares humanos extraídos pelo processo de descalcificação-diafanização com injeção de corante e descobriu que 75% deles tinham um canal para o ápice, 24% apresentaram duas linhas independentes e 1% mostraram a presença de três canais e três forâmen.²²⁸

Oliveira e col. (1975) investigaram a morfologia externa das raízes de 5210 primeiros pré-molares superiores e 193 (3,7%) apresentavam três raízes.¹⁴⁷

Em 1979, Vertucci e Gegauff através de descalcificação e injeção de hematoxilina, investigaram a anatomia interna de 400 primeiros pré-molares humanos extraídos. Idade, gênero e raça dos pacientes, bem como a razão para as extrações não eram conhecidos. Os autores encontraram 26% desses dentes apresentavam um canal, 69% dois canais e 5% tinham três canais.²²⁷

Robertson e Leb em 1980¹⁸⁵, descrevem uma técnica para clarear os dentes usando hipoclorito de sódio e ácido nítrico para observar o interior dos canais radiculares sobre a base da sua aparência física. Apresentaram uma técnica simples e econômica para a análise *in vitro* do tratamento endodôntico de canais radiculares que permite reproduzir a sua morfologia detalhada, áreas instrumentadas e não instrumentadas e canais radiculares obturados. Referindo-se a canais laterais, Vertucci (1984)²²⁹ estudou a anatomia interna de 2400 dentes pelo método de diafanização e injeção de tinta da China. Os segundos pré-molares mostraram a maior frequência de canais laterais (59,5%) e os incisivos laterais inferiores, a menor quantidade de canais laterais (18%).

Leite e col. (1984)¹¹⁹, por meio de raios-X, estudaram a anatomia interna de 1632 primeiros pré-molares extraídos e constataram que 27,1% das raízes destes dentes tinham dois canais, uma na face vestibular e outro na face lingual que pode resultar em dois (22,61%) ou num único forâmen (4,47%).

Madeira e col. (1984) analisaram a anatomia externa das raízes de 1666 primeiros pré-molares extraídos e constataram que 68,07% tinham uma única raiz aproximadamente cônica. Os restantes 31,93%, tinham raízes com algumas características de bifurcações e trifurcações.¹²⁷

Belizzi e Hartwell (1985)²³ conduziram um estudo *in vivo*, utilizando raios-X em 1144 pré-molares superiores, sendo 514 primeiros e 630 segundos. Nestes testes, descobriram que os primeiros pré-molares quanto ao número de canais radiculares apresentavam a seguinte distribuição: 6,2% com um canal, 90,5% com dois canais e 3,3%, com três canais. A presença de canais radiculares em segundos pré-molares superiores foi: 40,3% com um canal, 58,6% com dois canais e 1,1% com três canais.

Trope e col. (1986), por meio de raios-X, estudaram o número de canais radiculares de pré-molares entre as raças branca e negra, e notaram que o número de primeiros pré-molares com mais de um canal, em pacientes negros foi significativamente maior do que em pacientes caucasianos (32,8% versus 13,7%).²¹⁹ Nos segundos pré-molares, a diferença nos dentes com mais de um canal entre as raças foi significativamente reduzida (7,8 vs 2,8%). Quanto ao número de raízes, os autores descobriram que os negros têm uma maior incidência de primeiros pré-molares inferiores com raízes independentes do que os caucasianos (16% vs 5,5%).²¹⁹

Ribeiro e col. (1986) injetaram vinil acetato de resina plástica em canais radiculares de 50 molares humanos extraídos e dentes descalcificados completamente, embebendo em resina, a estrutura interna dos dentes. Os autores sugerem esse método como um método alternativo para estudar a anatomia interna dos dentes humanos.¹⁸¹

Walker (1987) examinou visualmente e radiograficamente 100 primeiros pré-molares extraídos de pacientes chineses. Descobriu que 60% deles tinham uma raiz, mas apenas 13% apresentaram um canal único, e 87% tinham uma raiz e dois canais. O autor relaciona a alta frequência dos primeiros pré-molares com características radiculares dentárias do povo mongol.²³⁴

Woelfel (1990)²⁴⁷ relatou que os dentes de povos europeus podem diferenciar-se dos asiáticos, reduzindo o tamanho total, mas também pela simplicidade morfológica. Nos europeus, os dentes em forma de pá são menos frequentes e, quando presentes, têm características mais suaves. Acredita-se

que os dados morfológicos foram usados para determinar as origens e afinidades de uma série de número de raças.

Pecora e col. (1991)¹⁶³ estudaram o processo de amolecimento e da injeção de gelatina e tinta nanquim, na anatomia interna de pré-molares humanos 422, com 215 primeiros segundos e 207, recolhidos nas clínicas de Ribeirão Preto. Verificaram que 72,09% dos primeiros pré-molares estudados apresentaram-se com um canal e um forâmen, 22,32% com dois canais e dois forâmen, 5,12%, com dois canais e um forâmen e 0,46% com três canais e três forâmen. Quanto aos segundos pré-molares, houve a presença de 89,85%, com um canal e forâmen, 4,35% com dois canais e forâmen, 5,32%, com dois canais e dois forâmen. A incidência de três canais e três forâmen foram idênticos aos encontrados nos primeiros pré-molares. Os autores observaram que os primeiros pré-molares mandibulares estudados tinham uma maior incidência de dois canais que segundos pré-molares.

Pecora e col. (1991) investigaram a anatomia externa e interna de 240 primeiros pré-molares extraídos. A anatomia externa foi estudada através da observação e medição das dimensões de cada dente. A anatomia interna foi estudada pelo método de descalcificação e limpeza das amostras. Um total de 55,8% dos dentes tinham uma raiz, 41,7% tinham duas raízes e 2,5% tinham três raízes. Quanto ao número de canais radiculares, os autores constataram que 17% tinham um canal, 80,4% tinham dois canais e apenas 2,5% tinham três canais.¹⁶²

A técnica de descalcificação-diafanização é uma fácil e eficiente análise tridimensional do sistema de canais radiculares. O dente torna-se transparente e mantém a morfologia original da raiz, preservando a sua morfologia original anatômica, o que permite a observação exata tridimensional do dente (Pecora et col., 1986), a observação de pequenas variações que possam existir e reduzir o potencial de hipóteses de fracasso. (Okumura, 1917 cit in Hdrlicka A, 1920, Robertson et col., 1980, Favière, Rothier, Fidel, 1986, Pecora et col., 1986; De Deus, 1992 Pecora et col., 1992, Pecora, Saquy, Sousa Neto, 1993)
93,164,166,181,185,195

Com o avanço de várias fontes de tecnologia, outros métodos foram desenvolvidos para estudar a anatomia interna do dente, como métodos de reconstrução tridimensional do canal radicular (Lyroudia et col., 1997 cit in

Peters AO et col., 2001), microtomografia scannerizada¹⁷², reprodução espacial do sistema de canais por microscopia de ressonância magnética (Baumann e Doll, 1997).^{21,179}

Brown e Herbranson, em 2002, desenvolveram o atlas interativo em 3D da anatomia dentária, que permite acesso a todos os dentes na arcada dentária, controle de rotação completa e visualização de cortes transversais e longitudinais.¹⁸⁶

Os pré-molares inferiores tendem a variar muito anatomicamente¹⁴². A grande variação na anatomia do canal radicular dos dentes torna-se o maior desafio de todos na conclusão bem sucedida do TENC. A elevada percentagem de primeiros pré-molares apresentaram mais do que um canal em vários estudos. A incidência, localização e morfologia dos canais radiculares de dentes pode variar em diferentes etnias ou raças.^{204,206,219,236}

A incidência de primeiros pré-molares mandibulares com dois ou mais canais variou de 13,7% em indivíduos de caucasianos americanos para 46% na população chinesa. Zillich e Dowson(1973) e Walker(1988) relataram a ocorrência de três canais nos primeiros pré-molares inferiores em 0,4% e 2%, respetivamente.^{236,262} Canais radiculares em forma de C também são encontrados nestes dentes. Num estudo realizado por Fan et al prevalência de canais radiculares em forma de C no primeiro pré-molar é descrito por 24%.^{14,62,112,125,219}

Velmurugan N e col. 2009²²⁵, realizou um estudo de laboratório para determinar a morfologia do sistema de canais radiculares de primeiros pré-molares mandibulares numa população indígena usando uma técnica de descalcificação-diafanização. Cem primeiros pré-molares mandibulares extraídos foram estudados após descalcificação e transparentização. A forma do forâmen, através do modelo de dentes e comprimento da raiz foram determinados. Os primeiros pré-molares foram identificados como tendo um forâmen redondo (38%), forâmen oval (44%), forâmen plano (17%) e forâmen em forma de C (1%). Dois forâmen foram vistos no canal de 2% dos dentes. Canais padrões foram classificados como tipo I (72%), tipo II (6%), III do tipo (3%), tipo IV (10%) e V (8%), de acordo com a classificação de Vertucci. Canais em forma de C foram identificados num dente (1%). Canais laterais foram observados em 4% das amostras e outros 4% das amostras tinham

canais acessórios. Comunicação intracanal foi identificada apenas numa amostra dos dentes (1%). O comprimento médio dos dentes foi de 21,6 mm. Entre os dentes com um canal único no ápice (n = 82), o forâmen apical está localizada no ápice da raiz do dente em 83%, a 0,5 mm do ápice dos dentes 6%, a 1 mm do ápice em 9,7% e a 2mm do ápice em 1,2% dos dentes. 14% dos dentes mostram invaginações na raiz mesial. Os autores concluíram que o tipo I padrão de canal foi o mais frequente nos primeiros pré-molares, entre a população indígena. 85,7% dos dentes apresentavam invaginação mesial da raiz ou divisão ou tinham dois canais ou divisão dos canais.²²⁵

A compreensão da complexidade dos dentes é essencial para a percepção dos princípios e problemas de formação e de limpeza do sistema de canais radiculares, bem como para a realização de procedimentos microcirúrgicos (Vertucci FJ et col., 1979)²²⁷. Embora vários métodos têm sido utilizados para examinar a configuração do sistema de canais radiculares, informações mais detalhadas podem ser obtidas pelo clareamento e desmineralização do dente e técnicas de coloração.^{204,230} Canais acessórios são qualquer ramo do canal principal que se comunica com a superfície externa da raiz. Canais acessórios laterais são canais colocados no terço coronal ou médio da raiz que se estendem normalmente horizontalmente a partir do canal principal. Refere-se à bifurcação do canal principal em canais múltiplos acessórios no ou perto do ápice como delta apical (Associação Americana de Endodontistas 1998)⁹.

Adorno e col., em 2010, num estudo *in vitro* investigaram a distribuição vertical e horizontal de canais acessórios e sua incidência em dentes anteriores maxilares, de indivíduos de raça japonesa após a obturação.² 161 dentes incluíam 69 incisivos centrais superiores, 61 incisivos laterais e 31 caninos. Após a instrumentação dos canais radiculares foi realizada a sua obturação com gutapercha. As amostras foram imersas em NaOCl a 6% por 30 minutos, lavadas completamente com água e então colocadas por 24 h numa solução de desmineralização de ácido nítrico 6%. Após lavagem com água, as amostras foram desidratadas numa série crescente de álcoois e, em seguida, imersos em salicilato de metilo para criar amostras transparentes. Espécimes transparentes abaixo foram obtidas em quatro direções (mesial, distal, vestibular e palatino) e examinadas com microscópio digital de imagens para

distribuições vertical e horizontal dos canais acessórios. A incidência de canais acessórios nos 3 mm da porção apical foi de 46%, 29% e 38% dos incisivos centrais superiores, incisivos laterais e caninos, respectivamente. A distribuição horizontal é principalmente vestibular nos incisivos centrais, palatina nos incisivos laterais e distal e palatino nos caninos. Houve diferença significativa ($p < 0,05$) entre os 3 mm apicais e o resto da raiz, 16%, 20% e 19% dos incisivos centrais superiores, incisivos laterais e caninos, respectivamente, em termos de presença de canais acessórios. Os autores concluíram que uma alta percentagem de canais acessórios podem ser encontrados nos 3 mm apicais da raiz. A percentagem de dentes com canais acessórios foi de 62%, 48% e 58% dos incisivos centrais superiores, incisivos laterais e caninos, respectivamente. A distribuição horizontal dos canais acessórios diferencia-se entre todos os tipos de dente estudados.²

1.2. SISTEMAS DE RADIOGRAFIA CONVENCIONAIS E ALTERNATIVOS

As radiografias convencionais usadas na gestão de problemas endodônticos fornecem informações limitadas devido à natureza bidimensional das imagens produzidas, distorção geométrica e ruído anatômico. Esses fatores muitas vezes atuam em conjunto.

O exame radiográfico é um componente essencial da gestão do tratamento endodôntico⁶⁶, subjacente a aspetos de diagnóstico, planeamento, tratamento, monitorização intra-operatória e avaliação dos resultados. Radiografias periapicais intraorais, são ainda as mais utilizadas durante os procedimentos endodônticos^{77,235}, fornecendo informações úteis para a presença e localização de lesões perirradiculares, sobre a anatomia do sistema de canais radiculares e a proximidade por estruturas anatómicas.

Apesar de seu uso generalizado, imagens periapicais, capturadas em filmes de raios X ou sensores digitais fornecem informações limitadas por várias razões. A compressão da anatomia de três dimensões numa imagem bidimensional ou sombra, limita bastante o desempenho e o diagnóstico.^{49,143,238} Características importantes dos dentes e tecidos circundantes são exibidos no sentido méso-distal. Apresentam características semelhantes na direção vestibulo-lingual, ou

seja, a terceira dimensão não pode ser totalmente apreciada. A relação espacial das raízes em torno das estruturas anatômicas e lesões perirradiculares associadas não pode ser sempre avaliada com radiografias convencionais (Cotti et col., 1999, Cotti e Campisi, 2004 cit in Whaites E, 2007)²⁴³. Além disso, a localização, a natureza e a forma das estruturas do interior da raiz sob investigação (por exemplo, reabsorção radicular) pode ser difícil de avaliar (Fig.2).^{49,158,243} Nas informações de diagnóstico falta a terceira dimensão que é particularmente importante no planejamento cirúrgico.^{124,226}

Numa tentativa de superar as limitações da radiografia simples, a exposição adicional de 10 a 15 graus (Fig. 4) ou seja mudança na angulação horizontal do tubo principal, pode ser considerada.^{77,158,243}

Vários pontos de vista intra-oral tomados em ângulos diferentes podem ser necessários para o diagnóstico de lesões traumáticas dentárias, tais como, fraturas radiculares, luxações e ferimentos por avulsão⁶⁴. O princípio do paralelismo também pode separar as raízes que estão no mesmo plano que o feixe de raios X (Fig. 5), como por exemplo, identificar a presença de um segundo canal méso-vestibular em molares superiores.^{77,128} Outra limitação é a distorção geométrica. Devido à complexidade do esqueleto maxilo-facial, as imagens radiográficas nem sempre reproduzem com precisão a anatomia do que pretende ser avaliado.⁸¹ A reprodução exata da anatomia com a técnica de paralelismo só é possível na região molar sobre o assoalho da boca, onde se encaixa confortavelmente o recetor de imagem.²³⁶ Esta falta de orientação ao longo eixo resulta em distorção geométrica, geometria de projeções pobres da imagem radiográfica, podendo aumentar ou diminuir o tamanho ou mesmo levar ao desaparecimento das lesões perirradiculares.^{24,102} O resultado líquido é que as raízes divergentes não são exibidas corretamente numa única exposição, devido aos vários graus de distorção. Isto é particularmente relevante na maxila posterior.¹²⁰ Características anatômicas podem obscurecer a área de interesse, radiopaca (forâmen zigomático) ou radiolúcida (seio maxilar) resultando na dificuldade de interpretação de imagens radiográficas.⁸¹

Técnicas de imagem alternativas têm sido sugeridas para superar as limitações das radiografias intra-orais (Cotti e Campisi 2004 cit in Whaites E 2007, Nair et col. 2007)^{156,243}. Grandes avanços tecnológicos em estruturas orais e imagens de lesões dentárias e ósseas têm sido introduzidas nos últimos

anos, incluindo a radiografia digital, métodos de densitometria, tomografia computadorizada (TC),²³² ressonância magnética, ultrassom e técnicas nucleares.

Kedmat e col. (2010)¹¹² investigaram a anatomia do sistema de canais radiculares de 217 primeiros pré-molares mandibulares por ambos métodos radiográficos e transversais na população iraniana. As configurações do canal radicular foram atribuídas de acordo com a classificação de Vertucci e col.²²⁹. A categorização de Fan e col.⁶² em primeiros pré-molares mandibulares foram usadas como referência na configuração de *C-shaped* canal. As radiografias foram tiradas em ambos os sentidos mesio-distal e vestibulo-lingual de cada dente. Posteriormente, foram seccionados na junção cimento-esmalte perpendicularmente ao longo eixo, em três partes iguais e corados com fucsina. Recolheram fotografias digitais das superfícies de secção transversal das raízes com um aumento de 40 vezes. Os tipos de configuração do canal radicular foram determinadas separadamente por raios-x e imagens transversais para cada um dos pré-molares. Todos os 217 primeiros pré-molares utilizados neste estudo tinham uma raiz única. Entre todos os primeiros pré-molares analisados, 157 (72,35%) tinham raiz em linha reta, 38 (17,5%) tinham curvatura distal, e nenhum (0%) mostrou curvatura mesial no terço apical. Dos 217 dentes examinados, 192 (88,47%) tinham um canal radicular. Os restantes 25 dentes (11,53%) tinham dois canais. Nos Raios-X no sentido mesio-distal (MD), apenas 5,99% dos pré-molares mostrou dois canais radiculares com configuração tipo III de canal radicular. Havia 9 dentes (4,14%) com o tipo V, 7 (3,22%) com o tipo III, 4 (1,84%) com o tipo II, e dois dentes (0,9%) com o tipo de morfologia IV. Três dentes (1,38%) apresentaram configuração em forma de C. Os autores concluíram que 192 dos 217 pré-molares mostraram um canal, tanto através da secção transversal como pela radiografia mesio-distal.¹¹²

1.3. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA DE FEIXE CÓNICO (CBCT)

Nos últimos anos foi introduzida a tomografia e microtomografia computadorizada para estudar a anatomia interna dos dentes. Estas técnicas permitem-nos observar a anatomia em três dimensões.

CBCT é um sistema de imagens extra-orais desenvolvido no final de 1990 para produzir imagens tridimensionais do esqueleto maxilo-facial, numa dose de radiação muito menor do que a tomografia computadorizada.^{12,140,156} Constituiu um grande avanço na geração de imagens dos dentes e do esqueleto maxilo-facial. Imagens CBCT fornecem informações reconstruídas em três dimensões da área sob investigação em questão de minutos, geralmente com uma dose menor de radiação do que a da tomografia computadorizada, mas normalmente mais elevada do que a associada com simples técnicas radiográficas dentárias.¹⁵⁵ Cortes coronais e axiais do dente são facilmente produzidos, permitindo ao médico obter uma visão verdadeiramente tridimensional de todo o dente e da anatomia dessa área. A qualidade da imagem de varreduras CBCT é superior à tomografia computadorizada helicoidal para a avaliação dos tecidos dentários duros.^{89,90,91} Em Endodontia, CBCT tem sido utilizado para várias aplicações, incluindo o diagnóstico periapical, avaliação da anatomia do canal radicular, e da reabsorção óssea, defeitos e no planeamento da cirurgia endodôntica).^{151,157} No entanto, a literatura é dominada por relatos de casos e estudos observacionais, sem um padrão de referência. Quando a decisão for feita no sentido de expor os doentes a uma varredura CBCT é essencial otimizar a dose de radiação para o paciente.¹⁵⁵ Além de imagens em três dimensões, a CBCT tem várias outras vantagens sobre a radiografia convencional. Estes incluem a remoção de ruído anatómico e resolução de alto contraste, permitindo a diferenciação dos tecidos, com diferença inferior a 1% na densidade física deve distinguir-se, em comparação com uma diferença de 10% da diferença física, que é necessário para a radiografia convencional.²⁴⁴ É essencial para avaliar o campo visual completo, não apenas na região de interesse. O Médico Dentista com o uso destas técnicas pode ser capaz de interpretar, com confiança, a anatomia dento-alveolar em três dimensões.⁵⁴

A tomografia computadorizada (TC) fornece informações sobre a anatomia do canal radicular e a sua relação com estruturas vitais, como o seio maxilar e reconstrução axial com reconstrução tridimensional de dados de TC. A avaliação da "terceira dimensão", com a TC também determina o número de raízes, canais e os canais que se unem ou dividem. Este conhecimento é útil no diagnóstico e no reconhecimento do fracasso do TENC.¹⁵⁶

Velvart e col. (2001)²²⁶ compararam as informações derivadas de tomografias e radiografias periapicais, de 50 dentes mandibulares posteriores previstos para cirurgia periapical tendo sido descobertos vários achados no momento da cirurgia clínica. Verificaram que a TC deteta a presença de lesão apical e da localização do nervo alveolar inferior em todos os casos, em comparação com 78% e 39%, respectivamente, quando utilizadas radiografias periapicais. Além disso, as informações adicionais essenciais, tais como a espessura vestibulo-lingual do osso cortical e trabecular, a posição e inclinação da mandíbula na raiz pode ser avaliada usando apenas TC. Concluíram que a TC deve ser considerada antes do tratamento cirúrgico de pré-molares e molares em vez da radiografia dentária quando o canal mandibular não é visível ou encontra-se nas proximidades da lesão e ou do canal²²⁶. Embora seja essencial que a especialidade de Endodontia aprecie o valor potencial das imagens tridimensionais, só é importante reconhecendo as limitações da CBCT para o seu uso.¹⁵⁵ Os tempos de exposição são longos 15-20seg e exigem que o paciente permaneça totalmente imóvel.¹⁵⁹ A CBCT pode ser usada como um bom método para a identificação inicial da morfologia interna dos dentes.⁷⁹

Baratto Filho e col., em 2009, investigaram a morfologia interna do primeiro molar superior através de três métodos diferentes: *in vitro*, por análise clínica e por CBCT.¹⁶ Em todos os métodos, foram analisados o número de canais adicionais e sua localização, número de forâmen e frequência de canais acessórios que podem ou não podem ser instrumentados. No estudo *in vitro*, canais acessórios foram detetados e gravados usando um microscópio cirúrgico detetando-se os dentes com importantes variações anatômicas. Na análise clínica, foram utilizados os registros de 291 pacientes submetidos a TENC na Faculdade de Odontologia, por um período de dois anos. Na análise CBCT, foram avaliados 54 primeiros molares. Os resultados da avaliação *in vitro* mostraram uma frequência de 67,14% do quarto canal nos dentes. Além

de um canal na raiz do dente com sete canais adicionais (0,72%), na raiz mesio-vestibular em 92,85% destes estes canais não podem ser negociados, e quando eles foram presentes, em 65,30% tinham um forâmen. A avaliação clínica mostrou que 53,26%, 0,35% e 0,35% de dentes têm 4, 5 e 6 canais, respetivamente. Nesta avaliação canais adicionais na raiz mesio-vestibular foram 95,63% (27,50% inacessíveis) e, quando presentes, 59,38% tinham um forâmen. A CBCT mostrou resultados de 2, 4 e 5 canais em 1,85%, 37,05% e 1,85% dos dentes, respetivamente. Quando presentes, canais adicionais mostraram um forâmen em 90,90% dos dentes estudados. Este estudo demonstrou que o microscópio cirúrgico e CBCT têm sido importantes para a localização e identificação dos canais radiculares. A CBCT pode ser usado como um bom método para a identificação inicial da morfologia interna do primeiro molar superior.⁶⁴

Sanfelice e col. (2010) realizaram um estudo *in vitro* utilizando a CBCT para avaliar a quantidade de remoção na dentina da parede distal do canal mesial dos primeiros molares inferiores humanos, causada por quatro instrumentos utilizados para instrumentar o terço cervical. Concluíram que todos os instrumentos utilizados para a preparação cervical parecem ser seguros e não danificam a estrutura da parede dentinária distal do canal mesial radicular dos molares inferiores.¹⁹⁴

Historicamente, muitos estudos têm avaliado as principais características de todos os grupos dentários, no entanto, os pré-molares foram especialmente estudados como resultado da sua mais complexa morfologia do sistema de canais radiculares.⁶⁴

Com os avanços tecnológicos têm-se desenvolvido técnicas diferentes que foram introduzidas para facilitar a avaliação interna das variações anatómicas radiculares dos dentes. Para este fim, o uso do microscópio cirúrgico na prática diária pode melhorar e facilitar a localização e gestão de canais adicionais, como resultado de um ligeiro aumento e significativamente maior do campo de visão o que permite aumentar a deteção de canais adicionais. Estudos têm demonstrado que quando a experiência do operador aumenta como resultado do uso regular de um microscópio cirúrgico, a prevalência de deteção de canais adicionais aumentou para 93%.⁶⁴ A CBCT foi desenvolvida para avaliar o tecido duro para ajudar no diagnóstico

oral e maxilo-facial e planeamento de colocação de implantes.⁵² Por outro lado, este sistema tem sido muito útil, particularmente nos problemas endodônticos, como resultado da identificação das características anatómicas e variações do sistema de canais radiculares, uma vez que o diagnóstico e planeamento do TENC são difíceis de alcançar com radiografias bidimensionais.

O CBCT revela a relação entre as estruturas anatómicas, como o seio maxilar e o nervo alveolar inferior em relação ao ápice da raiz, fraturas radiculares e a anatomia do canal radicular pode ser claramente visualizada.^{64,156}

CBCT em Endodontia foi originalmente usada para confirmar o diagnóstico de fraturas radiculares, para monitorizar a evolução das lesões, para analisar as paredes do canal radicular e da anatomia da câmara pulpar e a acumulação de resíduos. Mais recentemente, este método tem sido usado para avaliar a preparação do canal radicular. Com esta técnica, é possível adquirir imagens anteriores e posteriores sem necessidade de cortar os dentes antes do procedimento.^{26,121,173,245}

Bernardes e col. (2010) compararam o aumento da superfície do canal radicular após a instrumentação com sistemas rotatórios *EndoSequence®* e *ProTaper®*.²⁶ No presente estudo, as imagens foram adquiridas pré e pós instrumentação por tomografia micro-computorizada (MCT), uma técnica que permite a análise da área do canal radicular sem a necessidade de procedimentos invasivos na estrutura do dente. Além disso, a qualidade tridimensional das imagens obtidas por este método é muito superior a outras técnicas, apoiando a sua utilização noutros estudos na área do canal radicular e sua geometria.

1.4. MICRO-TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (MCT)

Nos últimos anos, o desenvolvimento da radiografia microtomografia computadorizada transaxial tornou-se cada vez mais importante no estudo dos tecidos duros. MCT oferece uma técnica não invasiva da avaliação e para reproduzir tridimensionalmente (3D) o sistema de canais radiculares podendo ser aplicado quantitativa e qualitativamente. Além disso, a anatomia interna e

externa pode ser demonstrada, ao mesmo tempo ou separadamente.¹⁷⁵ Infelizmente esta técnica é dispendiosa e demorada e não é adequada para uso clínico.²⁰⁸

Várias abordagens têm sido descritas na literatura em testes de instrumentos no preparo do canal radicular. Durante a última década, a MCT emergiu como um poderoso método para estudar as técnicas de preparação do canal radicular. Esta ferramenta analítica permite a avaliação não destrutiva e aprofundada da geometria do canal radicular. Além disso, a abordagem produz dados quantitativos que detalham o desempenho de qualquer configuração do instrumento no canal radicular por modelagem. Com o MCT, foi demonstrado que a quantidade de superfície preparada mecanicamente através do canal principal, não é em função do tipo de canal, sendo muitas vezes inferior a 60% da superfície do canal.¹⁷⁰

O objetivo deste estudo foi avaliar a remoção de dentina quando aplicadas as limas *self adjusting file* (SAF®) no canal radicular de dentes anteriores superiores. Através do uso de MCT, avaliou-se especificamente nos dentes anteriores inferiores a diminuição da superfície tratada ao longo do tempo e as mudanças no volume da dentina apical.¹⁷⁰

Estudos anteriores com o sistema MCT com 36 mm de resolução documentada, a área do canal palatino não instrumentada nos molares superiores foi de 49%, enquanto que a superfície do canal disto-vestibular, foi 33% de superfície intata.

A preparação biomecânica poderá afetar o biofilme bacteriano. Com o novo *hardware* e melhorias de *software* pode ser possível no futuro determinar diretamente a quantidade de biofilme removido recorrendo ao MCT baseado em experimentos.¹⁷⁰

A introdução do MCT para a pesquisa dentária tem facilitado o estudo da anatomia do canal radicular com melhorias substanciais em ambos os *softwares* e *hardwares* para reduzir o tamanho do *voxel* de aproximadamente 30 a 40 microns oferecendo uma resolução de imagem significativamente maior^{172,179}. CBCT e MCT não são invasivos e como resultado, as amostras podem permanecer intactas, enquanto ao mesmo tempo pode obter-se uma enorme quantidade de informações. As camadas podem ser reconstruídas em qualquer plano e análise de dados podendo ser representado em imagens de 2

ou 3 dimensões. A anatomia interna e externa podem ser demonstradas, ao mesmo tempo ou separadamente e avaliados qualitativa e quantitativamente.

232

View-Pelissier e col. 2010²³² para analisar a anatomia do sistema de canais radiculares de pré-molares com três raízes distintas usaram MCT. Dez dos pré-molares humanos com três raízes foram digitalizadas desde a coroa até ao ápice em 42 intervalos de 0,2mm usando um sistema de computador de alta resolução UTC (*Skyscan 1072*). Este estudo utilizou MCT para analisar vários aspetos da anatomia do sistema de canais radiculares de pré-molares com três raízes distintas. A forma transversal dos canais foi heterogénea ao longo do comprimento das raízes. As localizações do forâmen apical são variadas, eles tendem a sair por palatino ou distal. Em alguns dentes, o forâmen apical coincidiu com o ápice radiográfico (AR). Numa raiz disto-vestibular, um delta apical foi encontrado no final a 2 mm de ápice, terminando em três forâmens apicais. Deltas apicais foram encontrados em sete dentes, três na raiz disto-vestibular e quatro na raiz palatina. Canais laterais foram encontrados em seis dentes, dois na raiz disto-vestibular e quatro na raiz palatina. Dois canais laterais encontraram-se em um dos canais palatinos. O corno pulpar vestibular foi maior do que o palatino. A distância média da região cervical do teto da câmara pulpar até à bifurcação e trifurcação dos canais foi 3,13 e 5,08 mm, respetivamente. Em geral, a raiz meso-vestibular foi maior do que a raiz disto-vestibular, especialmente na direção vestibulo-lingual. A secção transversal nas raízes vestibulares é ovoide, enquanto que a raiz palatina tinha uma secção posterior circular. Os autores concluíram que as características da anatomia interna da cavidade pulpar de pré-molares superiores com três raízes foram identificadas com o uso do MCT. Os resultados mostram a heterogeneidade dos pré-molares superiores de três raízes. O uso de TCM revela a anatomia interna do sistema de canais radiculares ricos de pré-molares de três raízes, com presença de canais laterais, delta apicais, canais de bifurcação, bem como mudanças graduais na anatomia do canal ao longo da raiz. MCT pode contribuir para uma melhor compreensão da anatomia do sistema de canais radiculares.²³²

Nos últimos anos, a MCT tem-se revelado uma ferramenta valiosa para avaliar as alterações morfológicas na forma do canal, antes e após a instrumentação

não é apenas um exame transversal da raiz, mas também a configuração tridimensional (3D) do canal pode ser avaliado em alta resolução. Outras vantagens da técnica MCT são o facto de pouco ou nada exigirem na preparação da amostra e a natureza pouco destrutiva do processo.²²⁵

You e col. 2010²⁵⁷ avaliaram a eficácia da instrumentação de canais em forma de C e as mudanças morfológicas, antes e após a instrumentação com o sistema rotatório *ProTaper*® e instrumentos tradicionais de aço usando microtomografia computadorizada (MCT). Neste estudo foram utilizados 24 molares com canais *C-shaped*, dispostos em pares igualmente em dois grupos, que foram instrumentados com *ProTaper*® rotatório (grupo *ProTaper*®) ou instrumentos K e *Gates-Gliden*® (grupo de instrumentos manuais). Imagens tridimensionais foram construídas pela MCT. O volume de dentina removida, a quantidade de área instrumentada, o tempo necessário para a instrumentação e os erros iatrogénicos de instrumentação foram investigados. O grupo de instrumentos manuais mostrou uma maior quantidade de volume de remoção de dentina e deixou menos área de canal instrumentada que o grupo *ProTaper*® (p <0.01). O tempo necessário para a instrumentação foi menor para o grupo *ProTaper*® do que para o grupo de instrumentos manuais (p<0,05). Não ocorreram fraturas de instrumentos em ambos os grupos, mas os erros processuais mais visíveis foram detetados no painel de instrumentos manuais do que no grupo *ProTaper*®. Concluiu-se que o sistema rotatório *ProTaper*® mantém a curvatura do canal de forma rápida e com poucos erros de procedimento, enquanto a instrumentação tradicional manual pode limpar uma área maior do canal.²⁵⁷

A pesquisa citada neste capítulo foi desenvolvida com vários objetivos, mas a maioria deles de interesse focado na pesquisa de características dentárias encontradas em pessoas diferentes, e outros voltados para o estudo da anatomia interna dos dentes humanos, a fim de melhor compreender as variações.

2. ANATOMIA DO SISTEMA DE CANAIS RADICULARES

Para o sucesso do TENC, o canal deve ser formatado com uma forma cônica e afunilada e contínua em direção ao ápice mantendo a curvatura natural dos canais e preservando o forâmen na sua posição original, com o menor diâmetro possível, para facilitar a realização de uma obturação tridimensional.²⁰⁰ No entanto, a anatomia dentária impõe limitações à preparação correta do sistema de canais radiculares. A curvatura da raiz é um fenômeno comum na dentição humana, especialmente os molares, que caracterizam a complexidade anatômica do sistema de canais radiculares e da introdução de fatores na formação, que se não forem controlados, podem conduzir a resultados indesejados. A forma da curvatura do canal foi definida com mais precisão por Pruett e col., em 1997, por dois parâmetros independentes: o ângulo e raio de curvatura.¹⁷⁷ O raio de curvatura é o raio de um círculo que coincide com o caminho tomado pelo canal na área de curvatura pronunciada. O ângulo de curvatura é o arco formado entre os pontos de desvio no círculo, ou ângulo perpendicular entre linhas tangentes a partir do cruzamento no centro do círculo. O raio de curvatura é uma súbita ou gravidade de um determinado ângulo de curvatura ocorre quando o caminho se desvia da linha reta (Fig. 1). Os canais podem ter o mesmo ângulo de curvatura, mas diferente se os seus raios são diferentes, com algumas curvas mais fechadas do que outras, quanto menor é o raio.¹⁷⁷

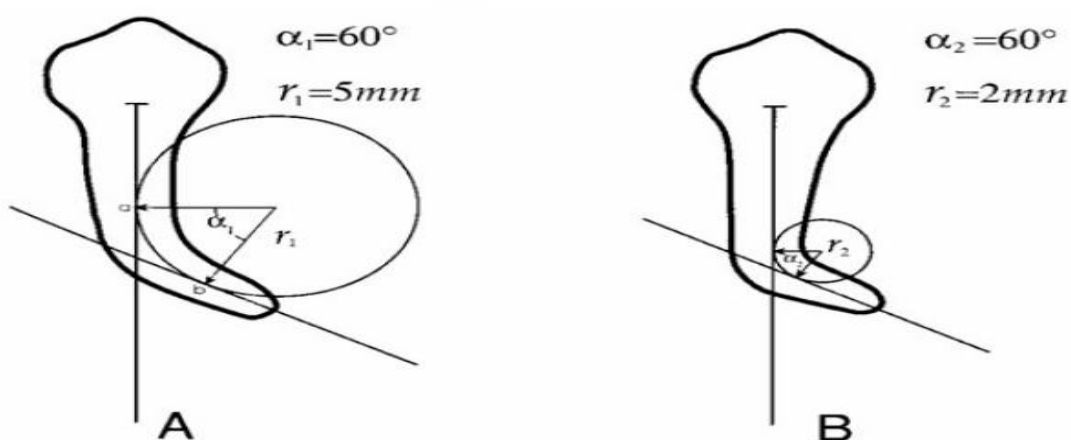


Figura 1 - Raio e ângulo de curvatura descritos pelos parâmetros α e r (Pruett et col. 1997).

Durante a instrumentação, quanto mais abrupta é a curvatura, mais concentradas são as forças contra as paredes do canal. A importância do fator geométrico na instrumentação de canais curvos aumenta quando se tem em conta a presença das curvaturas de educação primária, secundária e terciária, o que torna complexa a anatomia dos canais radiculares. Dada a alta incidência de curvaturas secundárias em molares inferiores humanos (30%), mediante radiografias periapicais são analisadas que a sua localização é predominante no terço apical, ficando claro o papel do raio de curvatura e a deformação que o instrumento endodôntico apresenta, quando se dobra nas regiões curvas.

Alguns erros processuais, tais como transporte, a formação de degraus e perfurações podem ocorrer durante a preparação dos canais, alterando sua morfologia. Estes resultados indesejáveis podem ocorrer a partir do formato técnico de canais curvos, o uso de instrumentos de aço inoxidável, por causa de sua tendência a reverter para uma linha natural, devido à força restauradora que incide sobre eles, tornando difícil manter a rota original do canal.¹⁸⁴

Numa tentativa de superar as limitações apresentadas durante a preparação do sistema de canais radiculares, a pesquisa sobre o desenvolvimento de novas tecnologias endodônticas, torna-se essencial continuamente testar materiais e equipamentos auxiliares. Dentro deste contexto, os instrumentos de NiTi foram introduzidos na prática endodôntica.⁹²

3. FASES DO TRATAMENTO ENDODÔNTICO

3.1. CAVIDADE DE ACESSO

O TENC começa com uma correta cavidade de acesso (CA). A sua qualidade terá sempre consequências e facilita o sucesso do tratamento, pelo que não deve ser menosprezada.⁴⁵

O primeiro passo é localizar e remover todo o teto da câmara pulpar, de modo que as paredes se continuem com o canal radicular. Além disso, durante a preparação dos restos da câmara pulpar podem ser empurrados para a parte apical pelos instrumentos podendo originar um rolhão dentinário, o que pode tornar difícil a sua remoção podendo causar infecções. É, por isso, importante corrigir e completar a remoção de todos os resíduos presentes na câmara pulpar.¹⁰⁴

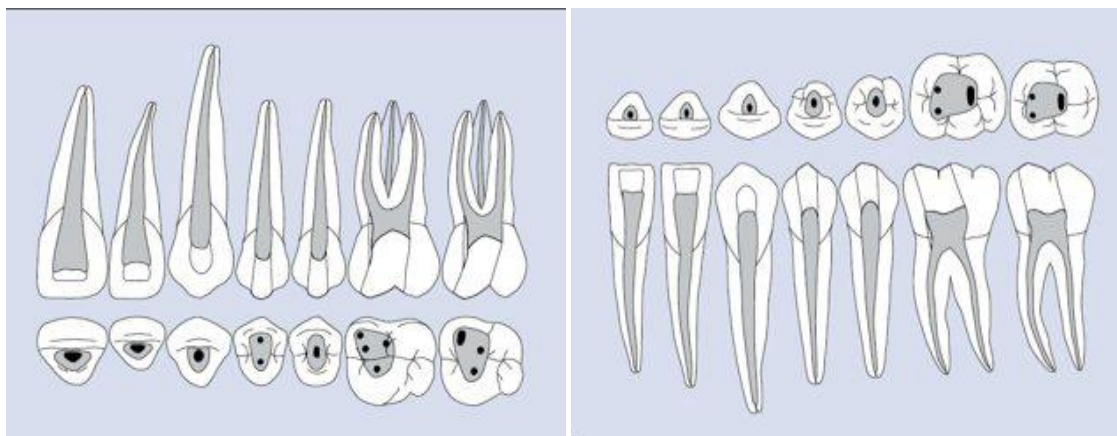
A forma da CA deve ser devidamente executada de modo a que as paredes da coroa não interfiram com os instrumentos durante a preparação de um canal, que permita o acesso em linha reta, sem interferências no canal radicular até ao seu terço apical (Stone, 1988).²¹²

Portanto, os instrumentos que penetram no sistema de canais radiculares estão a salvo de contato prematuro com triângulos de esmalte e dentina, fornecendo instrumentos mais seguros e apropriados.

Os triângulos dentinários atuam não só como pontos de apoio, impedindo que o instrumento percorra o caminho, mas distorcem a sensibilidade tátil e o controle do operador.²⁴²

Na aplicação da CA deve ser-se cuidadoso para não danificar o solo da câmara pulpar. A preparação da CA não deve ser muito grande e agressiva e deve ser controlada, removendo apenas o que é necessário, na prevenção de paredes de dentes necessariamente debilitadas, como mencionado acima. Às vezes há a necessidade de utilizar os chamados desgastes compensatórios estendendo a CA, que tem a vantagem de permitir o acesso livre à entrada do canal, prevenindo possível fratura dos instrumentos, uma preparação adequada e técnica e um melhor comando e controlo sobre os movimentos dos instrumentos durante a preparação biomecânica do canal radicular.⁴⁵

Segundo Shilder (1974), como mencionado acima, o conceito original de limpeza e modelagem é a base do sucesso de TENC.²⁰⁰



Figuras 2 e 3: Representação dos dentes e da estrutura básica da cavidade de acesso recomendada. (Carrott, 2004).

3.2. IRRIGAÇÃO

A irrigação desempenha um papel fundamental na desinfecção, principalmente na fase final da instrumentação. As bactérias são os principais agentes etiológicos de doenças perirradiculares do sistema de canais radiculares. Um requisito importante para o sucesso do TENC é a remoção completa de todos os detritos do sistema de canais radiculares antes da obturação, a fim de evitar a reinfecção. Embora o preparo biomecânico e o uso de antimicrobianos sejam eficazes na redução da colonização bacteriana dos canais radiculares, algumas bactérias podem sobreviver, apesar do tratamento, levando à reinfecção do canal radicular.¹⁵⁰

Note-se, em seguida, a fase da preparação químico-mecânica, onde se tenta o esvaziamento do canal desde a interação química por irrigação à mecânica realizada por instrumentos endodônticos.^{75,129}

A ação dos instrumentos, no entanto, ocorre apenas nos canais principais sendo inacessível aos canais acessórios.³⁵ Portanto, o uso de um produto químico para auxiliar a ação da instrumentação é de extrema importância para facilitar a ação dos instrumentos, penetrando em todo o sistema de canais radiculares. Participa nas atividades de desinfecção e

limpeza do sistema de canais radiculares, sendo que a ação química complementa a ação mecânica realizada pela instrumentação.³⁵

A seleção da solução de irrigação para uso em canais radiculares infetados, requer conhecimento prévio dos organismos responsáveis pelo processo de infecção e as propriedades diferentes dos irrigantes. Entre os obstáculos a serem superados no tratamento de dentes com periodontite apical assintomática destacam-se a complexa anatomia interna, a virulência microbiana e as defesas do hospedeiro. Para ser eficaz, é essencial que a solução de irrigação tenha considerável atividade antimicrobiana e a capacidade de dissolver o tecido. O hipoclorito de sódio (NaOCl) foi escolhido como solução de irrigação para uso endodôntico pela maioria dos profissionais. Isto deve-se em parte ao mecanismo de ação da solução de irrigação, capaz de promover mudanças ao nível da célula, à destruição da biossíntese de fosfolipídios, à formação de cloraminas que interferem com o metabolismo celular, à ação oxidante com a inativação enzimática irreversível das bactérias e degradação de ácidos gordos e lipídios.⁶¹

De todas as soluções de irrigação utilizadas em Endodontia, o NaOCl em concentrações de 0,5% - 5,25%, é o irrigante com uma utilização mais ampla. O NaOCl é considerado o irrigante ideal durante a instrumentação, Ao contrário de outros irrigantes, o NaOCl tem demonstrado a capacidade de dissolver tecidos necróticos, bem como os componentes da camada de esfregaço.²⁰ Este irrigante dissolve e remove o tecido pulpar, que também tem uma excelente eficácia antimicrobiana e proteolítica.⁶¹

Cuenin e Baumgartner (1992), num estudo *in vitro* em pré-molares com um canal, constatou que o NaOC pode remover o tecido pulpar remanescente completamente, mesmo em áreas que não tocam os instrumentos.²⁰

Estudos mostram que o NaOCl não elimina todos os componentes inorgânicos, que consiste em restos de dentina que se formam com a instrumentação (*Smear Layer*)¹⁵. A maneira mais eficaz para remover a camada de esfregaço envolve a combinação de NaOCl e o ácido etileno diaminotetracético (EDTA), para remover os componentes orgânicos e inorgânicos, e o último elemento a ser utilizado é NaOCl, a fim de não apenas remover o componente orgânico presente na entrada dos túbulos dentinários,

depois de retirar a camada *Smear Layer* e desativar a ação de descalcificação do EDTA.^{20,145}

4. INSTRUMENTAÇÃO EM ENDODONTIA

Em 1838, há mais de 160 anos, Edward Maynard criou o primeiro instrumento endodôntico concebido a partir de uma parte de um relógio, e outros instrumentos desenvolvidos para uso na limpeza e modelagem dos canais radiculares.

Os princípios clássicos da instrumentação permanecem até ao dia hoje que se ajusta confortavelmente ao canal radicular. Uma lima K10 permeabiliza o ápice sendo necessários aproximadamente 1.200 movimentos em pressão em direção ao ápice e tração lateral para as paredes.⁸²

Segundo Ingle e col. (2002), a preparação química-mecânica do sistema de canais radiculares tem dois objetivos: desbridamento e desinfecção do canal radicular e uma conformação adequada para melhorar a provisão de três dimensões.¹⁰⁴

A preparação ideal do sistema de canais radiculares foi definida por Schilder (1974) como a forma de um funil, cujo diâmetro é menor na parte apical e maior na parte coronária.²⁰⁰

Nos últimos anos temos visto grandes desenvolvimentos no campo da endodontia.

De acordo com Ruddle (2001), os componentes básicos da tríade endodôntica permanecem relativamente inalterados ao longo do tempo. Por outras palavras, os princípios básicos de assepsia, instrumentação biomecânica e a obturação dos canais radiculares mantêm-se. Apenas os métodos para alcançar esses objetivos mudaram.¹⁸⁸

O contínuo desenvolvimento tecnológico levou à recente criação de novos materiais e métodos na área de Endodontia.¹⁸⁸

Os materiais atualmente utilizados em endodontia são resultado, parte da extensa pesquisa científica no seu uso clínico, mas também dos avanços científicos no campo da ciência dos materiais na odontologia. A correta previsão dos resultados, com base no conhecimento de materiais, converge para a melhoria e criação de instrumentos mais capazes em Endodontia.

O uso, a investigação, o desenvolvimento e previsibilidade resultante do material conduz a um futuro promissor no que respeita às expectativas da tecnologia do clínico.⁷²

Para o sucesso do TENC é essencial a limpeza, conformação e desinfecção do canal radicular e obter um cone afunilado, semelhante à sua forma original, criando as condições para que o sistema de canais radiculares possam ser hermeticamente fechados.^{16,200}

A busca do sucesso num TENC depende de uma sequência em que todos os procedimentos cirúrgicos são de fundamental importância e o fracasso de qualquer um deles pode levar ao insucesso. Mas a fase de limpeza e modelagem do canal radicular é um passo que exige mais tempo, paciência e destreza manual por parte do operador, pois é nesta fase do tratamento em que ocorrem o maior número de acidentes e complicações que podem colocar em perigo o TENC.

Devido à importância desta questão, existem várias técnicas propostas por pesquisadores ao longo do tempo, a fim de ser mais rápida e eficaz no tratamento do canal. Todas elas foram desenvolvidas, com o ideal de encontrar sempre uma mais adequada preparação e prevenir eventuais distorções causadas pelos instrumentos.¹⁴⁴

Como se assinalou em cima, a preparação mecânica do sistema de canais radiculares tem um papel fundamental no tratamento do canal. É a instrumentação que cria o espaço para as soluções irrigadoras penetrarem de forma mais eficaz no canal radicular, aumentando a eficiência e eliminam produtos microbianos, ou seja, produtos do metabolismo microbiano.

Na literatura, há muitas palavras para descrever esta fase do tratamento, que vão desde a instrumentação, preparação, extensão e conformação.

O conceito atual de preparo do canal radicular tem uma associação positiva com o processo de desinfecção dos túbulos, que identifica dois momentos ideais para que isto ocorra: o esvaziamento e a ampliação do canal radicular, duas condições essenciais para o sucesso e a sobrevivência dum dente com TENC.⁹⁹

A instrumentação tem o papel principal na formação do sistema de canais radiculares para permitir a desinfecção com soluções irrigantes, medicamentos e, finalmente, preencher com gutapercha.¹⁶⁹

Este processo deve manter a configuração original sem criar qualquer evento iatrogénico, tais como instrumentos fraturados, transporte ou perfuração do canal apical. No final da instrumentação, o canal deve ter um formato cónico para permitir uma irrigação adequada e eficiente obturação do cana. ⁸⁷Os principais objetivos da instrumentação de canais radiculares são, em primeiro lugar, a prevenção da infeção dos tecidos perirradiculares e em segundo lugar promover a cura em casos onde a doença já exista.

Estes objectivos são alcançados através da remoção do tecido pulpar vital ou necrosado dos canais principais ⁵⁸; criação de um espaço para a irrigação e os medicamentos intracanales; preservação da anatomia original do canal reduzida gradualmente apicalmente; conservação da posição do forâmen apical; prevenção de lesão iatrogénica que podem ocorrer no sistema de canais radiculares e a estrutura da raiz; facilitar o selamento do canal radicular; evitar mais irritação ou infeção dos tecidos perirradiculares. Vários tipos de instrumentos endodônticos têm sido recomendados, mas poucos parecem capazes de atingir constantemente esses objetivos primários de preparo do canal, com as duas técnicas de instrumentação que são usados para este fim, a instrumentação manual e mecânica.

Para os instrumentos endodônticos a norma usada é a 28 da ANSI / ADA 1988. ⁹

4.1. INSTRUMENTAÇÃO MANUAL

O uso de instrumentos de aço inoxidável pode causar deformação e complicações iatrogénicas em canais curvos na sua parte apical, tais como degraus, transporte, perfurações, *zips*, e áreas de risco. Na maioria dos casos, a utilização deste instrumento é difícil em canais curvos e, portanto, a necessidade de se buscar novas formas e modelos dos instrumentos. A instrumentação manual é composta por três tipos de instrumentos.

4.1.1. LIMAS TIPO K

Tradicionalmente, os instrumentos manuais fazem-se girando sobre seu eixo longitudinal. As espiras da lima resultam da torção sobre o eixo longitudinal do corpo metálico, triangular ou quadrado, sendo que estas são parcialmente horizontais.⁴⁸

A utilização de tornos assistida por computador permitem modificar a geometria dos instrumentos existentes. Estes novos instrumentos híbridos foram criados para melhorar a segurança, preditibilidade e eficácia do seu uso clínico.²⁴⁵

A lima K é uma ferramenta de moagem tem uma parte ativa em aço inoxidável, secção transversal quadrada ou triangular, dobradas à esquerda do seu eixo longitudinal, com espirais curtas, um grande número de voltas por unidade de comprimento e inclinação de aproximadamente 45°. O aço sofre um processo de torção para produzir os instrumentos endodônticos, no qual vai endurecendo. Este instrumento é utilizado para a negociação e expansão do canal radicular, como instrumentos auxiliares e iniciais da endodontia mecanizada.⁴⁸



Figura 4 - Lima K de calibre ISSO 30 (Mallefer®).

4.1.2. LIMAS TIPO K - FLEXOFILE

Estes instrumentos são caracterizados por terem um papel activo semelhante ao instrumento tipo K, mas com um maior número de espirais ao longo do seu comprimento. Este instrumento tem uma grande flexibilidade e menor poder de resistência à torção. Eles são usados principalmente em canais de curvaturas acentuadas.⁶¹

4.1.3. LIMAS TIPO *HEDSTROEM*

Os instrumentos tipo *Hedstroem* (H) são feitos numa haste de metal afiado com sulcos longitudinais, uma espiral, que se caracteriza por pequenos cones sobrepostos. São um tipo de instrumentos que tem excelente capacidade de corte, devido ao ângulo de inclinação dada pelos cones na parte ativa.

São frequentemente utilizados para realizar a remoção do tecido pulpar em canais radiculares amplos, uma vez que apresentam uma qualidade de corte significativo apesar de sua falta de flexibilidade, na remoção de guta-percha nos canais onde é necessário repetir o tratamento.⁶¹ Uma das desvantagens destes instrumentos endodônticos manuais usados em aço inoxidável é apresentarem menor flexibilidade, como mencionado anteriormente, que confere uma certa limitação na instrumentação de canais curvos devido ao seu design e propriedades mecânicas, com tendência à fratura podendo criar-se transporte no canal.⁶⁵

Dadas estas desvantagens houve a necessidade de criar outras ferramentas para executar esta função com mais eficácia. Para evitar que isso aconteça, graças aos avanços tecnológicos verificados em Endodontia, começou-se a fabricar instrumentos endodônticos com outros tipos de ligas, como níquel-titânio. Com o objetivo de substituir a instrumentação manual, muitos sistemas têm sido propostos.

5. TÉCNICA DAS FORÇAS BALANCEADAS

A técnica das forças balanceadas foi introduzida por Roane e Sabal, em 1984. Esta técnica foi originalmente projetada para uso com *Flex-R-Files®* (Miltex), caracterizando-se pela modificação da ponta do instrumento tornando-a menos agressiva - *step-down* - mais conhecida como *crown-down*. Esta técnica visa a instrumentação do canal radicular no seu terço coronal e médio, cujo principal objetivo é criar um acesso direto e livre ao terço apical.^{183,184}

Os instrumentos são inseridos dentro do canal com um movimento para a direita no sentido dos ponteiros do relógio, com um ângulo máximo de 180°, seguido por um movimento em direção apical - fase de inserção do instrumento. Então, realiza-se um movimento na direção oposta à direita, com um máximo de 120°, com pressão apical corretamente - fase de corte. A fase final é a da remoção do instrumento sendo realizada no sentido dos ponteiros do relógio coronalmente - fase de desprendimento. As principais vantagens das forças equilibradas reside no fato de se ter maior controle de instrumentação na região apical, a ponta da lima não remove a dentina envolvente, e ser mais central por parte do instrumento no canal porque a ponta não é cortante.^{187,188}

A instrumentação pode ser demorada, especialmente em canais estreitos e curvos, o que pode levar a complicações iatrogênicas, tais como iatrogenias, falsos trajetos, transporte canal e transporte apical. Isso pode ocorrer devido à tendência dos instrumentos de calibres superiores, na modelagem do canal não respeitarem a curvatura original.^{60,78}

6. INSTRUMENTAÇÃO MECANIZADA

A etapa do TENC que apresentou maiores alterações nos últimos anos foi a preparação mecânica dos canais radiculares, com vista à substituição gradual da preparação, automatizando as técnicas de modelagem manual. A instrumentação rotatória ou mecanização deste estágio do TENC passa por um inevitável processo de adoção por especialistas e está em constante evolução.

Todos os dias, novas ferramentas e motores são introduzidos no mercado e os novos profissionais são adeptos entusiastas, uma vez que a instrumentação mecânica promove a preparação mais rápida do canal e menos *stress* para os profissionais e seus pacientes durante a realização do TENC.^{16,118}

Desde a introdução do Ni-Ti no tratamento endodôntico e o subsequente desenvolvimento dos instrumentos rotatórios, diversos estudos têm demonstrado a superioridade e velocidade para terminar os preparativos biomecânicos feitos por instrumentação mecânica.

Outro fator importante a considerar durante a limpeza e conformação do canal radicular é a anatomia interna do dente, uma vez achatada podem ser consideradas verdadeiros obstáculos ao desenvolvimento adequado do sistema rotatório no canal.^{17,240}

O preparo químico-mecânico do canal radicular é o passo que leva mais tempo no TENC. Os Endodontistas e indústrias de materiais dentários sempre se preocuparam com a criação de sistemas que permitam a modelagem de canais por meio de instrumentação rotatória, o que facilita e acelera a preparação químico-mecânico dos canais radiculares.

A preparação mecânica do canal radicular tem sido conhecida desde o século XIX, quando Rollins usou um contra-ângulo lento com apenas 100 rotações por minuto (rpm). Desde 1950, numerosos instrumentos endodônticos têm sido desenvolvidos para preparo do canal radicular, incluindo o sistema *Giromatic* (Micro-Mega, Suíça) e peça de mão *Racer*. Foram introduzidas principalmente na tentativa de reduzir o tempo e simplificar a preparação dos canais radiculares. Desde a introdução da ultrassonografia na década de 1970 e o desenvolvimento do sistema localizador apical em 1984, novas gerações de dispositivos endodônticos foram introduzidos. Esses dispositivos utilizam

instrumentos de aço inoxidável, e com o seu uso, permanece sempre presente o risco de fratura do instrumento, criando falsos trajetos e perfurações radiculares^{17,240}. A implementação da maioria destes novos sistemas de trabalho com diferentes tipos de movimento não é completamente rígida e o fluxo constante de irrigação irá desempenhar um papel importante.⁹⁹

A instrumentação do canal radicular pode ser alcançada quer pela instrumentação manual quer pela instrumentação mecânica.⁷⁸

Instrumentos manuais de aço inoxidável oferecem excelente manuseio, durabilidade prevista pela resistência das superfícies de corte. No entanto, devido à sua flexibilidade limitada, a instrumentação de canais curvos geralmente é uma limitação para estes instrumentos, devido ao seu *design* e propriedades mecânicas tendem a deixar ou terminar um canal em transporte. Um instrumento rotatório que contém a liga de Ni-Ti, cuja principal característica é a capacidade de negociar as curvas durante a rotação contínua, sem o risco de deformação plástica permanente ou fracasso, como ocorreria num instrumento de aço inoxidável.¹³⁴

Com o advento da liga de Ni-Ti na fabricação dos instrumentos endodônticos, foi lançada em 1996, a instrumentação mecânica rotatória do sistema *Matic® NT*, que revolucionou a instrumentação dos canais radiculares. Desde então, a indústria começou a produzir uma série de instrumentos feitos com essa liga, especialmente os sistemas *Quantec® Serie 2000*, *Profile® Série 29*, *Profile® 04/06*, *Pow-R®*, *Profile GT®*, e, mais recentemente sistemas como *Hero® 642*, *K3®*, *Race®*, *Protaper®*, *GTX®*, *M-Two®*, *Twisted-Files®*, *SAF®*, *Wave-One®* e *PathFiles®*. Estes sistemas, em comparação com os instrumentos convencionais apresentam mudanças revolucionárias, como conicidades diferentes e mudanças nas superfícies radiais, os ângulos de incidência de corte da liga, os ângulos de hélice e morfologia da ponta. Com estes novos modelos desses instrumentos para ser ativado no canal radicular, girar 360° em sentido horário e apical da coroa, promovem a limpeza e determinam a forma e contorno da preparação final.¹⁴⁴

O uso da instrumentação mecânica com instrumentos de NiTi rotatórios têm sido propostas com o objetivo de vencer as curvas e evitar possíveis deformações causadas pela deficiência dos instrumentos convencionais de aço inoxidável, à procura de uma preparação ideal, sem promover alteração do

forâmen apical. A superioridade destes instrumentos em comparação com os instrumentos de aço inoxidável na manutenção da forma original de canais curvos já foi demonstrada em vários estudos.¹⁴⁴

Embora algumas pesquisas têm mostrado as limitações do preparo do canal radicular pela instrumentação mecânica, o número de escolhas de instrumentos para a sua execução no mercado continua a crescer. Os principais problemas têm surgido em relação à segurança no trabalho sub e/ou sobre instrumentação, bloqueios, perda de comprimento de trabalho, fratura de instrumentos, extrusão apical de detritos, na forma de preparação (transporte apical, degraus e fecho apical) e limpeza de canais radiculares.^{100,146} Uma variedade de ferramentas e técnicas têm sido desenvolvidas e descritas para esta fase do TENC. Desde a sua introdução em 1988, os instrumentos rotatórios de Ni-Ti tornaram-se uma pedra angular da Endodontia clínica por causa da sua excepcional capacidade de melhorar a forma desejada do canal com menos complicações processuais.²⁵⁸

A introdução do Ni-Ti em Endodontia, particularmente na instrumentação mecânica, tornou o TENC mais fácil e mais rápido em comparação com a instrumentação manual, resultando num canal de modelado mais consistente e previsível.⁹⁹

A técnica mecânica é menos cansativa para o operador, o Ni-Ti reduz a dor pós-operatória para o paciente, provavelmente devido a uma combinação de design de lima e técnica de *Crown-Down*. A instrumentação mecânica, no entanto, não é uma cura para todos os casos de Endodontia. Ao incorporar uma técnica híbrida que combina diferentes técnicas e/ou sistemas e a modificação de técnicas individuais, muitos dos problemas que surgiram nos primeiros anos da instrumentação mecânica tornaram-se visivelmente menores.²¹⁷

6.1. LIGA DE NÍQUEL TITÂNIO (Ni-Ti)

O Ni-Ti foi desenvolvido nos anos 60 por Buehler e col.⁴¹ *Naval Ordnance Laboratory* (NOL), em *Silver Springs, Maryland*, chamado nitinol (*Ni Ti Naval Ordnance Laboratory*). As propriedades termodinâmicas apresentadas

por esta liga intermetálica examinaram a capacidade de produzir um efeito de memória de forma com o uso de um controle específico de tratamento térmico. Os símbolos químicos dos metais são combinados com as iniciais do lugar onde ele desenvolveu levando a sigla de nitinol, universalmente utilizado para este tipo de liga. Em termos de massa, esta liga é composta por Ni 55% e 45% Ti, com a substituição do Ni menos de 2% por Co (cobalto) e o número de átomos de Ni e Ti são os mesmos. A sua principal característica, sendo anti-magnético e anti-corrosivo, várias investigações têm mostrado que NiTi é biocompatível e não enfraquece após a esterilização e comparados com instrumentos de aço inoxidável, tem uma maior flexibilidade, maior resistência à fratura, efeito de memória de torção forma e módulo de elasticidade. Os instrumentos são fabricados à máquina, por um processo mecânico, onde a peça é o resultado de um processo de remoção de material de uma haste de metal afiado de secção circular, com 55-60% de níquel, titânio 40-50% e inicialmente aplicado em fios ortodônticos será usado na fabricação de limas endodônticas. Os mais usados no campo da endodontia é comumente chamado de "Nitinol 55." O outro tipo mais comum é chamado de "Nitinol 60", e contém cerca de 5% mais Ni. ²¹⁷A liga "Nitinol 60" é usada em algumas ferramentas manuais, mas devido às suas propriedades peculiares, tais como menos memória, a necessidade de aumentar a sua temperatura de produção, tratamento térmico e aumentar a sua dureza, é que é usado menos de liga de "Nitinol 55". ²¹⁷

Em 1988, Walia e col. propuseram o desenvolvimento dos instrumentos de uma liga de metal para uso ortodôntico, dos quais aproximadamente 55% de níquel e titânio de 45% em peso, a liga de acordo com os autores apresenta determinadas propriedades físicas, tais como maior flexibilidade e rigidez à torção, o que permite a esses instrumentos acompanhar a anatomia dos canais com maior facilidade, evitando o deslocamento apical e a manutenção da sua forma original. ²³³

Tipo de lima	Composição				
	Ni	Ti	Al	Fe	Co
Mecanizada					
ProFile (Dentsply Maillefer)	54,26	45,42	0	0,04	0,28
Hero 642 (MicroMega)	54,37	45,32	0	0,05	0,26
FlexMaster (VDW-Antaeos)	55,28	44,42	0	0,03	0,27
Manual					
NitiFlex K-File (Dentsply Maillefer)	54,36	45,31	0	0,05	0,25
UltraFlex K-File (Texoceed)	59,14	40,40	0	0,18	0,28
Onyx-R-File (Union Broach)	43,65	38,97	16,74	0,33	0,24

Tabela 1 - Composição dos diferentes sistemas de instrumentação (manual e mecânicos) baseados na análise EDAX (Análise de Raio-X baseada na Energia Dispersiva) (Schafer, 1998).

O uso clínico seguro de instrumentos de NiTi requer uma compreensão das ligas de metais de base, incluindo os mecanismos de fratura e sua correlação com a anatomia do canal.²⁵⁸

Uma nova geração de instrumentos endodônticos feitos de liga de NiTi, acrescentou uma nova dimensão na prática da Endodontia. A sua superelasticidade é uma propriedade que permite que a liga retorne à sua forma original após a deformação significativa, o que é diferente de ligas como o aço inoxidável, que mantêm a deformação e a forma de uma maneira permanente. Em geral, os instrumentos de NiTi têm uma dureza inferior do que instrumentos de aço inoxidável, não estão sujeitos a tratamento térmico, tem um baixo módulo de elasticidade, aproximadamente um quarto a um quinto do aço inoxidável. No entanto, têm uma maior força, maior capacidade de recuperação de memória e superelasticidade.^{46,199,217}



Figura 5. A superelasticidade de um instrumento Ni-Ti

As ligas de memória e NiTi superelástico são as suas características que lhes conferem a vantagem sobre o aço, segurando-se à mudança na estrutura cristalina. O Ni-Ti é cinco vezes mais flexível que o aço inoxidável e parece ser

10 vezes mais resistente ao *stress*. As propriedades da liga tornam os instrumentos endodônticos mais flexíveis e resistentes à fratura, sendo capazes de trabalhar em áreas de curvaturas mais severas presentes no sistema de canais radiculares, conferindo maior resistência ao desgaste em comparação com instrumentos de aço inoxidável.¹⁰⁴

As propriedades metalúrgicas únicas do Ni-Ti tornaram possível o desenvolvimento da instrumentação mecânica que se tornou relativamente segura. Vários estudos têm confirmado a capacidade dos instrumentos rotatórios com Ni-Ti manterem a forma do canal, mesmo que eles tenham uma curvatura muito acentuada, estabelecendo um tempo para trabalho muito menor em comparação com a instrumentação manual.¹⁹⁹

No entanto, outros aspectos do preparo do canal radicular com limas NiTi em sistemas rotatórios são controversos, tais como o aumento do risco de fratura do instrumento.¹⁹⁹

A fase de baixa temperatura chama-se martensítica, estrutura cúbica de corpo centrado do instrumento, e a fase de alta temperatura chama-se austenítica, estrutura hexagonal denso.

Esta organização treliça pode ser alcançada tanto pela temperatura ou pelo *stress*.

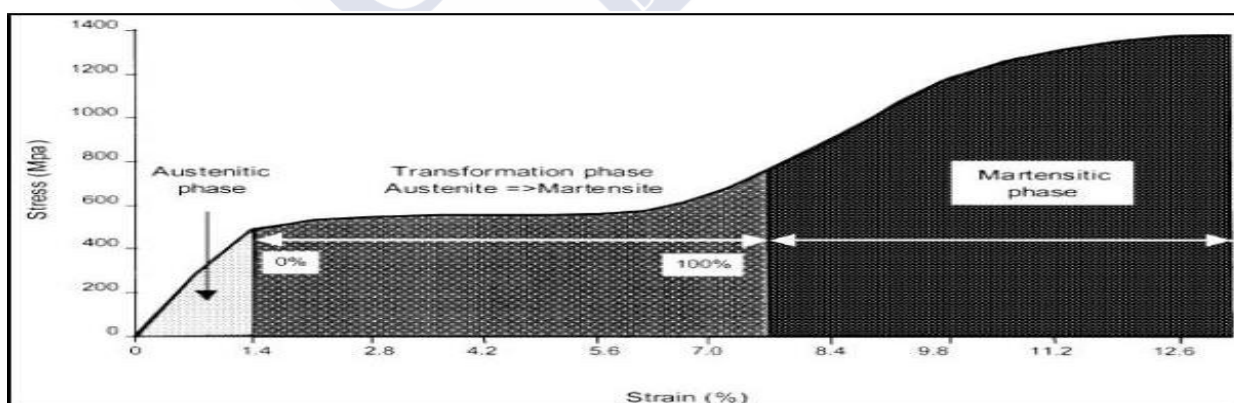


Gráfico 1. Tensão e deformação demonstrando as fases da liga de NiTi. Thompson 2000

Embora não haja uma mudança na temperatura durante o processo de fabricação do instrumento, o TENC provoca *stress* nos instrumentos de Ni-Ti, o que leva à transformação na fase martensítica. A conversão de austenítica para martensítica não é instantânea, há um estágio intermediário em que o instrumento se comporta superelástico, sem apresentar uma ductilidade

excessiva. Para o clínico, a fase em que há menos perigo de fratura, é a fase mais importante. Assim, quanto maior é a fase intermédia dos instrumentos de Ni-Ti, mais segura será a instrumentação.²⁸

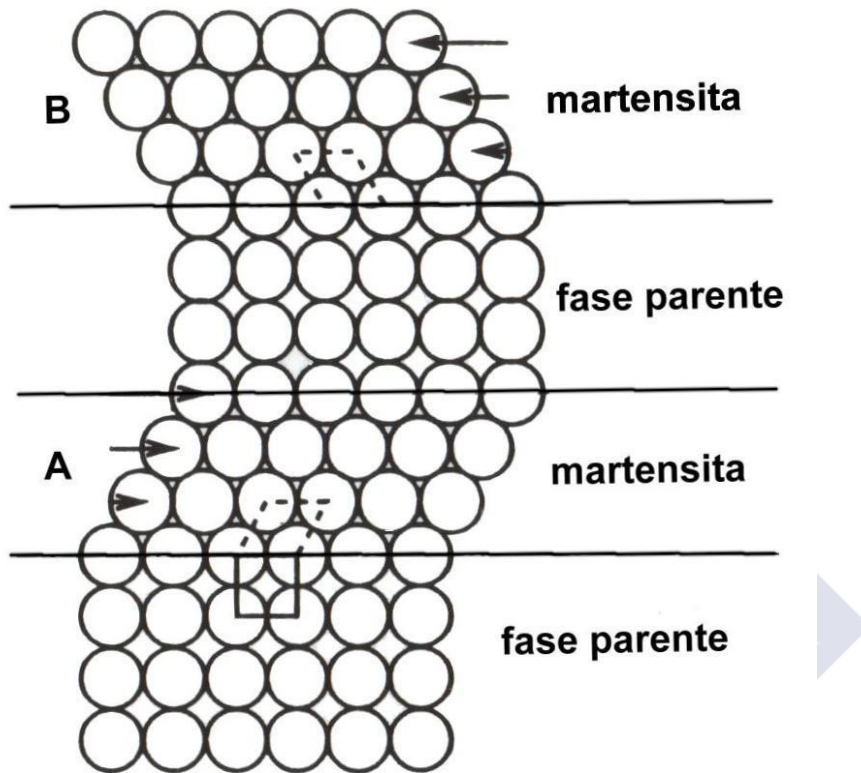


FIGURA 6. Modelo simplificado da transformação martensítica (Otsuka & Wayman1998).

A modificação da forma do instrumento ocorre em paralelo com uma mudança no volume e densidade. Esta capacidade de suportar o *stress* causado pelo TENC sem causar deformação permanente, em grande parte devido a uma forma de treliça designa-se por superelasticidade. Este recurso não é exclusivo para a liga Ni-Ti, mas outras ligas também mostram este recurso, mas têm menor biocompatibilidade.^{41,217}

A superelasticidade é mais pronunciada no início, quando a primeira linhagem, estirpe de 8% pode ser completamente restaurada. No entanto, após 100 deformações a tolerância de deformação ascende a 6% e depois de 100000 deformações a tolerância é de cerca de 4%.^{133,199}

No intervalo acima mencionado chamado "efeito memória" pode ser visto num instrumento de NiTi que, após a deformação, volta à sua forma original sem sinais visíveis de deformação permanente. No entanto, sem nenhum sinal aparente o instrumento pode fraturar de repente. ¹⁹

6.2. LIMAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

O sucesso do tratamento endodôntico depende da adequada limpeza e conformação do sistema de canais radiculares (SCR), que visa a criação de uma preparação cônica afunilada em direção ao forâmen apical, com obturação tridimensional subsequente.²⁰⁰ No entanto, durante a instrumentação de canais curvos, erros involuntários podem ocorrer como consequência da formação de degraus, transporte canal e fratura de instrumentos, comprometendo a alteração da morfologia do canal radicular e o sucesso da obturação. Os instrumentos são fabricados com os mesmos materiais e variam o seu desempenho, referindo-se apenas ao desenho do instrumento (secção transversal). Nenhum aspeto referente à conceção dos instrumentos é indicativo da sua eficácia, o que faz com que o desenho ideal dos instrumentos não possa pôr em perigo o instrumento noutra parâmetro.

As variáveis relacionadas com a conceção do instrumento têm em conta alguns fatores, tais como capacidade de corte, fadiga operacional, *stress*, concentração de tensões em pontos específicos, o seu funcionamento, o torque de fratura, flexibilidade, a força de emaranhamento, a capacidade de manter o instrumento centralizado no canal e as características da ponta do instrumento. O projeto bem sucedido de um instrumento, e portanto, o seu sucesso clínico são determinados pela eficiência com que o instrumento se ajusta às variações anatómicas do sistema de canais radiculares ¹³⁴. A ponta da lima na maioria dos casos completa-se com o objetivo de ajudar a orientar o percurso do canal, sem que este desgaste a dentina do canal (Figura 7).

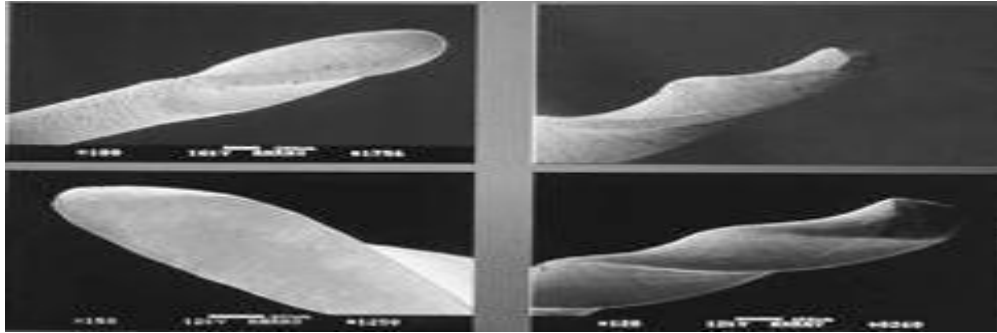


Figura 7. Instrumentos de NiTi com uma ponta redonda. Sobre o lado esquerdo superior: *LightSpeed*®. Em cima à direita: *GT*®. Em baixo à esquerda: *Race*®. e à direita: *Hero*®.

No entanto, existem sistemas que não compartilham esta característica, como os primeiros desenhos *Quantec*® (Endodontia Analítica, EUA). Os primeiros desenhos do sistema *Profile*® (*Maillefer*, Suíça), que têm os bordos afiados no final de instrumento e *Flexmaster System*® (*Synergy Endodontic*, VDW, Munique, Alemanha), que teve a particularidade das superfícies cortantes se prolongarem até ao final do instrumento.

Inicialmente, as bordas afiadas foram rasadas e eram chamadas de suporte radial, por exemplo, *LightSpeed*® (*LightSpeed Technology*, Inc., San Antonio, EE.UU.), *Profile*® (*Dentsply Maillefer*, Suíça), *Hero Shaper*® (*Dentsply Maillefer*, Suíça), *GT*® *Rotary System* (*Dentsply Maillefer*, Suíça). O estreitamento do canal levou à concepção de instrumentos que tendem a achatam a superfície de corte.¹⁹

A flexibilidade dos instrumentos endodônticos (ISO 3630-1) é determinada pela fixação da ponta do eixo e dos instrumentos, com flexões subsequentes. O momento de flexão é obtido pela força necessária para dobrar o instrumento a 45° de inclinação com relação ao eixo longitudinal.¹⁹⁸ Um valor baixo do momento de flexão é uma indicação de que o instrumento é extremamente flexível, o que é clinicamente desejável. Nesses instrumentos, a carga que sofrem os sulcos de corte em canais curvos reduz-se, reduzindo assim a tensão que incide sobre o instrumento, e, portanto, o risco de fratura.¹⁹⁸

A capacidade dos instrumentos de NiTi para acompanhar a curvatura dos canais radiculares é facilitada pelas características de resistência à flexão e torção.¹¹⁴ Instrumentos muito flexíveis conduzem a uma redução de alterações indesejáveis no percurso do canal radicular do que aqueles que têm alta rigidez.

7. FRATURA DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS

Segundo Kazemm e col. (2000) a fratura de instrumentos de aço inoxidável é frágil, enquanto a dos instrumentos de níquel-titânio é dúctil.¹¹⁰,

A fratura frágil pode ocorrer subitamente, sem deformação permanente⁵⁷, que não gera um sinal de fratura eminente do instrumento⁶. Mas esse fenômeno é inerente aos instrumentos NiTi e deve ser tratado da melhor maneira possível.

A fratura de níquel-titânio é o resultado do efeito *Taper-Lock*, rutura por torção, ou flexão excessiva, limite da elasticidade da memória, a fadiga cíclica por flexão, ou uma combinação de várias.¹³⁴

Numa escala maior, as moléculas de metal organizam-se em padrões que indicam uma estrutura cristalina e a fratura dos instrumentos geralmente pode ser caracterizada de duas maneiras¹³⁴:

- 1- A fratura é acompanhada de uma deformação aparente do instrumento e ocorre como resultado da mudança entre o limite das superfícies de cristal causada por forças de torção excessiva.



Figura 8 . A concentração do stress no instrumento (McSpadden, 2006).

- 2 - A fratura pode ser causada pela superfície irregular do metal, sem esforço aparente.

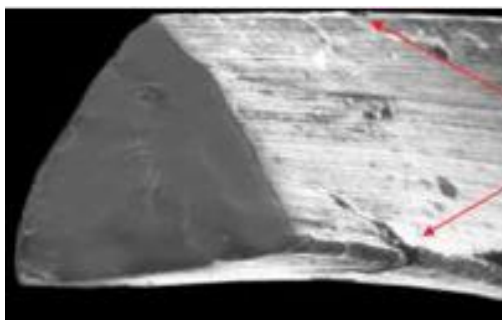


Figura 9 - Deformações na superfície metálica de um instrumento *ProTaper*® (McSpadden, 2006).

Este tipo de fratura pode ser considerada como resultado da fadiga, que é causada por *stress* excessivo de compressão e a tensão repetida, que ocorre durante a rotação do instrumento na curvatura do canal radicular. A maioria das fraturas são combinações de diferentes forças de separação. ¹³⁴

7.1. FRATURA POR TORÇÃO E FRATURA POR FLEXÃO

A fadiga do metal causada pela fadiga cíclica, quando o instrumento gira livremente no canal curvo, mostra-se um importante mecanismo de falha dos instrumentos de Ni-Ti. ¹⁷⁸ A mecânica da fratura de fadiga surge a partir da degradação que leva à progressão da fissura e subsequente propagação.

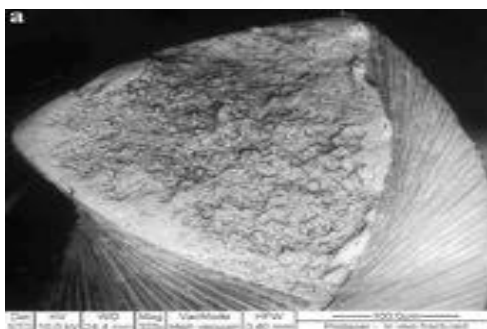


Figura 10 - Lima fracturada *ProTaper*® (ampliação 3000x) (Spanaki-Voreadi et al., 2006).

O fracasso dos instrumentos endodônticos resulta também da fricção entre o instrumento e as paredes do canal. O corte da dentina no canal ocorre

à custa do atrito que pode exigir maior torque, maior stress a que a liga de Ni-Ti é sujeita. ³⁴

Esses fatores descritos anteriormente também são comuns em acidentes onde se bloqueia a ponta do instrumento no canal, enquanto que a sua porção coronal mantém o movimento de rotação. ¹⁹⁶

Sattapan e col. (2000) identificou dois tipos de fratura dos instrumentos rotatórios de Ni-Ti, fratura por torção e fratura por flexão. ¹⁹⁶

Como mencionado anteriormente a fratura por torção ocorre quando uma parte do instrumento é bloqueado, enquanto a rotação contínua. Portanto, o limite elástico do metal é superior, com uma deformação plástica visível (cancelamento, ou *auto-reverse*) antes do momento da fratura. A fratura por torção ocorre mais frequentemente quando aplicada uma força apical excessiva no instrumento e tende a ocorrer nos instrumentos de pequeno calibre.

Uma maneira de reduzir o risco de fratura de torque é não aplicar força apical durante a instrumentação dos canais. ¹⁹⁶

Fratura de flexão é causada pela dureza e deformação, endurecimento, e fadiga na liga. A fadiga de flexão ocorre quando se chega ao ponto de deformação máxima, enquanto gira o instrumento no canal, e pode ser iniciada a partir de defeitos de superfície do instrumento causados por fadiga cíclica. É incorporado numa borda bem definida, que não é acompanhada por todas as falhas visíveis, que ocorrem mais frequentemente em instrumentos de maior diâmetro, indicando que estes instrumentos têm menos ciclos de vida. ¹⁹⁶

A fim de evitar a fratura dos instrumentos endodônticos no interior do canal, Vander Voort e col., (1987), sugerem que instrumentos rotatórios sejam descartados após uso substancial. Quanto maior a gravidade do ângulo e menor é o raio de curvatura do canal, o instrumento tem menos tempo de vida para uso clínico. ²²¹

8. MOTOR ELÉTRICO PARA OS INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Para todas as capacidades dos instrumentos de NiTi se potenciarem na instrumentação mecânica é necessário um motor elétrico, o princípio fundamental de endodontia mecanizada. Instrumentos de NiTi podem utilizar-se manualmente ou com o motor elétrico. Este motor é controlado por velocidade de rotação (150 a 800 rpm) dos instrumentos que deve se pode realizar no sentido horário e, atualmente, também no sentido anti-horário. A velocidade de rotação é considerado um fator crítico na utilização de instrumentos acionados por um motor elétrico e, embora nós recomendamos uma velocidade entre 150 e 350 rpm, a preferência recai sobre a velocidade de 200 a 300 rpm.^{130,253}

A faixa de velocidades recomendada pelos vários sistemas de instrumentação rotatória é grande hoje em dia. As rotações por minuto recomendado podem variar entre 150 rpm e 2000 rpm. De acordo com Gabel e col. (1999), a velocidade de rotação do instrumento endodôntico está diretamente relacionada com a fratura dos instrumentos. O estudo mostra que os instrumentos *Profile*® são quatro vezes mais propensos à fratura com a velocidade a 333,33 rpm do que a 166,67 rpm.⁶⁷

Estas conclusões são compartilhadas por Martín e col. (2003) uma vez que instrumento sujeito a uma velocidade de 350 rpm podem fraturar mais frequentemente do que instrumento sujeito a uma velocidade de 250 rpm.¹³¹

De acordo com Yared e col. (2004), existe uma diferença significativa entre 150 rpm e 350 rpm, no que diz respeito à fratura de instrumentos *Profile*®.²⁵³ E Karagoz-Kucukay (citado em Thompson, 2007)²¹⁷, na sua avaliação da fratura dos instrumentos *Hero*® 642 utilizados a velocidades de 300, 400 e 600 rpm, não verificou diferenças significativas. Pruett e col. (1997) mostrou que o número de ciclos para a fratura dos instrumentos não é afetada pela velocidade do instrumento, dentro dos limites previstos pelo fabricante.¹⁷⁸

Além da importância da rotação que o motor permite, existe outro fator a ter em conta os motores elétricos e, conseqüentemente a instrumentação mecânica que é o torque. O torque é uma força que produz ou tende a produzir torção e rotação. Isto é, quando a instrumentação de canais radiculares com

instrumentos rotatórios cuja rotação é a direção dos ponteiros do relógio, os instrumentos estão sujeitos a uma força que é o torque.

O torque é normalmente expresso em gf/cm ou N/cm: o produto de uma unidade de potência e uma unidade de distância. Durante a preparação do canal radicular cada instrumento pode ser submetido a diferentes níveis de torque. Em princípio, um instrumento utilizado com um alto torque é muito ativo e a incidência de fraturas aumenta. Se o nível de torque é igual ou maior ao torcional deformação e/ou fratura, a incidência de insuficiência é significativa.²⁵⁵ Este torque elevado não é clinicamente importante em canais retos, onde a resistência à tração da dentina é baixa. No entanto, canais calcificados e curvos, a resistência das paredes do canal é alta e faz com que o instrumento possa ficar preso perto da ponta. Nestas situações, o torque elevado, esforço empregue pelo motor pode levar à fratura do instrumento imediatamente detido pelo profissional que não tem tempo suficiente para parar o motor ou retirar o instrumento.^{13,70,255}

Motores de baixo torque permitem selecionar diferentes valores de torque em função de cada instrumento, a fim de proporcionar maior segurança para bloquear a fratura de instrumentos por torção. O valor especificado indica o torque máximo a que um instrumento pode ser submetido sem ocorrer fratura. Quando a força exercida sobre a ponta do instrumento coincide com o valor igual ao selecionado automaticamente, o dispositivo bloqueia e emite um sinal sonoro dispositivo podendo inverter a direção de rotação. Portanto, a aparência de deformação plástica e/ou fratura do instrumento é reduzida. Os valores são geralmente mais baixos para os instrumentos de menor diâmetro, e maiores para os de maior diâmetro.²⁵⁵

Os motores de alto torque, quando usados por profissionais experientes, com instrumentos de NiTi rotatórios não levam a um aumento da incidência de falhas com esses instrumentos^{29,253,255,256}. Além disso, motores de baixo torque são muito úteis em casos de pouca experiência e estudantes com o uso instrumentos de NiTi rotatórios, ajudando a reduzir a incidência de deformação de travamento e fratura do mesmo. Outra vantagem é aumentarem a sensibilidade tátil da instrumentação rotatória, um passo-chave para reduzir o risco de fratura. No entanto Yared e Sleiman (2002), discordaram desta opinião.²⁵⁵ Segundo esses autores, um motor de baixo torque reduz a

eficiência de corte e a sua progressão no canal radicular é mais difícil, levando o operador que realize mais força em direção apical, o que aumenta o risco de travamento, deformação e fratura do instrumento.²⁵⁵

O principal problema com a técnica de instrumentação mecânica com instrumentos NiTi é a falha dos instrumentos. Existem modelos de motores, a fim de evitar esse problema, que têm um controle de torque. Nesta teoria, quando os motores são submetidos a um certo nível de torque, realizam um movimento contrário. Este nível de torque é suposto para baixar a resistência à tração limite do instrumento, evitando assim a fratura. O médico deve usar um motor com controle de torque, podendo ser carregado para o torque específico de cada instrumento. Portanto, o motor pára de forma breve e/ou inicia rotação numa direção oposta, ou seja, a função de *auto-reverse* para desbloquear o instrumento. Esses mecanismos de segurança têm sido desenvolvidos para reduzir o risco de instrumentos fraturados, inerentes à instrumentação mecânica.⁷⁰

Sobre o uso de turbinas de instrumentação mecânica, os motores elétricos são mais controláveis, suaves e visivelmente menos ruidosos. Tais dispositivos estão em constante evolução, permitindo uma técnica mais precisa para reduzir o tempo de conclusão do TENC, porque os instrumentos são para serem usados com rotação contínua. A redução do *stress*, a qualidade da preparação profissional e da instrumentação de canais radiculares, foram fatores que têm vindo a contribuir para um aumento da utilização de instrumentos mecânicos.⁷⁶

8.1. MOVIMENTO EM ROTAÇÃO CONTÍNUA

Durante a preparação de canais radiculares, quando os instrumentos Ni-Ti rotatórios são usados de uma maneira convencional com a rotação no sentido dos ponteiros do relógio de uma forma permanente, existem numerosas forças de tensão e de compressão que aumentam à medida que o instrumento progride através do canal e o calibre diminui em direção apical. Se as forças do movimento de resistência excedem o limite de resistência à tração, a fratura ocorre por torção do instrumento, ou seja, se o limite elástico é

excedido, o instrumento deforma-se até que fratura. A fadiga à flexão desenvolve-se quando o instrumento gira dentro de um canal curvo e está sujeita a um número excessivo de ciclos de tensão e de compressão na região de máxima curvatura de canais radiculares.¹⁷¹

O *stress* aumenta quando os instrumentos são utilizados em canais curvos. Quando o instrumento se move, é alternadamente submetido à compressão e à flexão, podem produzir microfaturas podendo, eventualmente, conduzir à fratura do instrumento. Em publicações recentes, o movimento rotatório alternado tem sido proposto como uma alternativa para a rotação contínua, com o objetivo de reduzir o risco de fratura e deformação dos instrumentos de NiTi. Também reduz o número de ciclos no canal radicular, o *stress* devido à flexão será menor, tornando o limite de resistência à tração não alcançável.²⁵⁴

8.2. MOVIMENTO RECÍPROCO EM ENDODONTIA

O conceito está relacionado com o uso de um motor com movimento alternativo, que teoricamente, pode eliminar a rutura por torção, uma vez que o instrumento não está sujeito a altos níveis de *stress* causados pelo movimento contínuo no sentido dos ponteiros do relógio, pelo que o limite de resistência à tração não é alcançado, graças ao movimento recíproco.²¹⁸

Nos seus estudos, Best e col. (2004), fixam um instrumento de 3 mm da ponta, sendo submetido a ciclos repetidos de movimentos recíprocos (no sentido horário e anti-horário), variando os ângulos de deflexão (desvio) podendo-se estudar o número de ciclos até à fratura.³⁰ Como se aumentaram os ângulos de deflexão, o número de ciclos até à fratura reduziram. Este estudo mostra que um instrumento *Profile®* ISO 30/06 pode ser objeto de centenas de ciclos em torção até ocorrer a fratura. Se a rotação de estes instrumentos ocorre somente no sentido dos ponteiros do relógio, na sequência de recomendações do fabricante, a fratura ocorre mais rapidamente se houver um encravamento do instrumento no interior do canal.³⁰

Assim, o conceito de usar o movimento de vaivém pode, em teoria, permitir o controle de ambos tanto da fadiga cíclica, como da fratura por torção,

umentando o tempo de vida do instrumento clínico, reduzindo assim o risco de fratura no interior do canal.

De acordo com Thompson e col. (2006), um instrumento *ProTaper*® F2 fixa-se no interior do canal a 3 mm da ponta e o instrumento continua a executar um movimento alternado, a posição de repouso para um ângulo de desvio-deflexão de 162 °, o instrumento pode ser objeto de este movimento em 302,5 ciclos até que se produza a fratura por torção com um movimento alternado de 90 °, podendo ser submetido a 43.000 ciclos antes de sucumbir à fratura por torção.²¹⁸ Colocando o mesmo instrumento num movimento contínuo sob as mesmas condições, a fratura ocorre quase de imediato.

Portanto, com o uso do movimento recíproco de esta nova técnica, a fratura por torção é mais controlada, reduzindo incidentes específicos relacionados com a fratura do instrumento por torção.

O estudo apresentado por Varela Patiño e col. (2010), sugere que o movimento recíproco, embora com outros ângulos de desvio, aumenta a durabilidade do instrumento.²²⁴ Este estudo é baseado numa amostra de 120 molares com curvaturas similares, que foram divididos em dois grupos, com um cronograma e um movimento em direção ao outro movendo-se no sentido horário e anti-horário. Cada instrumento foi usado até que ocorra a fratura ou sinais de desgaste e foi substituído por outro com características semelhantes. Concluiu-se que os instrumentos com o maior número de aplicações são as limas S1 e S2, e os instrumentos com movimento alternado são os mais resistentes.²²⁴

Noutro estudo de Varela Patiño e col. (2008), sobre a incidência de fratura de instrumentos, realizado em canais com a forma de cubos de resina acrílica, a fratura foi menor no movimento recíproco do que no movimento contínuo (27,1% na rotação contínua vs 12,5% no movimento de vaivém, $p < 0,001$).²²³ O instrumento demora a fraturar entre 9 e 10 utilizações em movimento alternativo, enquanto que em movimento contínuo o número de ciclos até à fratura situa-se entre os 4 e 5 utilizações. Como tal, a vida de um instrumento é diretamente proporcional à tensão durante a instrumentação de canais radiculares.^{28,223}

You e col. (2010) examinaram a vida de um instrumento de NiTi rotatório quando usado em movimento alternativo, e compararam o tempo necessário

para a preparação de canais radiculares curvos tanto com movimento contínuo como alternativo.²⁵⁷ Cento e vinte canais curvos de 60 molares superiores e mandibulares foram selecionados para medir o número médio de utilizações. Cada canal foi preparado com único instrumento com movimento alternativo até que a F2 *ProTaper®* (*Dentsply Maillefer, Ballaigues*) atingiu o comprimento de trabalho e foi usado até à fratura. Outros 60 canais foram divididos em dois grupos. 30 canais, em movimento de rotação contínua (CM) foram preparados utilizando rotação contínua após uma série de instrumentos *ProTaper®*, tendo em conta que os canais com movimento alternado (RM) grupo (n = 30) foi instrumentado com o uso exclusivo de um instrumento *ProTaper®* F2. O tempo de reparo total do canal radicular foi medido até o instrumento F2 atingir o comprimento de trabalho em ambos os grupos. Um total de 11 instrumentos foram utilizados na preparação de 120 canais curvos. A vida média de um instrumento como o F2 foi de $10,60 \pm 4,35$ canais com a maior expectativa de 21 canais. O tempo total de instrumentação do canal com movimento contínuo foi de $46,42 \pm 18,12$ e $21,15 \pm 6,70$ com movimento alternativo. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos.²⁵⁷

Os autores concluíram que, dentro da limitação do presente estudo, o instrumento F2 pode ser usado com segurança no comprimento de trabalho de canais curvos pelo menos seis vezes com movimento alternativo. A preparação usando apenas um instrumento F2 com rotação alternada foi muito mais rápida do que a instrumentação do canal radicular com rotação contínua.²⁵⁷

9. PREFLARING E GLIDEPATH

A criação e manutenção do comprimento de trabalho é um passo-chave durante o TENC. Desinfecção microbiana, adequada limpeza e modelagem e selamento do canal radicular depende da determinação correta do comprimento de trabalho. A constrição apical é também conhecido como a constrição de pequeno diâmetro e marca a transição entre a polpa e o periodonto. Este ponto de referência anatômico pode ser localizado a 0,5-1mm do forâmen anatômico, sendo o lugar ideal para acabar com a instrumentação e obturação dos canais radiculares.^{55,117,182}

O *Preflaring* dos canais radiculares confere muitas vantagens para a limpeza e modelagem, para facilitar a inclusão de instrumentos manuais e rotatórios na região apical dos canais radiculares. Durante o TENC é importante para eliminar a interferência da dentina cervical. Portanto, o *preflaring* permite que o instrumento chegue facilmente à constrição apical e evita mudanças no comprimento de trabalho. O processo de pré alargamento coronal é comumente realizado para ensinar as várias técnicas de instrumentação, incluindo sistemas rotatórios de níquel-titânio. A sua realização aumenta o número de medições precisas entre todos os localizadores eletrônicos do ápice (LEA).^{53,55,103,211}

Os instrumentos de cada sistema rotatório utilizados para o *Preflaring* variam em função da ISO e da conicidade. Devido às características diferentes dos instrumentos, cada sistema tem a sua própria técnica de preparação. Os instrumentos devem ser utilizados de acordo com as especificações do fabricante para cada sistema. Os instrumentos rotatórios foram introduzidos para melhorar a preparação do canal radicular. No entanto, na prática clínica, estes instrumentos têm um risco de fratura, principalmente como resultado de fratura por *stress* e flexão de torque.¹⁹⁶ A curvatura do canal é suspeita de ser o principal fator de risco para a falha do instrumento causada pela flexão.^{97,178} Esses esforços são muito influenciados pelo médico. Tanto o médico como a técnica de instrumentação utilizada podem desempenhar um papel importante na prevenção da torção, o que pode aumentar dramaticamente como resultado de uma pressão excessiva sobre a peça de mão, uma grande área de contato entre as paredes do canal e a ponta do instrumento^{33,171}, ou a secção do canal

é menor do que o tamanho da ponta inativa ou não cortante do instrumento, podendo este último bloquear sobre as paredes canalares especialmente com regularidade em instrumentos cortantes.²⁵² Este risco pode ser reduzido através da realização do pré-alargamento manual e expansão coronal para criar um *Glide Path* antes de se usar os instrumentos rotatórios de NiTi. Portanto, o diâmetro do canal deve ser maior ou pelo menos ter o mesmo tamanho que a ponta do primeiro instrumento rotatório usado pela primeira vez. O alargamento coronário e o preliminar *Preflaring* manual criam um *Glide Path* que tem provado ser essencial para uma utilização mais segura dos instrumentos rotatórios de NiTi. A negociação e a permeabilização do canal e o pré-alargamento são os primeiros passos da instrumentação do canal, durante a qual as dificuldades processuais ou erros podem ocorrer com mais frequência.^{27,29}

A pré-ampliação dos terços coronários e médio, e a exploração de todo o comprimento do canal com instrumentos manuais antes da utilização de instrumentos de NiTi rotatórios é muito importante porque elimina as interferências nos terços já referidos e cria um espaço adequado para instrumentos de NiTi rotatórios trabalharem com segurança, reduzindo o *stress* e, portanto, a fratura por torção. Atualmente a maioria dos sistemas de NiTi que utilizam motor tem ponta inativa ou moderadamente ativa, o que impede a formação de iatrogenias na conformação de canais curvos. No entanto, uma ponta não cortante, enquanto que a busca por uma secção transversal do canal com um diâmetro menor pode-se encavar nas paredes do canal, causando rápido aumento no torque, que pode exceder o nível crítico, deformando e/ou fraturando o instrumento²⁹.

Há uma forte evidência científica de que um *Preflaring* manual seguido por um *Glide Path* contínuo antes de se utilizar instrumentos rotatórios, reduzem notavelmente a tensão de torção e a fadiga de torção sobre os instrumentos durante a instrumentação²⁷.

9.1. GAUGING APICAL

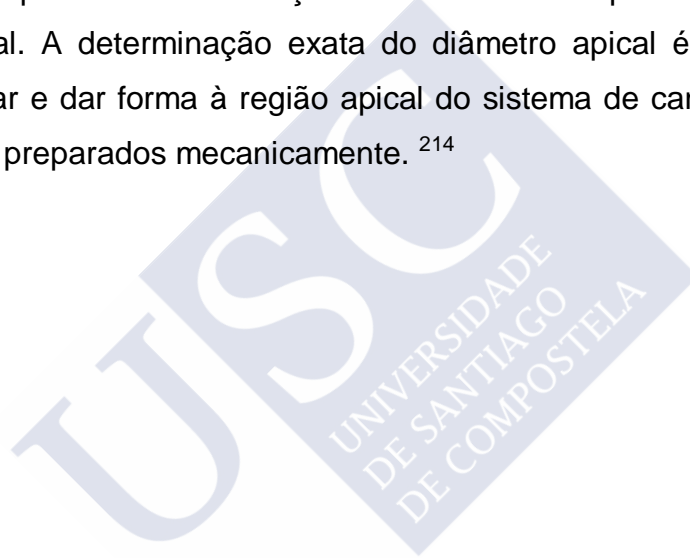
O tamanho inicial de um canal apical é determinada através da inserção de um instrumento K de tamanho ISO aumentado para o ápice. O tamanho inicial de um canal radicular apical é suposto ser do tamanho do primeiro instrumento que se liga ao comprimento de trabalho (CT) e é definido como o instrumento apical inicial (IAI).²¹⁴ Os métodos tradicionais utilizados para a determinação do diâmetro anatômico baseiam-se unicamente no sentido do tato, que em ensaios clínicos são imprecisos e podem subestimar o diâmetro real da região apical. Como resultado do alargamento apical do canal radicular, com três diâmetros de instrumento maiores do que o apical inicial (IAI), não garante a remoção completa da dentina infetada das paredes de canais radiculares.^{161,214}

Os clínicos muitas vezes iniciam o tratamento do canal radicular através da inserção de um instrumento para determinar o diâmetro apical do canal radicular apical. Até agora, nenhum outro método existe para a determinação do diâmetro apical e a quantidade de preparação necessária para instrumentação apical. A quantidade de alargamento apical durante a preparação do canal é baseada na determinação do diâmetro apical inicial e pelo diâmetro do instrumento apical final (IAF) sendo sugerido executá-lo com três tamanhos de instrumento maior do que o IAI.^{50,214} A determinação do IAF, sem pré-alargamento coronal leva a uma grande discrepância entre o diâmetro do IAF e o diâmetro real do canal radicular.²¹⁴ⁿ A determinação exata do diâmetro apical do canal é essencial para a limpeza adequada e modelagem do canal radicular.

Tennert e col. no seu estudo realizado em 2009, investigaram as diferenças de diâmetro final do canal radicular e o diâmetro apical inicial que é medido pelo IAI após o pré-alargamento coronal usando atuais sistemas rotatórios ni-ti.²¹⁴ O *Preflaring* do canal radicular foi realizado por instrumentos *Flexmaster®* (VDW, Munique, Alemanha), *ProTaper®* (Dentsply, Konstanz, Alemanha) e *Race®* (FKG Dentaire, Genf, Suíça). O presente estudo confirma anteriores achados de que o *Preflaring* aumenta o tamanho ISO do IAI para em 1-2 tamanhos em comparação com os canais radiculares não, submetidos a *Preflaring*.^{139,214}

Os autores concluíram que o *Preflaring* de canais radiculares aumenta a precisão na determinação do tamanho apical do canal radicular. O tipo de instrumentos utilizados para o *Preflaring* mostram diferenças na precisão da determinação do IAI. O *Preflaring* com instrumentos maiores e pontiagudos conduzem a uma maior precisão do tamanho apical e esta informação é crucial para uma instrumentação completa, com um diâmetro apical final adequado.²¹⁴

Existem áreas intracanalares da superfície intactas na região apical após o preparo do canal radicular, independentemente da técnica dos instrumentos utilizados. A imprecisão do diâmetro inicial apical do canal radicular deixa um maior número de superfícies intactas na região apical. O uso de instrumentos de calibre maior para a instrumentação conduz a uma limpeza mais adequada da região apical. A determinação exata do diâmetro apical é uma condição ideal para limpar e dar forma à região apical do sistema de canais radiculares completamente preparados mecanicamente.²¹⁴



10. SISTEMAS DE INSTRUMENTAÇÃO ROTATÓRIA

10.1. SISTEMA *PATHFILE*®

O sistema de instrumentos rotatórios NiTi *PathFile*® para a pré-ampliação mecânica, introduzida pela *Dentsply Maillefer (Ballaigues, Suíça)*, consiste em três instrumentos, com diferentes tamanhos, 21-25-31 mm de comprimento, com uma baixa conicidade de 02, o que lhe confere uma alta resistência à fadiga cíclica e boa flexibilidade, tendo uma secção transversal quadrada e um ângulo de corte óptimo. A *PathFile*® # 1 (haste roxa) (Fig.11-A) tem um tamanho em ponta da norma ISO 13, a *PathFile*® # 2 (haste branca) (Fig. 11-B) tem um tamanho em ponta da norma ISO 16 e *PathFile*® # 3 (haste amarela) (Fig. 11-C) tem um tamanho em ponta da norma ISO 19. O fabricante sugere a utilização da primeira *PathFile*® imediatamente após a uma lima manual K 08 e/ou 10, usadas para negociar e explorar o canal ao longo do seu comprimento de trabalho. Sugere-se que estes instrumentos devem ser utilizados após uma lima manual K10 ter permeabilizado e negociado o canal, com um motor elétrico acoplado com uma velocidade de 300 rpm e um torque 5N/cm. Proporcionam uma maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica e muitas mais vantagens que os instrumentos manuais K. Apresentam um tempo de vida aproximado de 10 a 15 canais. É fácil visualizar instrumentos *PathFiles*® que sofrem de *stress* e a deformação dos seus filamentos, não podendo ser usados. Tem a mesma opacidade que os instrumentos K, tão bem visualizados radiograficamente. Poderá assumir-se que o uso de um instrumento manual K10 seguido por instrumento um NiTi rotatório mais flexível e menos afilado *PathFile* pode proporcionar vantagens sendo menos invasivo e proporcionando uma forma mais segura de instrumentação posterior do canal com instrumentos rotatórios NiTi de qualquer sistema, embora isto continue a ser investigado. Instrumentos rotatórios NiTi *PathFiles*® parecem ser adequados para a criação de um trajeto fácil e seguro antes de se usar os instrumentos rotatórios NiTi na modelagem do canal. Têm demonstrado melhor manutenção da anatomia original do canal com menor modificação da curvatura do canal e menos aberrações canales em comparação com o pré-alargamento manual realizado com instrumentos K em aço inoxidável.²⁷



Figura 11. PathFile® NiTi instrumentos rotatórios. (A) No. 1, ISO 13 tip; (B) no. 2, ISO 16 tip; (C) no.3, ISO 19 tip.

Canal com um *Glide Path* é um canal sem interferências até ao seu terço apical. O *Preflaring* e o *Glyde Path* são situações diferentes, normalmente obtidos com instrumentos manuais. Para evitar a formação de degraus e/ou transporte apical, que se podem formar nestes processos manualmente, podemos realizar o *Glide Path* mecânico com as *PathFiles*®. Permitem criar um *Glyde Path* em questões de segundos, especialmente nos canais com maior grau de dificuldade em que o *Glide Path* manual pode facilmente criar erros.

Berutti e col. (2009) compararam as mudanças na curvatura do canal e a incidência de aberrações após o *preflaring* do canal com instrumentos K manuais ou rotatórios *PathFiles*® Ni-Ti em tarugos de endodontia com a forma de S, ISO 15, 02 de conicidade (*Dentsply Maillefer*).²⁷ A influência da experiência do operador também foi investigada. Cem tarugos foram corados com tinta e foram obtidas imagens digitais antes da instrumentação. O *Preflaring* foi realizado, com *Pathfiles*® por um Endodontista (grupo 1) e instrumentos manuais *K-files* # 10-15-20 em aço inoxidável (grupo 2), por um médico inexperiente com *PathFiles*® (grupo 3) e instrumentos manuais K de aço inoxidável (grupo 4). Imagens pré e pós instrumentação foram sobrepostas para avaliar os objetivos de pesquisa. Diferenças na mudança na curvatura do canal e a incidência de aberrações no canal foram analisados. Os autores concluíram que os grupos *PathFiles*® mostraram uma mudança na curvatura significativamente menor ($p < 0,001$) e menos alterações no canal ($p < 0,001$). Há uma maior incidência de *zips* apicais nos grupos de *Preflaring* manual. Portanto, sob as condições do estudo, pode supor-se que

instrumentos *PathFiles*® relacionam-se melhor com a anatomia do canal original. Não houve diferença entre os dois grupos de instrumentos ($p > 0,05$) do Endodontista, enquanto o médico sem experiência produziu um modelado mais conservador com *Pathfiles*® e fez o *Preflaring* como o especialista com manual ($p < 0,01$). O desempenho do médico inexperiente deu um resultado semelhante ao do especialista usando *PathFiles*® em *Preflaring* mecânico.²⁷

10.2. SISTEMA *PROTAPER*®

O sistema *ProTaper*® (*Dentsply Maillefer*, Ballaigues Suíça) é uma geração de instrumentos que apresenta algumas novas funcionalidades, destacando-se o facto de que apenas um instrumento apresentar várias conicidades na sua parte ativa. A mudança em cada instrumento dos valores percentuais de corte em relação ao comprimento das lâminas representa uma característica única dos instrumentos *ProTaper*®. Estas conicidades múltiplas e progressivas (2% -19%) dos instrumentos, com menor conicidade no início da sua parte ativa, confere-lhe uma grande flexibilidade, fácil acesso à instrumentação da região apical de canais radiculares atrésicos e com curvas muito acentuadas. Os instrumentos *ProTaper*® têm uma secção triangular com bordos arredondadas, ângulo de corte negativo, uma área de corte transversal, e uma zona de cisalhamento, que é a zona de segurança. Apresentam ponta semi-ativa, muito resistente, lâmina muito agressiva e uma pré-curvabilidade boa. Grande flexibilidade, devido à possibilidade de se pré dobrar a ponta do instrumento. Forma similar à da Torre Eiffel que lhe permite ser resistente na porção coronal e flexível na região apical. Todos os instrumentos trabalham em *Crown-Down*, com forças equilibradas-balanceadas com rotação contínua. Cabo de cor dourada com um comprimento de 13 mm, com anéis de cor de acordo com o padronizado pelo sistema ISO.^{190,191,231}

O seu princípio é a máxima eficiência de corte com o mínimo contato com as paredes do canal radicular. Não permite forças verticais sobre o canal, apenas horizontais. Pode ser usado em qualquer motor elétrico, apesar de ser recomendado para o sistema do motor *Tecnika*®, *X Smart*® ou *Dentaport*® ZX.

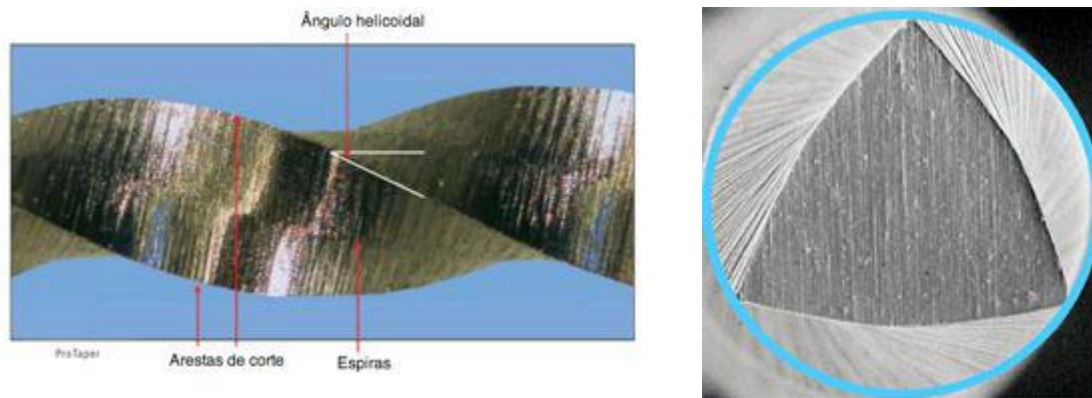


Figura 12. Lima *ProTaper*® (McSpadden, 2006).

Outra grande vantagem do presente sistema de instrumentação é o fato de que poucos instrumentos são necessários para a preparação adequada do trabalho em menos tempo, reduzindo a fadiga do paciente e do operador. Normalmente com 3 ou 4 instrumentos é feita toda a preparação biomecânica, conseguindo satisfazer os princípios básicos de limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares.^{190,191,231} Portanto, permite obter canais modelados num tempo curto mantendo a anatomia do canal original, com a sua possível utilização na presença de obstáculos. Consiste em instrumentos mais seguros em canais curvos, com uma vida longa na presença de *stress* e de flexão. A sua vida útil é de aproximadamente 1000 rotações e a instrumentação é geralmente segura em 5-7 canais. A vida útil dos instrumentos manuais é superior à dos rotatórios. A vida útil de S1> S2> F1> F2, e a de F5> F4> F3> F2. O perigo de fratura de instrumento ocorre em F2. O ideal será evitar o uso clínico prolongado e utilizar novos instrumentos de NiTi rotatórios para os canais mais complexos. Gambarini, 2001, Vieira et col., (2009)^{70,231}, avaliaram o desempenho do torque dos instrumentos NiTi rotatórios, *ProTaper*® Universal após a sua utilização clínica, houve uma redução média de 6%, 19%, 12% e 13% nos instrumentos S1, S2, F1 e F2, respectivamente, em comparação com o grupo controle. Estes resultados confirmam o papel do uso clínico múltiplo na redução da resistência à torção, de estes instrumentos. No entanto, num estudo anterior, Vieira e col. (2009) encontraram percentagens de redução de resistência à fadiga dos instrumentos *ProTaper*®, utilizados em

clínica, para a limpeza e a formatação de cinco molares de 33%, 52%, 45% e 44% para instrumentos S1, S2, F1 e F2, respectivamente.²³¹

Estes resultados indicam que o efeito acumulativo de uso clínico de NiTi rotatório exerce uma maior influência sobre o comportamento da resistência à fadiga de flexão e de torção deles.²³¹

Sistema *ProTaper®* foi criado por Clifford Ruddle, John West e Pierre Machtou em 2001.^{190,191} O conjunto original de instrumentos é constituída por seis instrumentos: três instrumentos de modelagem - SX, S1, S2 - e três instrumentos acabamento - F1, F2, F3. Atualmente, o sistema *ProTaper®* é composto por oito instrumentos, NiTi manuais ou rotatórios, três de conformação (S1, S2 e SX acessório) e cinco instrumentos de acabamento (F1, F2, F3, F4 e F5). Segundo o fabricante, o instrumento de conformação auxiliar SX, apenas é usado quando se torna necessário remover o colarinho dentinário, as interferências que impedem o acesso coronário livre e direto ao terço apical do instrumento e deve ser usado para remover e moldar a porção coronal do canal da raiz. Todos os instrumentos de conformação devem ser usados em movimentos de escovagem.⁴



Figura 13. Kit manual e rotatório *ProTaper®* (Ruddle, 2005)

Os instrumentos de conformação S1 e S2 devem ser usados com todo o comprimento de trabalho (CT) para ampliar progressivamente os terços cervical e médio do canal radicular. As limas S, instrumentos para modelagem ou configuração, permitem a otimização da expansão do terço cervical e médio do canal radicular, essencialmente no terço médio do canal (*Crown-Down*), graças ao seu design, que acompanha o *Glyde Path*, criando o espaço necessário

para se utilizar os instrumentos F de acabamento que são usados para finalizarem a formatação do canal na sua parte apical.⁴

Os instrumentos de conformação S1 e S2 têm anéis de identificação nas hastes de cor roxa e branca, respectivamente. Instrumentos S1 e S2 têm um diâmetro D0 de 0,17 e 0,20 mm e o seu diâmetro máximo na ponta ativa é de 1,20 milímetros o que corresponde a D14. O instrumento S1, responsável pela preparação do terço cervical do canal, tem uma parte ativa com uma conicidade, entre 2% - 11%. O instrumento S2 destina-se a estender pequenas e médias porções do canal radicular e tem uma parte ativa com uma conicidade entre 4% - 11,5%. O instrumento de auxílio SX, que é usado apenas na maioria dos casos para desgaste compensatório, não tem um anel de identificação, tem um comprimento total de 19 milímetros, de modo que o seu comprimento é mais curto que o dos restantes. Tem um diâmetro de 0,19 milímetro em D0 e de 1,20 milímetro em D14. A conformação dos instrumentos mostram um maior diâmetro na sua parte superior e um corte igual ao longo do comprimento da lâmina, permitindo a cada instrumento, cortar e preparar uma área específica do canal, criando assim o seu próprio *Crown-Down* durante a preparação. O instrumento SX porque tem um percentual de corte muito maior entre D1 e D9, em comparação com os outros instrumentos *ProTaper®* de conformação, é usado principalmente para otimizar a forma do canal na parte coronal, assim desgastando menos estrutura do dente.¹⁸⁹

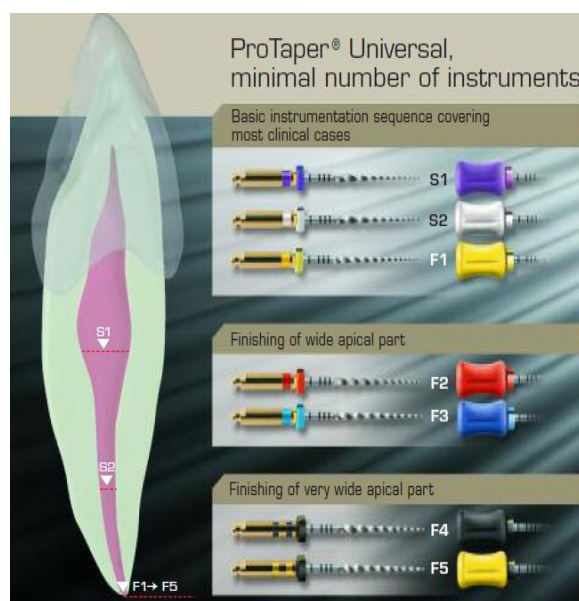


Figura 14. Aplicações dos instrumentos *ProTaper®*

Os cinco instrumentos de acabamento nomeados F1, F2, F3, F4 e F5, são responsáveis por preparar a forma do terço apical e expandir o terço médio e cervical. São identificados com a cor amarela (F1 e F5), vermelha (F2), azul (F3) e preta (F4), respectivamente, e um diâmetro D14 de 1,20mm na parte superior que é comum a todos verificando-se uma variação a nível da ponta apical 20/07, 25/08, 30/09, 40/06 e 50/05, respectivamente. Desde D4 até D14 cada instrumento tem um corte percentual decrescente, o que reduz o torque necessário e aumenta a eficiência de corte e, devido a esta inclinação variável reduz o efeito de "*Taper-Lock*".¹⁹⁷

Na sua utilização deve manter-se constante a velocidade e o torque (300rpm/100.N/cm). Nunca devem ser forçados e ao chegar ao comprimento de trabalho devem ser imediatamente retirados. Deve proteger-se a ponta do instrumento com a pré-instrumentação com limas K manuais até à lima ISO 20/02 ou com limas *PathFiles*® de instrumentação rotatória, P1, P2 e P3. Determina-se o *gauging apical* com instrumentos manuais ISO K (20/02, 25/02, 30/02, 40/02, 50/02). Se for igual a 20, a instrumentação rotatória termina com F1, igual a 25 instrumenta-se com F1 e F2, igual a 30 instrumenta-se com F1, F2 e F3, igual a 40 a instrumentação termina com F1, F2, F3 e F4 e igual a 50 ou diâmetro apical mais elevado a instrumentação termina com F1, F2, F3, F4 e F5, todos com toda a longitude de trabalho. O conjunto de instrumentos *ProTaper*® utilizados sequencialmente corta uma distância pequena de cada vez e a superfície tocada pelos instrumentos é reduzida. Isso reduz o torque necessário e aumenta a eficiência de corte de cada instrumento. As espiras convexas dos instrumentos mais amplos (F3, F4 e F5) têm uma forma mais convexa, a redução da massa leva a uma redução na dureza e aumenta a sua flexibilidade.²³⁷

A ponta do instrumento F3 corresponde a um tamanho ISO 30, e conicidade até 3 milímetros da ponta é de 9%. A 2 milímetros da ponta, o diâmetro corresponde a um tamanho ISO 48, e um diâmetro ISO 57 a 3 mm da ponta. O sistema *ProTaper*® é considerado um sistema cujos valores de torque gerado são baixos durante o seu uso devido à secção transversal, sem exibir o suporte radial. Além disso, a conicidade variável do instrumento reduz o efeito *Taper-Lock* (bloqueio cónico), que está diretamente relacionada com o fenómeno da falha de torque, em comparação com outros instrumentos.¹⁷¹

No entanto, os instrumentos *ProTaper*® inesperadamente podem sofrer fratura.¹¹ A fratura clínica do instrumento é um fenómeno que, clinicamente, é difícil ou mesmo impossível de se prever.²¹⁰

Berutti e col. (2003) compararam o comportamento à torção e flexão de dois modelos com secções transversais diferentes.²⁸ (*ProTaper*® e *ProFile*®), mas sem ter em conta a conicidade dos instrumentos. Em ambos os modelos, os valores de tensão aumentaram desde o centro até à superfície externa dos mesmos, tanto em torção como flexão. No entanto, as tensões no modelo *ProTaper*® foram mais baixas e mais uniformemente distribuídas sobre a mesma amostra com uma maior resistência a esforços torcionais. O modelo com *Profile*® com secção transversal menor mostrou-se mais flexível do que o modelo *ProTaper*® com uma secção transversal maior. Resultados semelhantes entre a secção transversal e flexão também foram encontradas por Hayashi e col. (2007).⁹² Foi sugerido pelos autores de que os instrumentos *ProTaper*®, são mais resistentes à torção, embora menos flexíveis, podem ser mais adequados para a conformação de canais curvos e atrésicos, na fase inicial de conformação. No modelo de *ProFile*® que é mais flexível e menos resistente, a conformação é mais adequada em canais maiores ou na fase final da canais curvos.^{28,92}

Guelzow e col. (2005) realizaram um estudo comparativo de seis sistemas rotatórios (*Flexmaster*®, *GT*®, *Hero 642*®, *K3*®, *ProTaper*® e *Race*®) com instrumentação manual para o preparo do canal radicular, em que vários parâmetros foram analisados.⁸⁷ Os autores concluíram que, todos os sistemas rotatórios mantiveram a curvatura do canal, apresentaram menor número de instrumentos fraturados e a preparação mecanizada era mais rápida do que a técnica manual. O sistema *ProTaper*® foi o que gerou uma preparação mais regular.⁸⁷

Spanaki-Voreadi e col. (2006) levaram a cabo um estudo para avaliar 46 instrumentos *ProTaper*® descartados para uso clínico (fratura e/ou plasticamente deformado), que foram obtidos a partir de várias clínicas.²¹⁰ Os resultados sugerem que uma única sobrecarga gera uma fratura de instrumentos *ProTaper*® dentro do canal e que é a causa mais comum de fratura.²¹⁰

Sonntag e col. (2007) analisaram a preparação dos canais radiculares realizadas com *K3®*, *ProTaper®* e *MTwo®*. Os autores concluíram que os três sistemas alcançaram bons resultados na preparação do canal radicular.²⁰⁹

Gergi e Sabbagh (2007) avaliaram a eficácia de instrumentos manuais *Hedström®*, *ProTaper®* e *R-Endo®* na remoção da gutapercha em canais acentuadamente curvos.⁷⁴ Notou-se que todos os instrumentos não removeram todo material obturador do interior dos sistemas de canais radiculares e o sistema *ProTaper®* e *R-Endo®* são insuficientes para a remoção completa do material de obturação. Por outro lado, outros estudos têm demonstrado a eficácia de sistemas rotatórios no retratamento endodôntico, mas nunca produzem canais radiculares completamente livres de material obturador.

Huang e col. (2007) analisaram a quantidade de detritos do canal radicular extruídos para apical durante o retratamento endodôntico com o Sistema *ProTaper®* Universal. Apesar de todas as técnicas de retratamento resultarem em extrusão apical de detritos, o sistema *ProTaper* Universal produziu significativamente menor quantidade de detritos extruídos. Os autores concluíram que a técnica universal rotatória *ProTaper®* provou ser uma opção viável para o retratamento.⁹⁸

Javaheri e col. (2007) compararam o transporte apical e alterações ocorridas na curvatura do canal proporcionada por três sistemas rotatórios de ni-ti: *Hero 642®*, *Race®* e *ProTaper®*.¹⁰⁸ A diferença estatisticamente significativa no transporte apical foi encontrada para o sistema *ProTaper®*. Os resultados sugerem que este deve ser usado em combinação com outros sistemas de menor de conicidade e uma maior flexibilidade, tais como *Race®*, na preparação de canais curvos. Loizides e col., realizaram um estudo em 2007, através de microtomografia computadorizada (MCT) para comparar os efeitos do sistema *Hero®* (*Endoflare*, *Hero Shaper* e *Hero Apical*) e do sistema *ProTaper®* quando utilizados em canais radiculares de dentes humanos extraídos.¹²¹ Sob as condições do estudo, os autores concluíram que a hibridação deve ser avaliada, a fim de gerar melhores resultados na modelagem de canais radiculares.¹²¹

Ounsi e col. (2007) examinaram *in vivo*, a fadiga cíclica de instrumentos *ProTaper* rotatórios após o seu uso inicial em canais retos e curvos. Instrumentos F3 foram altamente suscetíveis à fratura por fadiga cíclica e

devem ser reutilizados com cuidado, levando em conta se eles inicialmente foram utilizados na preparação dos canais radiculares retos ou curvos.¹⁴⁹

Saad e col. (2007) realizaram um estudo para analisar a eficácia dos sistemas *K3®* e *ProTaper®* na remoção de gutapercha durante o retratamento de canais radiculares, em comparação com os instrumentos manuais *Hedströen*. Os autores verificaram que *K3®* e *ProTaper®* foram mais eficazes e rápidos na remoção de guta-percha.¹⁹³

Yang e col. (2007) compararam a capacidade de modelagem de instrumentos com conicidade progressiva (*ProTaper®*) e contínua (*Hero Shaper®*). Os canais preparados com *Hero Shaper®* apresentaram menos transporte e mantiveram-se mais centrados na região apical, possivelmente devido à sua menor conicidade, reduzindo a rigidez do instrumento.²⁵¹

Aguiar e Câmara (2008) avaliaram radiograficamente a presença de desvio apical em canais radiculares preparados com instrumentos rotatórios e manuais. A preparação com instrumentos manuais e *ProTaper®* obteve uma taxa semelhante de desvio apical (25%), enquanto que os preparados com instrumentos *Race®* resultaram em 20% dos canais apicalmente desviados.⁴

Zhang e col. (2008) avaliaram a capacidade do sistema *ProTaper®* e combinado com *Hero® 642* na preparação de canais radiculares severamente curvos. Os canais preparados só com *ProTaper®* mostraram uma maior tendência para o transporte apical. O *Hero® 642* manteve a forma original do canal, com pouco transporte. No entanto, a conicidade dos canais preparados com *Hero® 642* era relativamente pobre.²⁶¹

Tasdemir e col. (2008) investigaram a capacidade dos três instrumentos rotatórios (*ProTaper®*, *R-Endo®*, *MTwo®*) e instrumentos manuais (instrumentos *Hedströen®*) na remoção dos cones de guta-percha e cimento. O grupo *ProTaper®* removeu a maior quantidade de material obturador, especialmente em comparação com *MTwo®*. Nenhum método removeu completamente o material de obturador.²¹³

Gu e col. (2008) analisaram a eficácia dos instrumentos de retratamento *ProTaper®* Universal (D1, D2 e D3) para a remoção de cones de guta-percha a partir de canais radiculares e descobriram que este sistema se revelou eficaz.⁸⁶

Garcia Jr. e col. (2008) compararam *in vitro* a eficiência da remoção de cones de gutapercha a partir de canais radiculares com diferentes instrumentos

rotatórios (*ProFile*®, *ProTaper*®, *GT*®, *K3*® e *Hero*®). *ProFile*®, *ProTaper*® e *GT*® têm os melhores resultados, mas não houve diferença estatística significativa entre eles.⁷¹

Ayouti e col. (2008) compararam a qualidade da preparação de dois sistemas rotatórios, *MTwo*® e *ProTaper*® e instrumentos manuais de NiTi em canais radiculares ovais e investigaram o efeito das dimensões do canal na preparação. Os autores descobriram que nenhuma técnica de instrumentação foi capaz de circunferencialmente preparar os canais radiculares. No entanto, instrumentos com conicidades mais elevadas (*MTwo*® e *ProTaper*®) foram mais eficientes do que instrumentos manuais de NiTi.⁵⁹



11. LIGA *M-WIRE*®

Recentemente, uma nova variação da liga de NiTi para substituir a liga metálica usada em instrumentos endodônticos convencionais foi desenvolvida.²⁵ Esta variante é obtida a partir de 508 nitinol, que é submetido a um método próprio de tratamento. Um cabo usinado da liga de Ni-Ti é submetido a uma tensão específica e a um tratamento térmico com diferentes temperaturas, resultando num material que inclui uma parte tanto na fase martensítica como na pré-martensítica de fase-R, que mantém um estado pseudo-elástico.

O *M-Wire*® é um fio de arame de NiTi e que é preparado por um processo especial térmico.⁶⁸ Já existem estudos que avaliaram a sua resistência à flexão, fadiga de flexão dos instrumentos *GTX*® feitas com este tipo de segmento, comparando com instrumentos *K3*®, que ocorrem com a liga de NiTi convencional. Os autores não encontraram diferenças na resistência entre os dois tipos de instrumentos.⁶⁸

Os instrumentos de liga NiTi *M-Wire*® recentemente introduzidos têm características que os tornam melhores e mais resistentes do que os instrumentos de NiTi. Apresentam maior resistência à fadiga cíclica e ao torque do que instrumentos de NiTi de gerações anteriores (*ProTaper*®, *Profile*®), especialmente em canais curvos. Instrumentos *GTX*® e *Profile Vortex*® são uma nova geração de *M-Wire NiTi* com uma lâmina cortante. A estrutura cristalina do *M-Wire* vai-se mudando com a mudança de temperatura o que permite que se ajuste melhor à curvatura do canal, conferindo uma maior resistência.

Pouco foi relatado na literatura sobre a liga *M-Wire*, que quando submetida a um tratamento térmico diferencial confere aos instrumentos uma maior flexibilidade e resistência à fadiga.^{68,115,117}

Johnson e col. (2008) avaliaram a resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos *ProFile*® 25/.04 rotatórios feitos em liga *M-Wire NiTi* (*Dentsply Tulsa Dental Specialities*) e feitos instrumentos em nitinol 508.¹⁰⁹ Nos testes de rotação à flexão e à torção das duas ligas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas NiTi variante B1 (*M-Wire*™ *NiTi*) em torno de 400% mais resistente à fadiga cíclica do que *Profile*® 25/04 (P

<0,001). No ensaio de torção encontraram-se diferenças entre todos os grupos 508 Nitinol e *M-Wire™ NiTi* ($p < 0,001$). Os instrumentos *Profile® 25/04* feitos com a liga *M-Wire™ NiTi* tinham uma resistência significativamente mais elevada para a fadiga cíclica, enquanto as propriedades de torção mantiveram-se similares.

Johnson e col. (2008) comparando instrumentos *Profile®* feitos a partir de três variantes de arame Nitinol, verificaram que existiam diferenças significativas entre os instrumentos fabricados pela *Maillefer* e *Tulsa Dental*, mas não entre as variantes *M-Wire*, em que as propriedades de torção foram comparadas.¹⁰⁹

Yahata e col. (2009) estudaram a relação do tratamento térmico com a propriedade de flexão dos instrumentos endodônticos.²⁴⁹ As amostras utilizadas foram tratadas de 10 a 30 minutos e o grupo de controlo não foi tratado. Tratamentos térmicos foram feitos a 440 °C e 500 °C por 30 e 10 minutos, e descobriu-se que a influência da temperatura é mais importante do que o tempo de tratamento. O grupo com valores mais baixos de carga foi o de 440 °C durante 30 minutos, tanto no regime elástico como no super-elástico. O tratamento térmico abaixo de 300 °C não é suficiente para aliviar os defeitos na rede cristalina. Além disso, a recristalização produz-se acima de 600°C, e tanto o efeito memória de forma e a elasticidade, são super incompletos neste intervalo de temperatura. Então, o tratamento térmico ideal é entre os 300 e 600 °C, com a libertação de defeitos da rede cristalina e a diminuição da energia diminuída da tensão interna (Miyazaki e Otsuka, 1989 cit in Yahata Y, 2009).²⁴⁹

A superelasticidade (SE) é um caso especial de efeito de memória de forma, no qual a recuperação de forma ocorre imediatamente após a cessação da deformação mediante a eliminação da tensão. Uma vez que a aplicação de ligas de NiTi superelásticas implicam cargas cíclicas, é essencial conhecer o comportamento em fadiga destas ligas, já que a sua resistência à fadiga estabelece em muitos casos, a sua aplicabilidade.

11.1. SISTEMA *PROFILE GT SERIES X (GTX®)*

Um novo fio de NiTi usado no fabrico de instrumentos *Profile GTSeriesX (GTX)* (*Dentsply Tulsa Dental, Oklahoma, EUA*), foi desenvolvido. Tem características dimensionais similares aos instrumentos *GT®*, com algumas modificações. Houve uma redução no número de instrumentos, resultando em apenas oito instrumentos para conformação dos canais radiculares. (Fig.15) Foram eliminados os instrumentos 20/08, 30/10 e 40/10. Comporta também os instrumentos auxiliares 35/12, 50/12, 70/12 e 90/12 com um diâmetro máximo de 150 (1,5 mm). A parte ativa desses instrumentos é em cobre-níquel-titânio *M-Wire*. Eles têm um diâmetro máximo de 100 (1 mm) e 3 diâmetros de ponta (20,30 e 40) identificados pelo seu grande anel e a sua conicidade pelo número de pequenos anéis pretos. Os instrumentos de calibre 20 são de conicidade 04 e 06, enquanto que os de calibre 30 e 40 também se apresentam com uma conicidade 08. O tamanho da ponta ativa é variável e depende do diâmetro do instrumento na sua ponta e sua conicidade. A sua ponta é redonda, mais segura reduzindo o risco de perfuração ou *zip* apical. Permite-nos ver exatamente onde o instrumento está cortar.



FIGURA 15. Kit de instrumentos *ProFile GT Series X (GTX®)*.

Segundo os fabricantes, a redução da possibilidade de fratura deste sistema deve-se ao aumento da resistência do *M-Wire* utilizado na sua

fabricação e a um aumento na eficiência de corte, obtidas pela nova geometria da lâmina de corte (fig. 16).

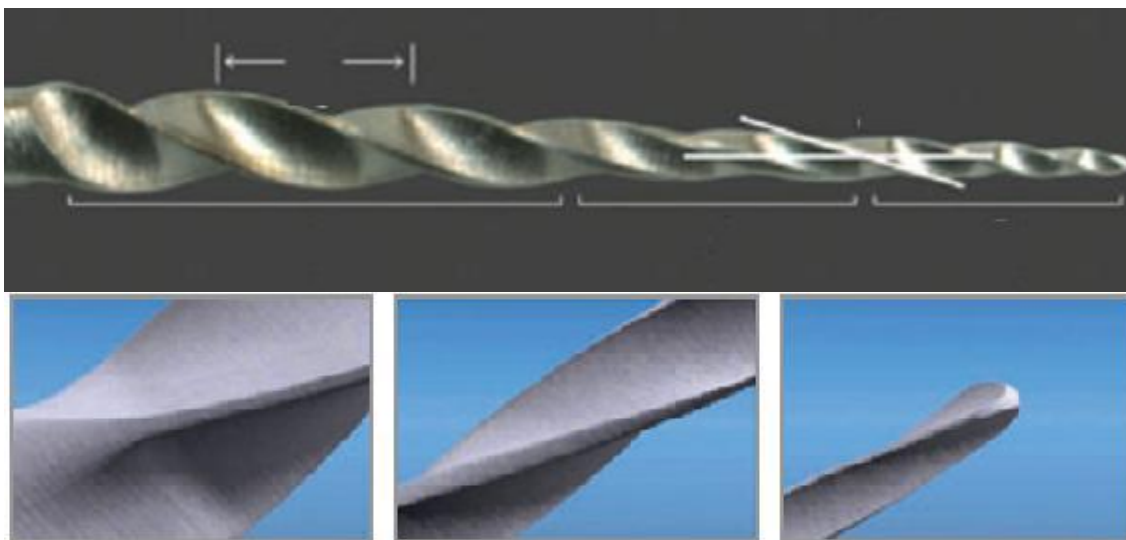


Figura 16. Diferente largura dos planos radiais ao longo da parte activa de um instrumento GTX®.

As melhorias propostas referem-se à maior resistência à fadiga de fio de *M-Wire* e ao aumento da eficácia de corte alcançada através de mudanças na geometria das lâminas de corte. Isto é possível devido a variações na extensão da lâmina de corte que elimina o bloqueio no interior do canal e estende o tempo de corte até que o espaço entre as lâminas estejam cheios de raspas de dentina. Tem sido relatado que essas modificações dimensionais, junto com as características superiores da liga metálica, provocou um aumento significativo da flexibilidade e resistência à fadiga de flexão destes instrumentos. No entanto, a literatura é limitada e poucos estudos foram conduzidos para avaliar as propriedades mecânicas destes instrumentos.⁸⁵

A técnica utilizada para os instrumentos GTX® é semelhante à utilizada para os GT®, no entanto, existem algumas diferenças significativas, particularmente na simplificação na técnica de instrumentação anterior. Os instrumentos GTX® não requerem múltiplos diâmetros dos instrumentos para dar forma aos diferentes níveis do canal. Partem de uma ampliação coronária devido à sua limitação de um diâmetro de corte máximo, exibem a mesma fidelidade da forma original do canal como os instrumentos GT®, promovendo assim uma preparação pré-definida e permite uma satisfatória obturação.⁴⁰

Todos os preparos são iniciadas com a lima GTX® 20/06 e em canais mais curtos com uma curvatura significativa, o instrumento inicial corta ao longo de

dois ciclos de corte. Em canais longos e largos, inicia-se a instrumentação com instrumentos 30/.08 ou 40/.08. A mudança mais importante relaciona-se com a duração de cada ciclo de corte. Isto é possível devido à variação na largura dos planos radiais ao longo da parte ativa do instrumento, tendo mais tempo para que o espaço entre as lâminas de corte seja preenchido com raspas de dentina.

Considerando que os instrumentos *GT*® demoram cerca de 4 a 6 segundos para cortar, os instrumentos *GTX*® irão reduzir entre 10 a 12 segundos antes de o espaço entre as lâminas ficar preenchido com raspas de dentina.⁴⁰ As preparações canalares como resultado da ação destes instrumentos são mais conservadoras do que as feitas com *ProTaper*®, pois são menos cortantes do que os *ProTaper*®, *Twisted Files*® e *MTwo*®. Cortam mais na parte apical, mas são mais seguros no terço coronal porque tem menos capacidade de corte nesta área. As espiras das limas *GTX*® são mais finas apicalmente e maiores coronalmente do que as limas *GT*®. Nos terços coronal e médio são mais finas para evitar degraus e no terço apical evitar bloqueios.⁴⁰

Johnson e col. (2008), Larsen e col. (2009) e Al-Hadlaq e col. (2010) observaram maior resistência à fadiga à flexão dos instrumentos *GTX*® em comparação com instrumentos *ProFile*® e *EndoSequence*®.^{7,109,117}

Peixoto e col. (2010) através da comparação da resistência à fadiga de flexão e de torção, dos instrumentos *GT*® com os *GTX*, encontraram maior resistência à fadiga dos *GTX*®.¹⁶⁷ Isto é principalmente devido ao tratamento termomecânico o que aumentou a resistência ao escorregamento do material. No entanto, a resistência à torção dos instrumentos *GTX*® foi menor do que a dos *GT*®, provavelmente devido ao comprimento superior das suas espiras.

Alguns autores avaliaram a influência de novos processos de fabrico para aumentar a resistência à fadiga dos instrumentos endodônticos.^{68,109,115,117}

Gambarini e col. (2008) compararam os instrumentos *GTX*® de liga *M-Wire* com instrumentos *Twisted Files*® (TF), que proporcionam um tratamento térmico e um método de fabrico diferenciado por usinagem e o sistema *K3*®, fabricado de modo convencional.⁶⁸ Os instrumentos foram testados sobre a sua fadiga dentro de um canal curvo artificial. Os *TF*® apresentaram maior

resistência à fadiga, e entre os instrumentos *K3®* e *GTX®* não se encontraram diferenças significativas.⁶⁸

Num estudo realizado por Johnson e col. (2008), em que foi testada a fadiga de instrumentos *ProFile®* feitos a partir de três variantes de nitinol, os resultados mostraram uma resistência à fadiga 390% mais elevada nos instrumentos com ponta em *M-Wire*.¹⁰⁹

O estudo de Kramkowski e Bahcall (2009) avaliou a resistência à fadiga dos instrumentos *GT®* e *GTX®* em canais artificiais com um ângulo de curvatura de 45° e 60°. ¹¹⁵ Não houve diferenças significativas entre os dois tipos de instrumentos nos canais com um ângulo de curvatura de 45°. No entanto, em canais com um ângulo de curvatura de 60°, os instrumentos *GT®* apresentaram uma maior resistência à fadiga que os *GTX®* 20/0, 30/04 e 30/06 e não foram observadas diferenças para os instrumentos 20/04.¹¹⁵

Larsen e col. (2009) compararam o comportamento à fadiga de instrumentos *GTX®* 20/04 e 20/06 com instrumentos 25/04 e 25/06 dos sistemas *TF®* e *EndoSequence®*. Os resultados mostraram uma maior resistência à fadiga dos *GTX®* de conicidade 4% e 6%, em comparação com os outros sistemas de ensaio. Segundo os autores, esse resultado pode ser associado com o aumento de flexibilidade na ponta dos instrumentos de # 20 (*GTX®*) em comparação com a ponta dos instrumentos de # 25 (*TF®* e *EndoSequence®*). Concluíram também que o *M-Wire (GTX®)* mostrou uma maior flexibilidade dos instrumentos testados e sugeriu a necessidade de mais pesquisas para determinar o comportamento clínico destes instrumentos.¹¹⁷

A resistência à torção de novos instrumentos fabricados com diferentes tratamentos térmicos de liga *M-Wire* têm sido relatados na literatura. O estudo de Kramkowski e Bahcall (2009) avaliou a rigidez torcional dos instrumentos *GT®* e *GTX®* nos calibres 20 e 30 e conicidades 4% e 6%. Apesar de os autores não terem encontrado diferenças significativas nos valores de torque gerados por estes dois sistemas, os instrumentos *GT®* apresentaram maiores valores de desvio de deflexão angular de todos os instrumentos de teste, com exceção do instrumento 20/04.¹¹⁵

Poucos são os estudos disponíveis na literatura sobre o conhecimento dos instrumentos *GTX®* e das suas propriedades dimensionais e mecânicas.

Devem ser aprofundados para permitir o seu uso seguro na prática endodôntica.²²²

11.2. SISTEMA *TWISTED FILES*® (*TF*®)

Por um processo de fabrico totalmente diferente foi desenvolvido pela *SybronEndo (Orange, Califórnia, EUA)* um novo sistema, com o objetivo de criar de instrumentos rotatórios de NiTi, denominados por *Twisted Files*® (*TF*) na expectativa de proporcionar uma maior flexibilidade e segurança clínica. O seu fabrico realiza-se ao torcer um fio de NiTi, em combinação com tratamentos térmicos, para aumentar a flexibilidade e resistência à fadiga. Mais precisamente, é levada a cabo pela transformação de um fio de NiTi numa fase austenítica da liga metálica com estrutura cristalina diferente, fase R, através de um processo de aquecimento e arrefecimento. A liga metálica na fase R, é então torcida, com aquecimento e refrigeração para manter a sua nova forma e retornar para a fase austenítica, em princípio, com resultados mais promissores que os da liga *M-Wire*.^{68,69,109,117} As lâminas de corte são criadas por torção em vez de trabalhar a máquina, não sendo possível a eliminação de defeitos de superfície.¹¹⁷

A fase R, de acordo com o fabricante (*TF technical boletim, www.tfwithrphase.com*), seria responsável pelo maior nível de flexibilidade dos instrumentos, e conseqüentemente, a capacidade de manter o trajeto de canais com curvatura complexa durante a instrumentação. Estes instrumentos sofrem um tratamento de superfície especial, *deox*, o qual remove a camada de óxido e qualquer impureza da superfície do material de base, mantendo-se arestas de corte afiadas e a sua integridade de superfície. Além disso, os instrumentos *TF*® são fabricados por torção como uma peça única de NiTi, sem separação entre a ponta e o cabo, eliminando a possibilidade de corrosão galvânica, ou seja o uso de dois tipos de metais.²¹⁶

A elaboração de um instrumento de NiTi por torção acionado por um motor pode estabelecer-se como um grande momento na história da Endodontia, porque ela representa uma nova geração de instrumentos que se coadjuvam às características benéficas da fabricação de instrumentos de aço e às vantagens da liga de NiTi.²⁴⁶

Os instrumentos *TF*[®] têm secção triangular, são fornecidos em cinco tamanhos diferentes #25, #30, #35, #40, #50 e cinco conicidades 04,06,08,10,12. O comprimento da parte ativa é variável dependendo do diâmetro e da conicidade. O comprimento da parte ativa do instrumento TF 25/06 é de 17,53mm e do 25/08 é 14,44 mm. A conicidade irá influenciar a flexibilidade dos instrumentos, pelo que se mantemos a ponta do mesmo diâmetro, maior é a conicidade e menor é a flexibilidade.²¹⁶

Os instrumentos endodônticos são geralmente fabricados em comprimentos de 21mm, 25mm e 31mm, e os instrumentos *TF*[®] em comprimentos de 17, 23 e 27mm. Têm comprimentos de *pitch* variáveis, que reduzem o efeito de emparafusamento dentro dos canais radiculares. São usados com uma inserção suave e passiva que dura 2 a 3 segundos, de forma contínua e controlada, envolvendo 1 a 3 mm de dentina por inserção. O fabricante recomenda que o *TF*[®] seja operado a 500 rpm.^{73, 216}

Quanto à morfologia microscópica dos instrumentos *TF*[®], podemos concluir que o fabricante cumpriu com os valores padrão estabelecidos pelo artigo 28 da ANSI/ADA 28, 1988. A ponta do instrumento mostrou uma forma arredondada, facetada com um ângulo de transição bem definido (Fig. 17). Como mencionado acima, o intermediário é fabricado a partir de uma fixação à barra e, portanto, uma única peça. Tem pontas com ângulos de transição suave, permitindo o trabalho de áreas sensíveis como o centro de curvatura de forma segura, sem deformar a anatomia original do canal promovendo uma ampliação segura. De acordo com a classificação de Lopes e Siqueira JR (2007), a ponta dos instrumentos *TF*[®] pode ser classificada com o ângulo arredondado com uma transição suave. Com esta configuração, é provável que o instrumento não possa causar danos durante a preparação do canal radicular.¹²³ É possivelmente este processo de fabrico por torção difícil, que faz com que seja difícil controlar com precisão os valores dos ângulos das lâminas existindo uma dificuldade em manter o valor de ângulo D0 para a barra de fixação.¹²³



Figura 17. a) O centro trabalha a máquina da fixação da barra maior de 1,6x objetiva 1,0x . b) As marcas do instrumento realizadas com laser.

No caso dos instrumentos *TF*[®] na barra de fixação trabalha-se a máquina de forma a que se una à parte intermédia e activa, isto é, o instrumento é completamente de NiTi. Além disso, as marcas feitas no intermediário e do número de diâmetro da ponta do laser são marcadas, não tentando criar sulcos que possam atuar como concentradores de tensão sobre a superfície do instrumento.¹¹³

O fabricante afirma que os três novos métodos para a conceção destes instrumentos, ou seja, fase R tratamento térmico, de metal retorcido e o acondicionamento de superfície em particular, aumenta significativamente a resistência à fadiga cíclica e flexibilidade dos instrumentos, mantendo ao mesmo tempo o centro original do canal e minimiza o transporte de canal mesmo em canais acentuadamente curvos.⁷³

Gambarini e col. (2008) compararam os instrumentos *TF*[®] 25/06 com instrumentos *Profile*[®] do mesmo tamanho e conicidade, encontraram uma maior flexibilidade nos *TF*[®].⁶⁸ Os autores atribuem essa superioridade em relação ao processo de fabrico desses instrumentos. No entanto, não se teve em conta apenas o fato de que os instrumentos têm secções diferentes, e não se referiu que estes instrumentos têm áreas e diâmetros semelhantes a 3 mm da ponta, o ponto onde os instrumentos foram analisados em virtude do teste de flexão. Os instrumentos com alta flexibilidade reduzem o risco de complicações iatrogénicas causadas pelo transporte do canal, e melhoram a eficiência e segurança na preparação de canais curvos.⁶⁸

Gambarini e col. (2008) ⁶⁸ compararam também os instrumentos *TF*® com *K3*® ambos com um diâmetro de 0,25 mm e conicidade 06. A resistência à fratura de fadiga instrumento *TF*® foi significativamente maior. O mesmo estudo também comparou instrumentos *K3*® com *ProFile GT Series X*® (*GTX*), ambos com 0,20 mm de diâmetro e conicidade 06. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre eles.

Gambarini e col. (2009) ⁶⁹ observaram um aumento de 36% na rigidez de torção dos instrumentos *Twisted Files*® em comparação com os instrumentos feitas pelo processo convencional de usinagem. De acordo com os autores, tais como a geometria e dimensões foram semelhantes entre os instrumentos, o diferenciado processo de fabrico dos *TF*® parece ser a única explicação para a melhoria observada na resistência à torsão. Também descobriram que os defeitos e irregularidades da superfície causado pelo processo de maquinagem dos instrumentos, podem atuar como pontos concentradores de *stress*, o que contribui para uma menor resistência à torção e à conseqüente falha. ⁶⁹

De acordo com Kim e col. (2010) ¹¹³, instrumentos *TF*® mostraram resistência à fratura por flexão rotativa em comparação com outros instrumentos produzidos pelo método de usinagem, confirmando os resultados de Gambarini e col. (2008) e Larsen e col. (2009). ^{68,117,153}

Mostraram também um padrão de propagação, ou seja, um torque diferente dos instrumentos fabricados por torção, mas mais estudos devem ser feitos para verificar a influência dos defeitos ao longo do eixo longitudinal do instrumento axial. ¹¹³

Recentemente, num estudo realizado por Park e col. (2010) avaliaram a resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi após vários ciclos de torque. ¹⁵³ 10 instrumentos foram utilizados de cada tipo *Twisted File*®, *RaCe*®, *Helix*® e *FlexMaster*® com a ponta calibre 25 e conicidade 06 e instrumento *ProTaper*® F1. O instrumento *ProTaper* escolhido foi o F1 porque têm o mesmo diâmetro a 5 mm da ponta que os outros instrumentos, o ponto onde os testes foram realizados para avaliar a resistência à torção. Todos os instrumentos tinham um comprimento de ponta de 25 mm, exceto os *TF*® com 23 mm. Um motor com controlo do binário é utilizado, e com o mecanismo de *auto-reverse* ativado. O binário máximo aplicado foi de 5 N.cm. Cada

instrumento é rodado no sentido horário a 300 rpm, até que o binário máximo seja atingido e o dispositivo pára automaticamente. Isto foi considerado como um ciclo de carga. Este processo foi repetido até que a fratura do instrumento ocorreu. Todos os instrumentos *TF*® fraturaram durante o primeiro ciclo de carga, o que representa uma rigidez mais baixa à torção entre os instrumentos avaliados. Mesmo em comparação com os instrumentos *Race*® com secção transversal similar, o valor foi significativamente menor. Os instrumentos utilizados mais resistentes foram os *FlexMaster*® seguido por *Helix*®, *ProTaper*® e *RaCe*®. Segundo os autores, uma possível explicação para o fracasso dos instrumentos *TF*® seria o tratamento termomecânico que se utiliza no seu processo de fabrico. Instrumentos *TF*® são fabricados a partir da fase R da liga de Ni-Ti, este material apresenta superelasticidade boa e inferior do módulo da fase austenítica. Portanto, um instrumento feito em fase R seria mais flexível, permitindo que uma maior quantidade de deformação a um binário semelhante à fase austenítica da liga de NiTi. Além disso, o comprimento inferior da ponta do instrumento, 23 mm dos instrumentos *TF*® pode ter contribuído, em parte, em relação aos outros, através da alteração da força de torção em termos de distribuição de tensões.^{153,259}

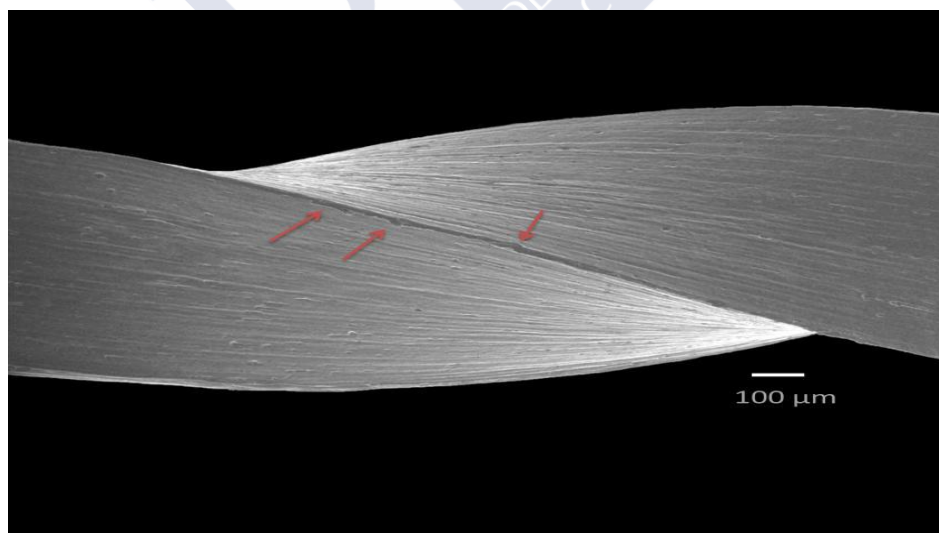


Figura 18 - Fotografia Instrumento *TF*® conicidade 04 com aumento 60 x. As lâminas indicam o insuficiente acabamento do instrumento. Pode-se observar as marcas de usinagem ao longo do eixo do instrumento.

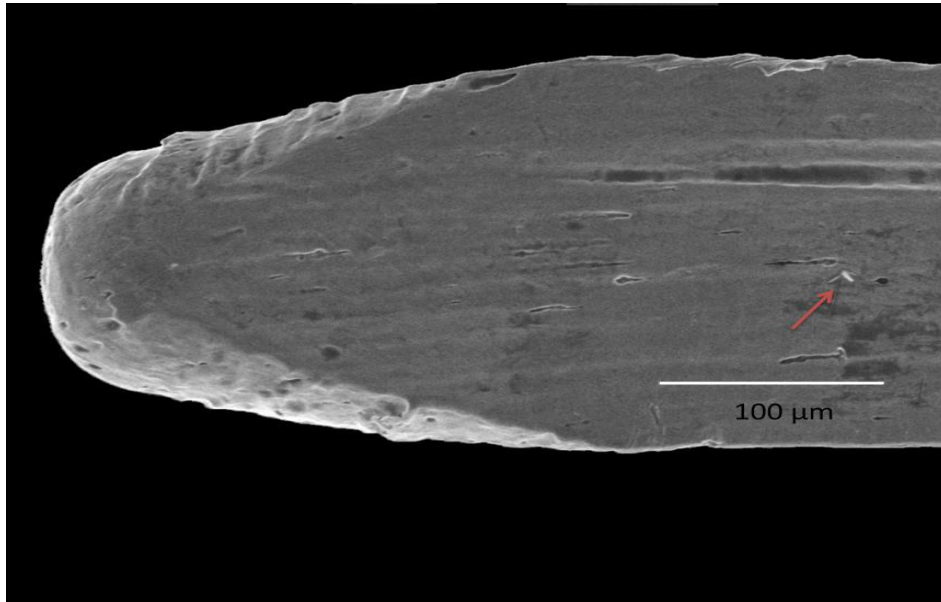


Figura 19 - Ponta do instrumento de conicidade 04, com um aumento 300 x. Fenda que indica um acabamento deficiente do instrumento com a presença de farpas.

Recentemente, um estudo realizado por Gergi e col. (2010) avaliou o transporte apical e a capacidade de manter os instrumentos centralizados no canal radicular com instrumentos *TF*®, *PathFiles*® e *ProTaper*® e limas tipo convencionais K, por tomografia computadorizada.⁷³ O transporte apical menor foi observado nos canais formatados por instrumentos *TF*®, seguido de *ProTaper*®, *PathFiles*® e finalmente limas K manuais. Quanto à capacidade de permanecer mais centrado nos canais, o melhor resultado também foi alcançado pelos instrumentos *TF*® em todas as partes do canal (cervical, média e apical). Na porção cervical foram observadas diferenças significativas entre os instrumentos *ProTaper*®, *PathFiles* e limas K manuais. Já no terço médio do canal os instrumentos *PathFiles*® e *ProTaper*® foram melhores do que os K manuais. De acordo com os autores, o desempenho superior dos instrumentos *TF*® pode ser explicada pela sua maior flexibilidade em relação aos instrumentos usinados.⁷³

Braga e col. (2010) avaliaram a força e flexibilidade torcional de instrumentos *NiTi Twisted Files*® e *Race*®, com o mesmo desenho transversal, mas fabricados por diferentes processos.³⁶ Instrumentos *TF*® foram significativamente mais flexíveis, possivelmente devido a tratamentos térmicos que foram sujeitos durante o seu fabrico, resultando num amolecimento da liga.

O instrumento *TF*® 25/06 mostrou diferenças em torque máximo significativamente maior do que aqueles do instrumento *Race*® 25/04, embora com os valores da D3 e A3 similares. No entanto, o *TF*® 25/08 e *Race*® 25/06 não mostraram qualquer diferença estatisticamente significativa na rigidez à torção, enquanto os valores de A3 do *Race*® são significativamente mais elevados do que para o *TF*®. As diferenças nas características dimensionais podem ter influenciado a redução da resistência à torção dos instrumentos *Race*®.³⁶

Até ao momento, pouca informação está disponível na literatura sobre o comportamento mecânico destes instrumentos, portanto, há a necessidade de um maior conhecimento sobre as suas características geométricas, dimensional, física, estrutural e mecânica, para aumentar a previsibilidade e segurança na sua utilização clínica.

11.3. Sistema *WAVE ONE*®

O novo sistema de instrumentos *NiTi WaveOne*® (*Dentsply Maillefer*) é um sistema que requer apenas um instrumento para moldar a totalidade do canal radicular. A modelação do canal por uma redução contínua gradual com forma de funil não só satisfaz as necessidades biológicas de um sistema de irrigação adequado para remover todas as bactérias dos canais, os subprodutos de bactérias e de tecido pulpar, mas também proporciona a forma perfeita para a obturação tridimensional com gutapercha.²³⁹

Na maioria dos casos, para modelar completamente o canal, a técnica requer apenas um instrumento manual seguido por um único instrumento *WaveOne*®. Projetou-se um trabalho semelhante, em particular de instrumentos de NiTi, mas com forças equilibradas balanceadas *Action4* através de um motor pré-programado para mover o instrumento num movimento alternativo. Os instrumentos fabricados com tecnologia *M-Wire*, melhoram, até quatro vezes, a força e resistência à fadiga cíclica, em comparação com outros sistemas de instrumentação rotatórios de NiTi.²³⁹

Atualmente, o sistema *WaveOne*® é composto por três instrumentos, disponíveis em comprimentos de 21, 25 e 31 mm (Fig.20). O pequeno

instrumento *WaveOne®*, identificado por um anel amarelo é usado em canais muito atresiados, finos e calcificados. Tem um tamanho de ponta ISO 21 com uma conicidade contínua de 6%.

O instrumento *WaveOne®* principal, identificado por um anel vermelho é utilizado na maioria dos canais radiculares. Tem um tamanho de ponta ISO 25 com conicidade variável 8% - 5,5%.

O instrumento *WaveOne®* grande, identificado por um anel preto é usado em canais de grandes dimensões. Tem um tamanho da ponta ISO 40 com conicidade variável de 8% - 4,5%.²³⁹



Figura 20. Limas *WaveOne®* Pequena (amarelo), Principal (vermelho) e Grande (preto).

Os instrumentos estão desenhados para funcionar com uma ação inversa de corte e todos têm secção triangular convexa na extremidade da ponta. (Fig.21)

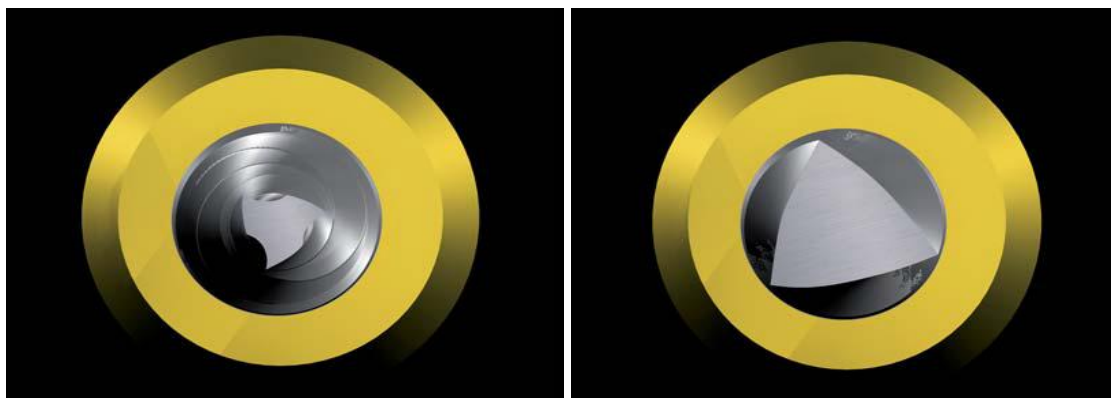


Fig.21. *WaveOne®* secção apical, triangular convexa modificada Fig.22 - *WaveOne®* secção coronal, triangular convexa

Uma vez que existe a possibilidade de contaminação cruzada associada com a incapacidade de limpar e esterilizar instrumentos endodônticos e a eventual presença de priões no tecido da polpa dentária humana, todos os instrumentos dentro do sistema de canais radiculares devem ser utilizados apenas uma vez. Os *WaveOne®* são um conceito novo neste importante padrão de atendimento, sendo de uso verdadeiramente único.

A codificação de cores de plástico do punho deforma-se, uma vez esterilizado, evitando que o instrumento seja colocado de novo na peça de mão. A recomendação para usar uma única vez tem a vantagem adicional de reduzir a fadiga de um instrumento sendo ainda um aspecto mais importante dos instrumentos *WaveOne®*. Um instrumento *WaveOne®* efectua o trabalho tradicionalmente realizado por três ou mais instrumentos rotatórios de NiTi.

O motor *WaveOne®* (Fig.23) está programado para ângulos de reciprocidade e velocidade recomendada para os instrumentos *WaveOne®*. Movimento no sentido anti-horário (CCW) para a esquerda é maior do que o movimento no sentido horário (CW). O instrumento ativamente, deve no movimento anti-horário, avançar apicalmente e com corte da dentina. No movimento horário o instrumento deve desconectar-se da dentina antes que se possa bloquear no canal. Três ciclos alternativos completam uma rotação completa reversa e o instrumento entra no canal com a pressão apical necessária.

No entanto, como o *WaveOne®* têm o seu próprio movimento reverso só pode ser usado com o motor *WaveOne®* na sua função inversa alternativa.



Figura 23. Motor *WaveOne®*

Na maioria dos casos a instrumentação com a técnica *WaveOne*® consiste num único instrumento para moldar o canal de acesso direto em linha reta com irrigação abundante com hipoclorito de sódio 5% e EDTA 17%, antes, durante e após o processo de instrumentação.

O procedimento clínico e seleção da lima é realizada apenas utilizando o seguinte protocolo:²³⁹

1 - Se uma lima K10 é muito resistente ao movimento, usa-se o instrumento pequeno *WaveOne*®;

2 - Se uma lima manual K10 faz os movimentos do comprimento do canal com facilidade, solto ou muito solto, usa-se o instrumento principal *WaveOne*®.

3 - Se uma lima manual K20 ou maior faz os movimentos do comprimento do canal com facilidade usa-se o instrumento grande *WaveOne*®.

Os instrumentos *WaveOne*® devem ser usados com um movimento progressivo para cima e para baixo não mais do que três ou quatro vezes, com pouca força. O instrumento deve-se remover regularmente para se proceder à limpeza e irrigação. Se não houver progresso, podemos considerar o uso de um instrumento *WaveOne*® menor.

O sistema de instrumentação alternativo *WaveOne*® inclui como vantagens, o facto de só se necessitar de um instrumento de NiTi para moldar o canal radicular e na maioria dos casos, o dente, baixo custo, reduzir o tempo de preparação, geralmente permitindo que o médico ocupe mais tempo na limpeza do sistema de canais radiculares com técnicas de irrigação, e eliminação de erros processuais por um único instrumento em vez de se usarem vários instrumentos. Permite um novo padrão de atendimento, eliminando a possibilidade de contaminação pelo prião devido ao seu uso individual. É um método fácil de se aprender e ensinar.²³⁹

A Nova *Southeastern University College* de Medicina Dentária nos Estados Unidos está a desenvolver uma pesquisa sobre as *WaveOne*® utilizando a tecnologia MCT. Até agora, os resultados sugerem que os instrumentos alternativos *WaveOne*® são comparáveis em desempenho com todas as grandes marcas de instrumentos de NiTi que operam em rotação contínua.

11.4. SISTEMA *SELF ADJUSTING FILE*® (*SAF*®)

Vários estudos indicam que em canais radiculares achatados ou ovalados os instrumentos rotatórios não cumprem com uma adequada limpeza e formatação. Zonas de dentina radicular podem permanecer intatas tanto por vestibular como por lingual após a conformação criada pelo instrumento rotatório.^{96,248}

Os instrumentos de auto-ajuste *SAF*® representam uma abordagem totalmente diferente na concepção de um instrumento endodôntico e método de operação que foi especialmente projetado para superar o problema tratado.^{96,136}

As *Self Adjusting File*® (*SAF*®) introduziram um novo conceito de instrumento endodôntico, permitindo a simultânea preparação químico-mecânica. Apresentam uma nova tecnologia da preparação mecânica do sistema de canais radiculares. Entre as muitas vantagens incluem o seu *design*, a sua seção e uma irrigação simultânea durante a instrumentação e a melhoria da desinfecção dos canais radiculares. Constituído por um tubo compressível com uma malha que se adapta à morfologia do canal, ao contrário dos instrumentos de NiTi que são mais rígidos. Como permite a preparação simultânea químico-mecânica, resulta em canais livres de detritos e em parte livre da camada de *smear layer*. É o primeiro dispositivo que promove a vitalidade da solução de irrigação ao longo do processo de instrumentação, aumentando a eficiência da preparação biomecânica e desinfecção química. Representam um maior desenvolvimento dos instrumentos endodônticos, apresentando-se como a alternativa para os novos sistemas de instrumentação mecânica com instrumentos de NiTi.

O instrumento auto-ajustável *SAF*® (*Redent-Nova, Ranana, Israel*) destina-se a tentar colmatar as carências dos tradicionais instrumentos rotatórios em adaptar-se à secção transversal do canal.¹³⁶ O seu funcionamento consiste num tubo compressível aberto de NiTi, que colocado no interior do canal radicular, pressiona contra a parede do canal. A superfície dos fios dos *SAF*® é ligeiramente abrasivo, concebida para a remoção de dentina com um movimento de vaivém impulsionado por uma peça de mão e

sob irrigação constante. A compactação do instrumento SAF® gera uma força circunferencial.⁹⁶

Tubo compressível em NiTi com uma ponta fina, ponteaguda de 1,5 mm ou 2 mm e comprimento de 21mm, 25mm ou 31 mm.¹³⁶ Um só instrumento que se adapta à anatomia do sistema de canais radiculares, o que permite uma adaptação ao canal radicular em três dimensões. Apresentaram uma melhor adaptação aos canais ovais que os instrumentos de Ni-Ti.⁹⁶ O instrumento retorna à sua forma original e diâmetro ao retirar-se do canal - efeito de memória de forma. Portanto, a sua denominação SAF®, expressa esse comportamento na sua aplicação original. Superfície abrasiva que promove a remoção do tecido celular. A superfície áspera, combinado com uma força maior *in-and-out* de vibração permite a eliminação da dentina pelo instrumento.^{136,168}

O seu modo de operação é de 3000-5000 vibrações por minuto, com uma amplitude de 0,4 mm de cima para baixo. Irrigação contínua e simultânea com um tempo instrumentação/canal de 4 min. 1º Min./ciclo.-, hipoclorito de sódio a 3%. 2º Min./ciclo.- 17% de EDTA. Depois de dois ciclos, 30 segundos com EDTA a 17%, sem vibração e hipoclorito de sódio a 3% (5 ml).¹³⁶

Um simples instrumento SAF® utiliza-se em todo o processo, como um instrumento comprimido que aumenta gradualmente de tamanho durante a remoção da dentina ao longo das paredes do canal.^{96,168}

A irrigação é feita através de um tubo de silicone que se conecta a um tubo que gira sobre o eixo do instrumento. O irrigador vai no instrumento, para escapar livremente através da estrutura da parede do canal e, em seguida flui para coronal e escapa através da cavidade de acesso. A aplicação do SAF® não empurra o irrigante para além do forâmen apical.^{96,168}

As SAF® são uma combinação de vibração e irrigação contínua simultânea, aumentando a limpeza a nível do terço apical.¹³⁶

Um recente estudo *in vitro*, realizado por Siqueira Jr e col. (2010) demonstrou uma desinfecção significativamente mais eficaz de canais ovais instrumentados com SAF® em comparação ao preparo com instrumento rotatório 40/04.²⁰⁵ No entanto, não foi demonstrado que o fluxo de irrigação apical e a ação mecânica do SAF® contra o canal remove o biofilme esperado no terço apical do canal radicular.

Zvi Metzger e col. (2010), avaliaram a capacidade de limpeza das SAF®, em termos de eliminação de resíduos e da camada de *smear layer*.¹³⁷ Para preparar os 20 canais radiculares foram utilizadas as SAF® que funcionam como um dispositivo de irrigação contínua. A trajetória de descida foi criada inicialmente com um instrumento ISO K 20, seguido por instrumento SAF®, que foi operado no canal por meio de um movimento vibratório num total de 4 minutos. As raízes foram divididas longitudinalmente e submetidas a microscopia eletrônica de varrimento (MEV). A presença de detritos e *smear layer* nos terços coronal, médio e apical do canal foi avaliada através da análise de imagem por MEV, utilizando um sistema de cinco pontos de avaliação a partir de imagens de referência.

Instrumentação com SAF® com irrigação contínua, utilizando irrigantes alternadamente, resultou em paredes do canal radicular livres de resíduos em todos os terços dos canais radiculares em 100% das amostras. Além disso, a ausência de *smear layer* foi observada em 100% e 80% dos terços cervical e médio do canal, respectivamente. O terço apical das superfícies do canal mostra ausência de *smear layer* em 65% dos canais radiculares. Concluiu-se que a instrumentação com SAF® com irrigação contínua, alternada de hipoclorito de sódio e EDTA simultânea à preparação mecânica resultou num ambiente limpo e em particular da superfície livre de dentina em todas as partes do canal radicular.¹³⁷

Noutro estudo Zvi Metzger e col., (2010) avaliaram quantitativamente a qualidade da preparação dos canais radiculares selados com instrumentos rotatórios SAF®, através da análise tridimensional de microtomografia computadorizada (MTC).¹³⁸ Os canais radiculares foram instrumentados com limas rotatórias SAF® de acordo com instruções do fabricante. A área da parede do canal afetada pelo processo de preparação foi analisada antes e depois de imagens obtidas com a MTC. A obturação do canal radicular foi realizada pela compactação lateral com guta-percha e AH26 (*Dentsply- De Trey, Konstanz, Alemanha*). Os dentes foram rastreados uma terceira vez e a adaptação de material de obturação nas paredes do canal foi avaliado em três dimensões utilizando a análise de MTC, como também a área da parede do canal à margem da instrumentação foi determinada. Uma percentagem elevada da parede do canal radicular não é afetada (60% a 14%) e as áreas não

tocadas do canal radiculares (45% a 15%) encontraram-se nos canais tratados com rotatórios. Ambos os parâmetros foram significativamente mais baixos nos canais tratados com instrumentos SAF® (17%, 9% e 17%, 11%, respetivamente). Os autores concluíram que dentro das limitações do seu estudo, os instrumentos SAF® permitiram uma melhor limpeza, modelagem e adaptação do cone ao canal radicular, do que os que foram preparados pelos instrumentos NiTi rotatórios.¹³⁸

O instrumento SAF® é extremamente durável, flexível e maleável. Não impõe o seu caminho através do canal, mantendo a sua forma original. Isto é verdade tanto circunferencial e longitudinalmente. O eixo longitudinal da parte apical dos canais curvos permanece mais próximo da sua posição original registada pela rotação dos instrumentos: uma média de deslocamento do centro de massa a partir de 68,8 a 7,7 microns (μm) em comparação com uma mudança de 120 a 135 μm , que tem sido relatada por Peters e col. em canais semelhantes preparados por instrumentos rotatórios.^{136,173}

Em canais curvos, instrumentos rotatórios de NiTi mais espessos têm uma tendência para o transporte canalar no lado exterior da curvatura. Quando a SAF® é usada para expandir canais de dimensões semelhantes, tende a manter a parte apical de canais curvos mais perto da sua localização original. Portanto, ao contrário dos instrumentos de NiTi reduzem o risco de transporte canalar, zips, degraus e preservam melhor a forma do forâmen apical.¹³⁶

Quando testada a durabilidade do torque, a SAF® pode ser transformada 7360 vezes antes da separação com um binário de durabilidade de 29,7 g/cm. Estes valores são muito superiores aos do requisito da norma ISO 3630-1 (rotação de 360 e 18 g / cm de ensaio de resistência ao torque) e superior ao de muitos dos instrumentos. Quando a *American Dental Association* (ADA) aplicou testes de fadiga cíclica, as SAF® podem transformar mais de 150 horas a 900 rpm, com um desvio de 5 mm sem falha mecânica, enquanto alguns instrumentos rotatórios de NiTi fraturam em poucas horas ou mesmo minutos. O instrumento SAF® tem alta durabilidade mecânica, superando assim o problema de fratura dos instrumentos de NiTi.¹³⁶

O estudo de Hof e col. (2010) foi concebido para explorar as propriedades mecânicas do sistema SAF® e sua aplicação no canal radicular com irrigação contínua.⁹⁶ O instrumento SAF® usado foi o que tem um

diâmetro de 1,5 mm elasticamente compressível e de dimensões similares às apresentadas por uma lima ISO K20 em aço inoxidável. Isto conduziu a uma força de compressão aplicada uniformemente sobre as paredes do canal radicular. A força dos instrumentos juntamente com a sua abrasividade permitem a remoção de tecido duro. O instrumento SAF® perde a sua eficácia após uso prolongado, com uma redução de 40% 30 minutos após o início da instrumentação.

Frank e Peters num seu estudo em 2011, avaliaram o potencial de formatação de um instrumento de níquel-titânio SAF® em canais ovais longos nas raízes distais de 20 molares inferiores utilizando MTC com uma resolução nativa de 20 µm.¹⁵² Os canais foram moldados com SAF®, sendo as imagens reconstruídas em três dimensões de forma a avaliar o volume, superfície, o transporte de canal e a superfície instrumentada. Após a instrumentação com o SAF®, os volumes e as superfícies dos canais aumentaram significativamente ($p < 0,001$) de $4,84 \pm 1,73$ mm³ e $3,34 \pm 1,73$ mm³, respetivamente, e não se detetaram erros óbvios de instrumentação.¹⁵²

As áreas não instrumentadas da superfície do canal variaram entre os canais individuais e a média da superfície foi de $23,5\% \pm 8,9\%$. As áreas instrumentadas foram significativamente mais elevadas em comparação com a preparação dos canais com instrumentos rotatórios realizadas em estudos anteriores. O transporte canalar foi mais alto no terço coronal do canal radicular (106 ± 50 microns) em comparação com o apical (81 ± 49 microns).

Os autores concluíram que a preparação *in vitro* de canais ovalados longos em molares com SAF® foi eficaz e segura. Além disso, as formas geradas pelas SAF® são mais completas em comparação com as da preparação do canal com instrumentos de NiTi rotatórios.¹⁵²

De facto, um estudo recente baseado em MTC, indicou um maior potencial de SAF® na preparação de canais meso-vestibulares ovalados longos de molares superiores em comparação com as técnicas de instrumentação rotatória, medidos pela menor superfície do canal não instrumentada.¹⁷⁷

CAPÍTULO II: OBJETIVOS E DESENHO DO ESTUDO

Neste capítulo apresenta-se o objetivo principal deste trabalho, concentrando-o noutros mais detalhados. Posteriormente, descrevemos o desenho do estudo para a concretização desse objetivo.

2.1. OBJETIVOS

O objetivo principal foi estudar a anatomia interna do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares de acordo com a classificação de Weine FS (1969) na população Portuguesa e, conseqüentemente, a alteração da sua anatomia interna após preparação mecânica com diferentes técnicas instrumentação.

Este objetivo geral concretizou-se noutros objectivos, com os quais procurou-se o seguinte:

- 1º Fazer um estudo detalhado da anatomia dos canais radiculares de pré-molares na população portuguesa.
- 2º Avaliar a existência de canais laterais ou acessórios e delta apicais.
- 3º Aplicação da classificação de Weine FS em cada tipo de pré-molares agregados bilateralmente;
- 4º Identificar, analisar e classificar a morfologia interna do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares, mais frequentes na população Portuguesa e em cada tipo de dente pré-molar;
- 5º Avaliar a eficácia da instrumentação dos dentes pré-molares com *Preflaring* e *Glidepath*, manual com limas K® ou mecanizado com *PathFiles®* seguido pela instrumentação com os sistemas rotatórios *ProTaper®* ou *GTX®*;
- 6º Verificar as alterações na estrutura da parede interna do canal radicular após permeabilização com limas K® ou *PathFiles®* e instrumentação com sistema *ProTaper®* ou *GTX®*;
- 7º Analisar a eficácia das várias técnicas de instrumentação na instrumentação de pré-molares, por idade, Classe Weine e por técnica instrumental;
- 8º Avaliar a área não tocada, a área de dentina removida e a área final de instrumentação originada pela ação dos instrumentos utilizando diferentes

técnicas de instrumentação e diferentes classes Weine e descrever as diferenças entre eles.

9 ° Comparar a área final com a inicial

2.2. DESENHO DO ESTUDO

Para atingir estes objectivos, o estudo consiste em vários experimentos *in vitro*, agrupados em duas partes diferentes. Na primeira parte, realiza-se com a técnica de descalcificação e de diafanização segundo Robertson (1980) dos dentes primeiros(1^{os}) e segundos (2^{os}) pré-molares maxilares e mandibulares com o objetivo de determinar a morfologia do sistema de canais radiculares numa população Portuguesa. Os canais radiculares foram classificados segundo a Classificação de Weine FS (1969).

Na segunda parte, uma vez demonstrada a possibilidade da existência de diferentes tipologias de canais no mesmo tipo de dente pré-molar, são avaliadas as alterações da anatomia interna dos canais radiculares perante a sua instrumentação com quatro técnicas de instrumentação diferentes.

Este projeto foi realizado em colaboração entre o Departamento de Terapêutica Dental da Faculdade de Estomatologia da Universidade de Santiago de Compostela, o Departamento de Clínica Integrada da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa no Porto e o Departamento de Anatomia Dentária Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

De seguida descrevem-se vários aspectos metodológicos seguidos nas várias etapas deste estudo. Além disso, realiza-se uma descrição de cada fase, enumerando os materiais e métodos, os resultados e a discussão.

CAPÍTULO III: MATERIAL E MÉTODOS

3.1. TIPO DE ESTUDO

Trata-se de um ensaio clínico realizado *in vitro* para se observar a tipologia *standard* de acordo com a classificação de Weine FS (1969), da anatomia interna do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares humanos tendo sido cada um agregado bilateralmente e estudadas as alterações da sua anatomia interna através da sua instrumentação, com quatro técnicas de instrumentação endodôntica diferentes.

3.2. AMOSTRA

118 dentes humanos extraídos foram recolhidos pelo Departamento de Clínica Integrada, Faculdade de Ciências da Saúde Universidade Fernando Pessoa e algumas clínicas dentárias privadas no distrito do Porto.

Os dentes selecionados não tinham raízes tratadas e nem todas as coroas estavam totalmente intatas. Os dentes foram excluídos do estudo se apresentavam manipulação endodôntica, rizogênese incompleta, reabsorção interna ou externa. Não foi recolhida informação sobre a razão para a extração dos dentes. Registou-se a idade e género dos pacientes.



Figura 24. Recolha e armazenamento dos dentes da amostra

3.3. MATERIAIS UTILIZADOS

Todos os materiais necessários para a realização do estudo foram da mesma marca comercial (*Dentsply, Maillefler*) e utilizados de acordo com as normas do fabricante.

Limas K manuais (08, 10,15 y 20) com conicidade 02

Limas do sistema de instrumentação rotatória *PathFiles®*

Limas do sistema de instrumentação rotatória *ProTaper®*

Limas do sistema de instrumentação rotatória *GTX®*



Figura 25. Sistemas de instrumentação utilizados no estudo

3.4. ARMAZENAMENTO

Os dentes selecionados foram limpos de qualquer tipo de tecido mole aderente e fragmentos de osso. Cálculos de tártaro foram removidos por raspagem e polimento com um aparelho de ultrassons e armazenados em solução salina normal no frigorífico a 4 °C, renovada uma vez por semana.

Após a recolha dos dentes, foram numerados e armazenados numa solução de cloramina 0,5% (Farmácia-Lemos, Porto, Portugal) por uma semana com o pressuposto de permanecerem todos numa solução desinfetante pelo mesmo período de tempo.

3.5. DIVISÃO DOS PREMOLARES EM GRUPOS

Os dentes pré-molares foram agregados bilateralmente e divididos em quatro grupos de acordo com sua localização:

Grupo I - primeiros pré-molares maxilares

Grupo II - segundos pré-molares maxilares

Grupo III - primeiros pré-molares mandibulares

Grupo IV - segundos pré-molares mandibulares

Os dentes foram divididos em quatro grupos de acordo com a técnica de instrumentação:

Grupo 1: 1 a 54 - instrumentação **PF** (*PathFiles*®) + **PT** (*ProTaper*®)

Grupo 2: 55 a 74 - instrumentação **K** (limas K) + **PT**

Grupo 3: 76 a 118 (números pares) instrumentação **PF** + **GTX**®

Grupo 4: 75 a 117 (números ímpares) instrumentação **K** + **GTX**®

3.6. PREPARAÇÃO E TRANSPARENTIZAÇÃO DAS RAÍZES

Uma cavidade de acesso endodôntica cirúrgica foi preparada em cada dente com um disco de diamante montado numa peça de mão em linha com a perpendicular da junção cimento-esmalte. O conteúdo orgânico das porções radiculares foi limpo com os instrumentos K 08 ou 10, de acordo com o diâmetro do canal para evitar variações da sua anatomia interna.



Figura 26. Negociação e permeabilização dos canais com lima K ISO 08/02

Foi usada uma técnica *standard*, utilizando amostras transparentes baseada em Robertson e col. (1980).¹⁸⁵ Os dentes foram colocadas numa solução de hipoclorito de sódio 5% (Laboratórios Vitória, Porto, Portugal), numa estufa a 37°C durante 24 horas para dissolver os restos orgânicos e resíduos pulpares do sistema de canais radiculares. Todas as amostras foram então enxaguadas em água corrente durante 2 horas à temperatura ambiente para limpar os resíduos dos canais radiculares.

As amostras foram descalcificadas durante um dia em ácido nítrico a 5% à temperatura ambiente. A solução de ácido nítrico foi trocada diariamente e agitada manualmente 3 vezes por dia. Após a conclusão da descalcificação, os dentes foram lavados com água corrente da torneira durante 4 horas.

O processo de desidratação consiste numa série de lavagens com álcool etílico a partir de 80% durante a noite, seguido de uma solução de 90% e 96% durante 1 hora cada uma, e três lavagens com álcool etílico a 100% durante 1 hora cada.

Nos dentes desidratados foi injetada tinta da china (*Salis International Ink, Hollywood, FL, USA*) na câmara pulpar do canal radicular com uma agulha de calibre n^o 27 em plástico *Luer-Lok* em seringa descartável. A tinta foi então espalhada em direção apical ao longo do sistema de canais radiculares através da aplicação de pressão negativa pela extremidade apical do dente usando um sistema central de vácuo dentário (Velmurugan N e col., 2009)²²⁵. Este último succionou com aproximadamente 25 mmHg de vácuo.

Em seguida, a tinta da China em excesso foi removida a partir da superfície radicular com uma gaze embebida em álcool e os dentes foram colocados em salicilato de metilo (Farmácia Lemos, Porto, Portugal), tornando-os transparentes ao fim de aproximadamente 2 horas.



Figura 27. Etapas e materiais em laboratório

3.7. FOTOGRAFIAS DA AMOSTRA

Em primeiro lugar as imagens digitais das amostras transparentes realizaram-se usando como referência uma régua milimétrica em duas direções com um aumento de 16x com uma câmara *Canon EOS 1Ds MIII* de sistema de fotografia digital e gravadas em formato *RAW* nativo. As imagens foram processadas com o *software Adobe Lightroom* com resolução máxima em formato *TIF*, com correção de distorção da lente.

O exame dos dentes transparentes com microscópio de disseção permitiu estudar em detalhe a morfologia do sistema de canais radiculares e o preenchimento canalar com tinta da china sem destruir a amostra.

A morfologia do sistema de canais radiculares é demonstrável nos pré-molares instrumentados. A visualização da entrada dos canais, as constrições, a presença de comunicações intracanalares, o número de forâmens apicais e de contornos e a penetração da tinta nos canais acessórios, colaterais e secundários foi tida em conta.

Os seguintes dados sobre o tipo de canais radiculares foram analisados, registados e classificados segundo as quatro classificações possíveis que se podem encontrar na raiz, tal como descrito por Weine FS e col. (1969)²⁴².

3.8. TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO

Após a preparação da cavidade de acesso endodôntica, introduziu-se passivamente em cada canal uma lima K ISO 08/02 e/ou 10/02 até que a ponta fosse vista no forâmen apical. O comprimento de trabalho (CT) estabeleceu-se como inferior 0,5mm a partir desta medida. Toda a instrumentação do canal foi realizada por um único operador. Cada instrumento foi utilizado na instrumentação de 5 canais radiculares. As instruções do fabricante foram seguidas na instrumentação.

GROUP	INSTRUMENTATION SYSTEMS	TECHNIQUE
I	Path Files+Protaper	GPR+CM
II	K Files+Protaper	GPM+CM
III	Path Files+GTX	GPR+CC
IV	K Files+GTX	GPM+CC

Tabela 2. Grupos de estudo constituídos por 4 técnicas de instrumentação diferentes

3.8.1. TÉCNICA PREFLARING E GLYDEPATH MECÂNICO

Nos grupos **1** e **3** iniciou-se, o acesso ao canal radicular e negociou-se com limas de aço inoxidável K ISO 08/02 e 10/02 (*Dentsply Maillefer, Ballaigues*, Suíça). Explorou-se o canal até ao CT. Foi realizado o *Preflaring* mecânico com instrumentos rotatórios *PathFiles®* P1, P2 y P3 ao longo de todo o CT com um motor de endodontia (*X-Smart®*, *Dentsply Maillefer*) com um contra ângulo de 16:01, com a velocidade e o torque proposto (300 rpm en la pantalla, 5 N/cm), como descrito per Elio Berutti. ²⁷

3.8.2. TÉCNICA PREFLARING E GLYDEPATH MANUAL

Nos grupos **2** e **4** realizou-se *Preflaring* manual com limas de aço inoxidável K ISO 08/02, 10/02,15/02 e 20/02 (*Dentsply Maillefer, Ballaigues*, Suíça) com a totalidade do CT, utilizando forças equilibradas conforme descrito por George e col. ²⁶

Após a instrumentação e a obtenção de *GlydePath* de todas as amostras de cada grupo voltou-se a colocar na ranhura e fotografou-se como se descreveu anteriormente.

3.8.3. TÉCNICA DE CONICIDADE MÚLTIPLA

Nos grupos **1** e **2** (grupos *ProTaper®*) a preparação canalar foi feita com os instrumentos S1, S2, F1, F2 e F3 *ProTaper Universal®* (*Dentsply-Maillefer*), ao longo de todo o CT a uma velocidade de 300 rpm e um torque de 5 N/cm. O preparo apical foi completado pelo instrumento F3 de seção triangular convexa, com diâmetro em ponta ISO 30, conicidade variável de 5,5% até 9% e 1,2 mm de diâmetro máximo na ponta ativa. ^{26,194,225}

3.8.4. TÉCNICA DE CONICIDADE CONTÍNUA

Nos grupos **3** e **4** (grupos *GTX®*) a preparação foi realizada com o sistema de instrumentos *GTX®* (*Dentsply-Maillefer*) 20/06 30/04 e 30/06 em técnica *CrownDown* a 300 rpm e um torque de 5 N/cm. Cada canal radicular

após *Preflaring* foi instrumentado com 30/04, seguido por 20/06. Com a pressão apical, o instrumento 20/06 pôde atingir todo o CT em 1-3 passos.¹⁰⁶

Subsequentemente, o instrumento 30/06 GTX® foi introduzido dentro do canal e a instrumentação foi concluída quando o instrumento GTX® 30/06 atingiu o CT. Conicidades alternadas 04 e 06, os tamanhos ISO de 20-30 foram utilizados sequencialmente. O instrumento foi retirado quando a resistência foi cumprida. A sequência é repetida até que o GTX® 30/06 atinge o CT. A preparação apical foi terminada pelo instrumento GTX® 30/06 - secção transversal em forma de U, tamanho ISO 30 na ponta ativa, conicidade contínua 6%, 1 mm de diâmetro máximo da ponta ativa.

Em todas as técnicas de instrumentação utilizou-se o motor rotatório X-Smart® (*Dentsply-Maillefer*) com uma velocidade de 300 rpm e um torque 5N/cm.



Figura 28. Motor eléctrico X-Smart®

3.9. PROCESSO DE CAPTURA DA IMAGEM FINAL

Uma imagem digital foi construída após filtração limiar no *software*. O pedestal individual para cada dente e a posição dos dentes foi registada previamente assegurando a orientação e o reposicionamento das mesmas amostras no vidro.

As imagens antes e após a instrumentação sobrepuseram-se em *Adobe Photoshop CS5 Extended*® e pequenas diferenças na escala foram comparadas com base na folha milimétrica de referência.

Um contorno de selecção das áreas visíveis do canal definiu-se pela forma da área de cor antes da instrumentação e o mesmo processo foi utilizado após a instrumentação para definir a área removida polarizada.

As imagens digitais após a instrumentação das amostras foram tomadas com uma referência numa grelha milimétrica transparente executadas a partir de duas direções, com uma câmara digital usando um conjunto de lentes com um aumento de 16x com uma *Canon EOS 1Ds MIII* sistema de fotografia digital e gravadas em formato *RAW* nativo. As imagens foram processadas com o *software Adobe Lightroom* com resolução máxima em formato *TIF*.²⁶

Medições e avaliações foram feitas com uso de critérios semelhantes relatados em estudos anteriores.¹⁷⁴

3.10. ANÁLISE DA ÁREA

A **área inicial do canal** pré-operatória foi determinada pelo canal e que foi etiquetada de preto, e a área pós-instrumentação com a subsequente aplicação da cor verde. Após a sobreposição das duas imagens digitais, a cor do rótulo de coincidência *voxels* torna-se vermelha automaticamente pelo *software*. A **área de dentina removida** a partir da quantidade de voxéis sobrepostos brancos após sobreposição pelo *software Adobe Photoshop CS5 Extended*®.

A superfície da parede do canal radicular mediu-se, tanto antes da instrumentação como depois da instrumentação e sobrepostas. Considerou-se a **área de superfície não tocada** como presumivelmente correspondente às

áreas onde a tinta não foi eliminada. Teoricamente, a área não tocada deve estar representada pela tinta da china na cor azul na imagem sobreposta.

No entanto, como um resultado da complexidade do sistema de canais radiculares dos pré-molares, algumas áreas remotas foram observadas em alguns casos, as quais foram também consideradas como parte de área não tocada no nosso presente estudo.

3.11. ERROS IATROGÉNICOS

As imagens sobrepostas foram visualizadas e o número de dentes com erros iatrogénicos causadas pela instrumentação foram gravados, incluindo a presença de *zips*, degraus, transporte canalar e perfurações.

3.12. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

O registo das observações de laboratório foram feitas num ficheiro *Excel* e os dados foram analisados com o auxílio da versão 18,0 do *SPSS* (*Statistical Package for Social Sciences*).

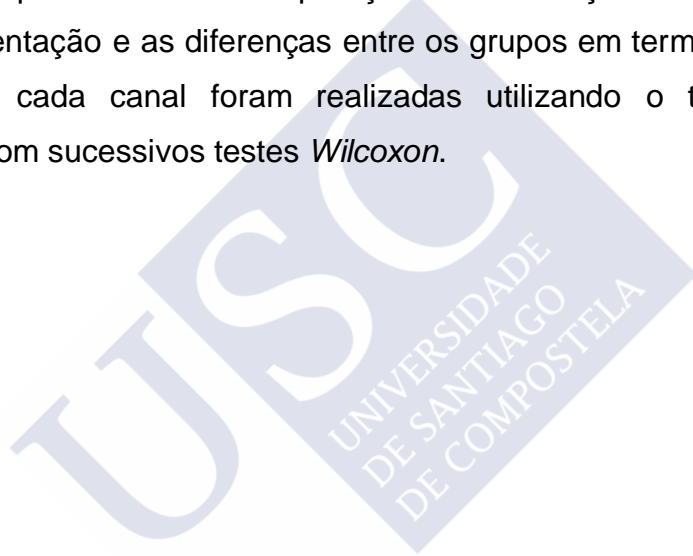
A descrição dos dados realizou-se através de indicadores estatísticos como a média e o desvio padrão e fazendo tabelas de referência cruzada (*cross-variables*) e gráficos (barras, circulares e histogramas). Junto com estes passos, realizaram-se provas de independência, ou seja, o "*Pearson Chi-Square*" apresentando sempre o valor de teste (p) associados às respectivas tabelas. Quanto menor este valor mais provável é que as duas variáveis estejam relacionadas. Assumiu-se como estatisticamente significativo, um valor de p menor a 0,05.

Além dos testes de independência acima mencionados, outros testes foram utilizados para que fosse possível tirar conclusões sobre os quatro grupos de estudo. Foi avaliada a relação entre **a tipologia Weine e dente pré-molar** e a relação entre a **área de dentina removida, área não tocada e a**

área final resultante da ação do instrumento com o tipo de técnica de instrumentação em cada grupo, através de estatísticas descritivas (medidas de localização, incluindo os diagramas de extremos e quartis medidos da dispersão e os intervalos de confiança) e a análise de variância ANOVA com um fator único (*One-Way ANOVA*) pelo Teste de *Kruskal-Wallis*.

A identificação eficaz dos fatores que levaram à dispersão observada por ANOVA, realizou-se mediante o método de *Tukey* com Múltiplos testes de *Mann-Whitney*.

As comparações estatísticas da área final de instrumentação fruto da ação dos instrumentos entre os dois grupos foram realizadas utilizando o teste de *t-Student* emparelhado. As comparações das medições da área antes e após a instrumentação e as diferenças entre os grupos em termos de aumento percentual em cada canal foram realizadas utilizando o teste *t-Student* independente com sucessivos testes *Wilcoxon*.



CAPÍTULO IV: RESULTADOS

Os resultados obtidos estão divididos em dois grupos. Considerou-se o **Estudo 1**, por um lado, com a caracterização da anatomia interna do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares de acordo com a classificação de Weine FS(1969) e o **Estudo 2**, em segundo lugar, com a relação da alteração da sua anatomia interna consequente à preparação canal com técnicas de instrumentação diferentes.

A amostra é composta por 118 unidades estatísticas.

4.1. ESTUDO 1

ANÁLISE DO PADRÃO DE CANAL RADICULAR - TIPO DE CLASIFICAÇÃO DE WEINE

4.1.1. ANÁLISE NÚMERO DO DENTE – CATEGORIA

Os pré-molares estão representados por taxas de participação diferentes que variam entre 9,3% no dente 35, e 16,1% para o dente 25. (Tabela 4)

		Género	NºDente- Categoria	Classe (Weine)	Tipo de pré- molar
N	Valid	118	118	118	118
	Missing	0	0	0	0

Tabela 3. Caraterização da amostra

Resultados

	Frequência	Percentagem (%)	Percentagem válida (%)	Percentagem cumulativa (%)
	14	15	12,7	12,7
	15	12	10,2	10,2
	24	17	14,4	14,4
	25	19	16,1	16,1
Valid	34	12	10,2	10,2
	35	11	9,3	9,3
	44	16	13,6	13,6
	45	16	13,6	13,6
Total	118	100,0	100,0	100,0

Tabela 4. Número e percentagem dos primeiros casos analisados para cada grupo de dentes

A agregação bilateral dos pré-molares, criou quatro tipos de pré-molares distintos, que foram representados de uma maneira similar, que vão desde 22,9% em segundos pré-molares mandibulares e 27,1% primeiros premolares maxilares. Entre eles estavam 32 dentes primeiros pré-molares superiores, 31 dentes segundos pré-molares superiores, 28 primeiros pré-molares inferiores e 27 segundos pré-molares inferiores. (Tabela 5)

Diente	Frequencia	Porcentage
1º premolar maxilar	32	27,1
2º premolar Maxilar	31	26,3
1º premolar Mandibular	28	23,7
2º premolar mandibular	27	22,9
Total	118	100,0

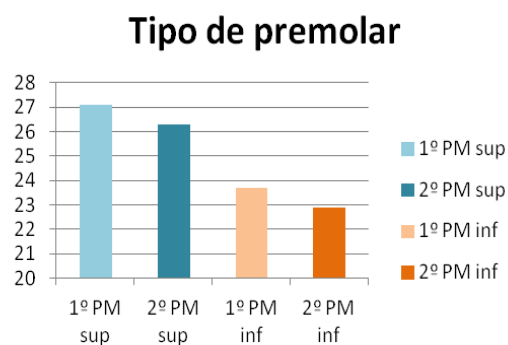


Tabela 5. Frequência e percentagem do tipo de premolar

4.1.2. ANÁLISE DA TIPOLOGIA DO CANAL

A anatomia interna foi considerada através da Classificação Weine (Tabela 6). Esta foi representada com taxas de adesão diferentes, que variaram entre 39,8% e 7,6% nas classes I e IV, respetivamente. (Tabela 7)

Type I	A single root canal extend from the pulp chamber to the apex
Type II	Separate root canals leave the pulp chamber and join short of the apex to form one canal
Type III	Two separate and distinct root canals leaving the pulp chamber and exiting the root in separate apical foramina
Type IV	One canal leaving the chamber and dividing into two separate and distinct canals with separate apical foramina

Tabela 6. Classificação Weine FS e col. (1969)²⁴²

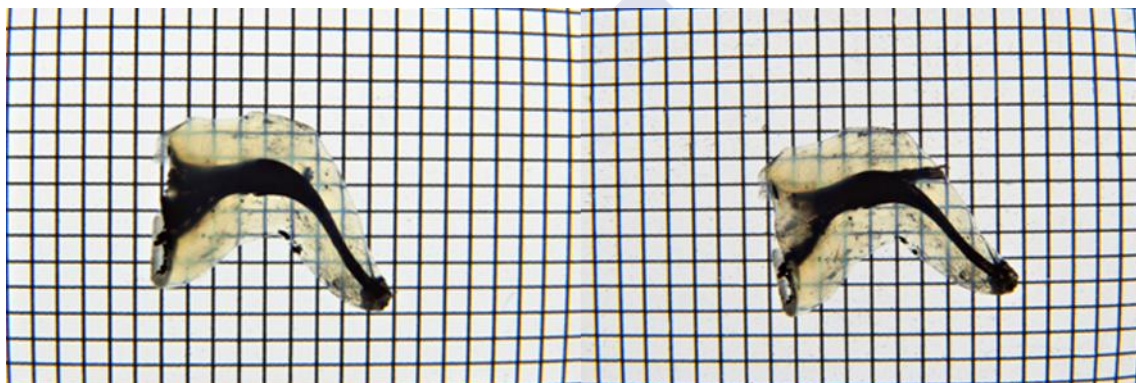


Figura 29 - Dentes Weine tipo I

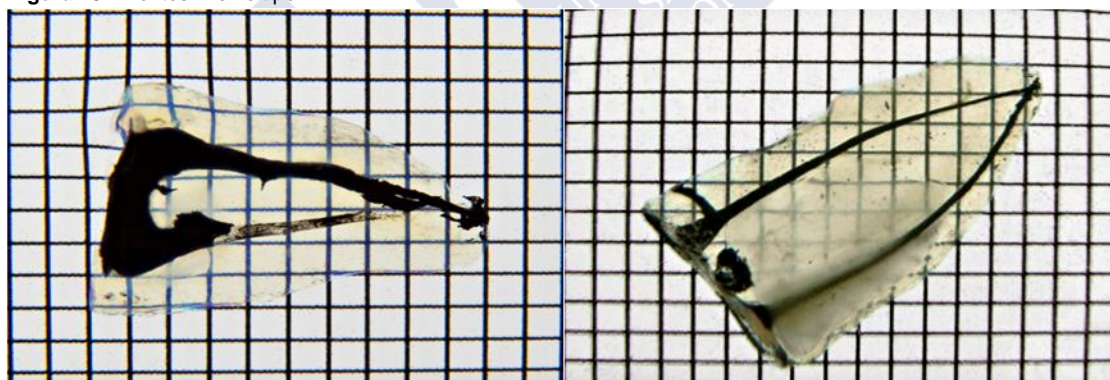


Figura 30 - Dentes Weine Tipo II

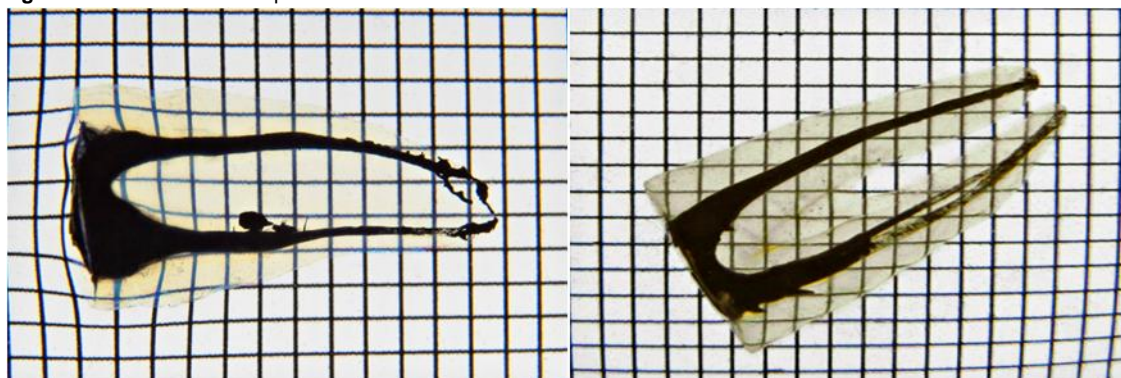


Figura 31 - Dentes Weine Tipo III

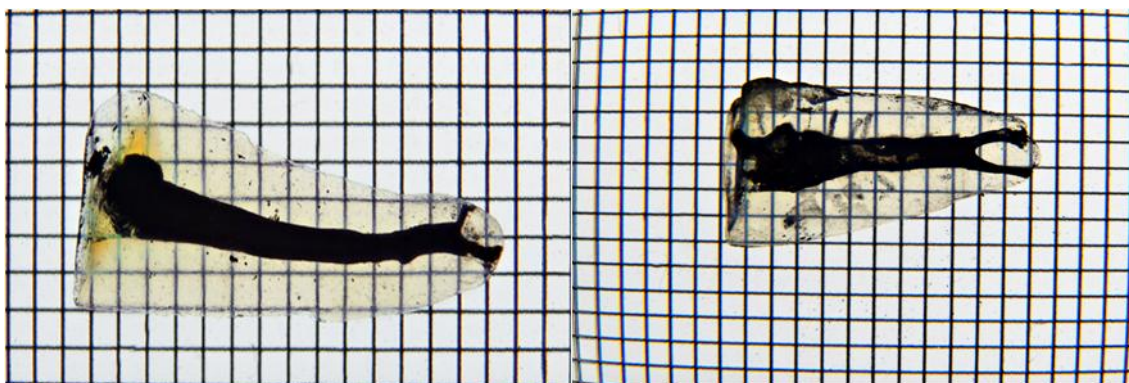


Figura 32 - Dentes Weine Tipo IV

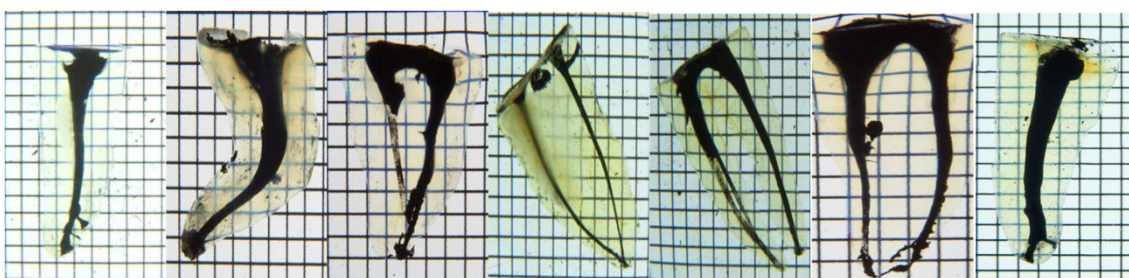


Figura 33 - Dentes Weine Tipo I, II, III y IV

Entre os 118 dentes pré-molares, 39,8% tinham um padrão de canal Tipo I (Fig. 29), 22,9% tinham um padrão de canal do Tipo II (Fig. 30), 29,7% tinham um padrão de canal do Tipo III (Fig. 31) e 7,6% tinham um tipo de padrão de canal Tipo IV (Fig. 32). (Tabela 7)

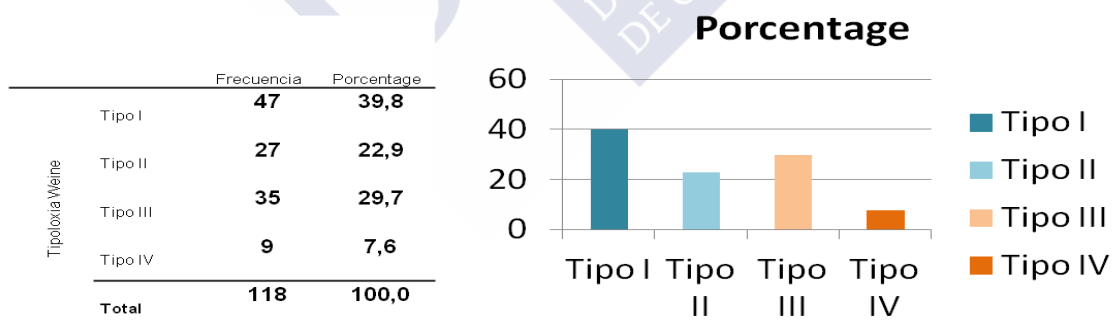


Tabela 7. Frecuência e percentagem do tipo de premolar segundo a classe Weine

A prova de (α^2 , $P < 0,001$) mostrou a existência de uma relação entre classificação Weine e os diferentes tipos de pré-molares. Portanto, os segundos pré-molares inferiores estão diretamente associados com o tipo I Weine, os primeiros pré-molares inferiores estão diretamente associados com o tipo II e os primeiros pré-molares superiores estão diretamente relacionados

com o tipo III Weine. Note-se que a associação encontrada beneficiou de um bom grau de correlação ($\Phi > 0,679$) para $p < 0,001$.

4.1.3. ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS IDADES DOS DADORES

A análise da idade dos participantes nas quatro classes Weine revela: classe I ($51,13 \pm 15,38$ anos), classe II ($52,33 \pm 18,58$ anos), classe III ($42,51 \pm 17,39$) e classe IV ($56,56 \pm 15,59$ anos).

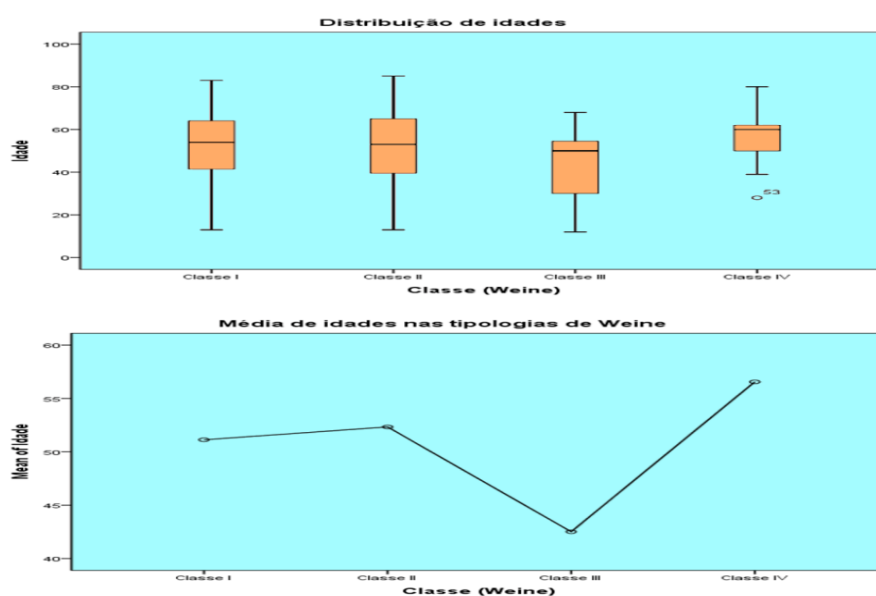


Gráfico 2. Diagramas extremos e os quartis da idade dos dadores e tipo Weine

Após a aplicação do teste de Levene ($p < 0,569$) e apesar de não ter cumprido com a suposição de normalidade para idade, classe III (Kolmogorov-Smirnov, $p < 0,001$), a análise de *Skewness* y *Kurtosis* permitiu a aplicação de ANOVA e concluiu-se que existem diferenças na idade média entre as quatro classes Weine ($p < 0,037$). Em qualquer caso, as comparações múltiplas não identificaram classes com diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$). Para confirmar estes resultados, foi aplicado o teste *Kruskal-Wallis*, que não confirmou a existência de diferenças de idade entre os quatro tipos de Weine ($p < 0,054$).

PROVA DE HOMOGENEIDADE DE VARIANÇAS

Idade			
Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,677	3	114	,568

Tabela 8 . Prova de homogeneidade de variâncias

ANOVA					
Idade	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Entre os grupos	2490,657	3	830,219	2,950	,036
Dentro dos grupos	32084,199	114	281,440		
Total	34574,856	117			

Tabela 9. Prova de Anova

Kruskal-Wallis Test

	Classe (Weine)	N	Pontuação Média
Idade	Classe I	47	62,79
	Classe II	27	65,39
	Classe III	35	46,80
	Classe IV	9	74,06

Tabela 10. Prova de Kruskal-Wallis

A distribuição por idade dos dadores com base nas quatro técnicas de instrumentação, revelaram: técnica **PF-PT** ($50,79 \pm 17,09$ anos), técnica **K-PT** ($45,57 \pm 18,37$ anos), técnica **K-GTX** ($47 \pm 17,46$ anos) e técnica **PF-GTX** ($49,43 \pm 17,51$ anos).

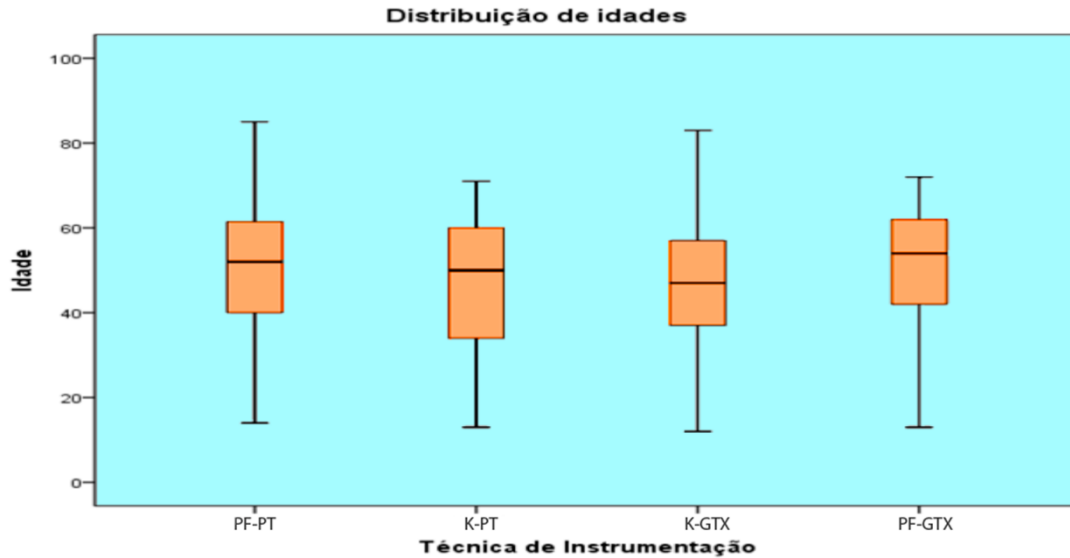


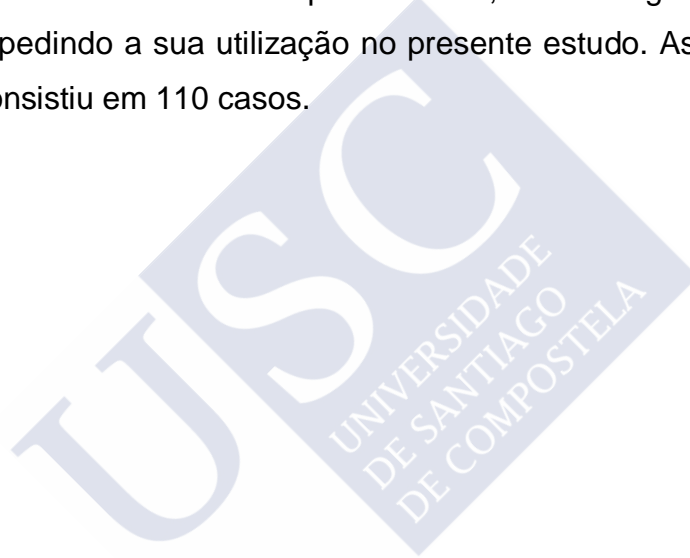
Gráfico 3. Diagrama extremos e quartis da idade dos dadores por técnica de instrumentação

Após a aplicação do teste de Levene ($p < 0,893$), e não rejeitando a hipótese de normalidade para a idade nas quatro técnicas endodônticas utilizadas (Shapiro-Wilk, $p < 0,056$), permitiu que a aplicação de teste ANOVA não ter verificado diferenças na idade média dos dadores entre as quatro classes de técnicas endodônticas ($p < 0,668$).

4.2. ESTUDO 2

ANÁLISE DA ALTERAÇÃO DA ANATOMIA INTERNA DO SISTEMA DE CANAIS RADICULARES COM DIFERENTES TÉCNICAS DE INSTRUMENTAÇÃO

De acordo com a amostra inicial neste estudo, deveriam existir 118 casos sob observação. Devido ao protocolo estabelecido para a aplicação da técnica de laboratório significa que os dentes transparentizados imersos em salicilato de metilo tiveram de ser expostos ao ar, tendo surgido áreas opacas em 8 casos, impedindo a sua utilização no presente estudo. Assim, a amostra deste estudo consistiu em 110 casos.



4.2.1. ANÁLISE DA FIABILIDADE DO MÉTODO DE MEDIÇÃO

As áreas identificadas no presente estudo (variáveis medidas) estão sujeitas a erros aleatórios ou por falta de experiência do observador hipotético, ou por falta de precisão do método aplicado. Como prova da falta de fiabilidade, foi aplicado o teste α^2 após a confirmação da normalidade (Kolmogro-Smirnov, $p > 0,073$) da variável de área alterada (área de dentina removida) a partir de dois momentos diferentes, não se tendo verificado estatisticamente significativa ($p > 0,447$), isto é, admitir a existência de precisão do método utilizado para determinar as áreas sob estudo.

Amostras pareadas Estatísticas

	Média	N	Std desviación	Std. media de error
Par 1				
Área alterada 1	1,92341	27	2,256065	,434180
Área alterada 2	1,92093	27	2,254290	,433838

Tabela 11 – Amostras pareadas estatísticas da área alterada

As áreas preservadas (áreas não tocadas) e áreas alteradas foram relativizadas em função da área inicial precoce para chegar a ser comparável entre os diferentes dentes em análise. Portanto, os rácios foram gerados: preservação e alteração. A diferença, respectivamente, destas duas relações geraram um terceiro, o rácio de acréscimo de alteração, já que este reflete a ação do instrumento sobre as paredes do canal radicular representado pela diferença entre a área de dentina removida e área de parede não tocada, ou seja capta a essência de um TENC.

4.2.2. ANÁLISE POR IDADE

A idade dos dados de pré-molares foram divididas em cinco estratos: inferior a 20, 21-36, 37-53, 54-69 e mais de 70 anos para avaliar a existência de qualquer relação entre a idade e os rácios das três medições.

Ao analisar os diferentes grupos etários, é evidente que o grupo de 54-69 anos tem a menor proporção de preservação, enquanto que o grupo com menos de 20 anos tem a maior proporção de preservação. (Tabela 12 e Gráfico 4)

RÁCIO DE PRESERVAÇÃO	Estrato etário	N	Pontuação média
		<= 20	12
	21 - 36	14	57,36
	37 - 53	34	55,97
	54 - 69	38	47,58
	70+	12	62,92
	Total	110	

Tabela 12. Percentagem de rácio de preservação por estrato de idade

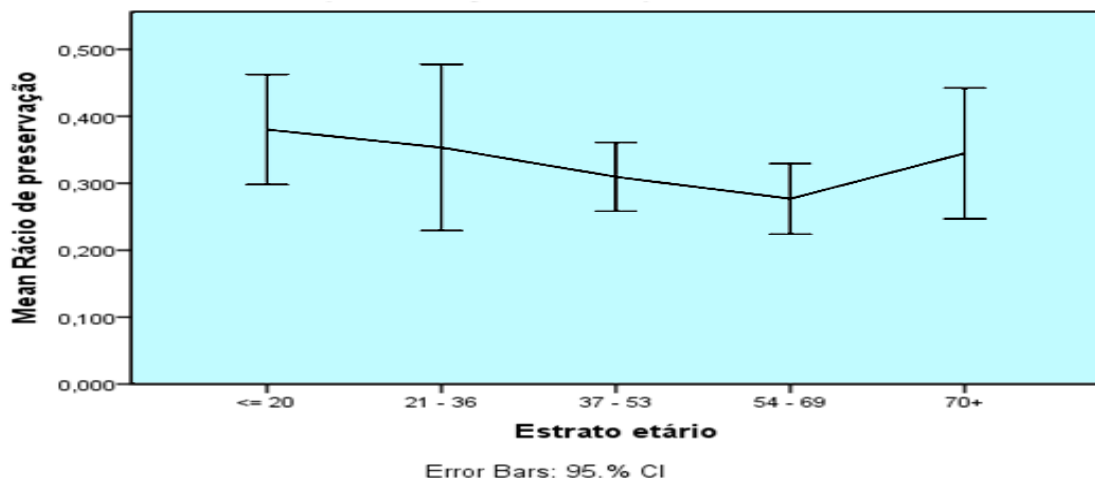


Gráfico 4. Rácio de preservação médio por estrato de idade

No **rácio de alteração**, o grupo com menos de 20 anos tem a menor proporção da alteração, enquanto que o grupo 54-69 anos tem a maior taxa de alteração. (Tabela 13 e Gráfico 5)

	Estrato etário	N	Pontuação média
RÁCIO DE ALTERAÇÃO	<= 20	12	39,17
	21 - 36	14	64,64
	37 - 53	34	51,06
	54 - 69	38	64,16
	70+	12	46,33
	Total	110	

Tabela 13. Percentagem de rácio de alteração por estrato de idade

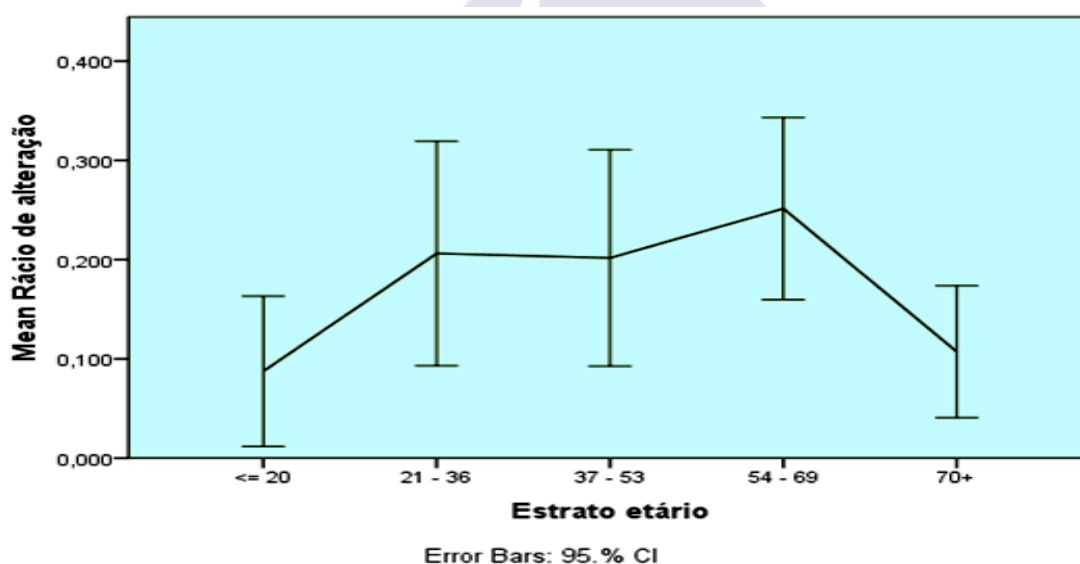


Gráfico 5. Rácio de alteração médio por estrato de idade

Ao analisar o **rácio de acréscimo de alteração**, o grupo com menos de 20 anos tem a menor proporção, enquanto o grupo anos 54-69 tem o maior aumento de rácio de acréscimo de alteração. (Tabela 14 e Gráfico 6)

	Estrato etário	Pontuação	
		N	media
RÁCIO DE ACRÉSCIMO DE ALTERAÇÃO	<= 20	12	39,83
	21 - 36	14	59,36
	37 - 53	34	54,06
	54 - 69	38	63,29
	70+	12	46,08
	Total	110	

Tabela 14. Percentagem de rácio de acréscimo de alteração por estrato de idade

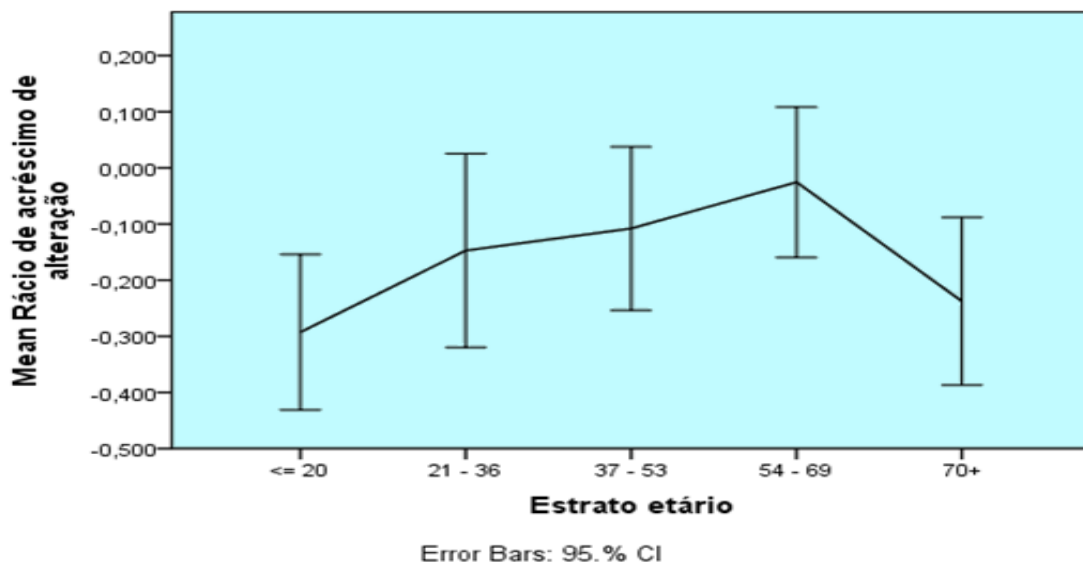


Gráfico 6. Rácio de acréscimo de alteração médio por estrato de idade

Como em todas as medidas diferenciam-se estatisticamente significativas, na avaliação da normalidade em diferentes faixas etárias (Shapiro-Wilk, $p > 0,05$), os métodos não-paramétricos foram aplicados para este fim. Com o teste *Kruskal-Wallis*, concluímos que era impossível demonstrar as diferenças entre os três índices em cinco grupos etários ($p < 0,069$), embora não se obtenha na amostra, uma proporção decrescente da

preservação ($28,15\% \pm 15,89\%$) no estrato (54-69 anos), em comparação com os outros. Em contraste, no mesmo estrato, identificou-se uma maior proporção de alteração ($24,74\% \pm 28,46\%$) e maior proporção de acréscimo alteração ($-3,02\% \pm 41,42\%$) em comparação com outras idades.

4.2.4. ANÁLISE POR RÁCIOS

A amostra em que os efeitos foram medidos (rácios), compõe-se de 110 dentes: **rácio de preservação** ($32,47\% \pm 16,25\%$), o **rácio de alteração** ($20,03\% \pm 25,84\%$), e o **rácio de acréscimo de alteração** ($-12,45\% \pm 37,22\%$). Existem alguns valores atípicos em excesso, as medidas de rácio de alteração e rácio de acréscimo de alteração que representam as medidas reais na análise contínua.

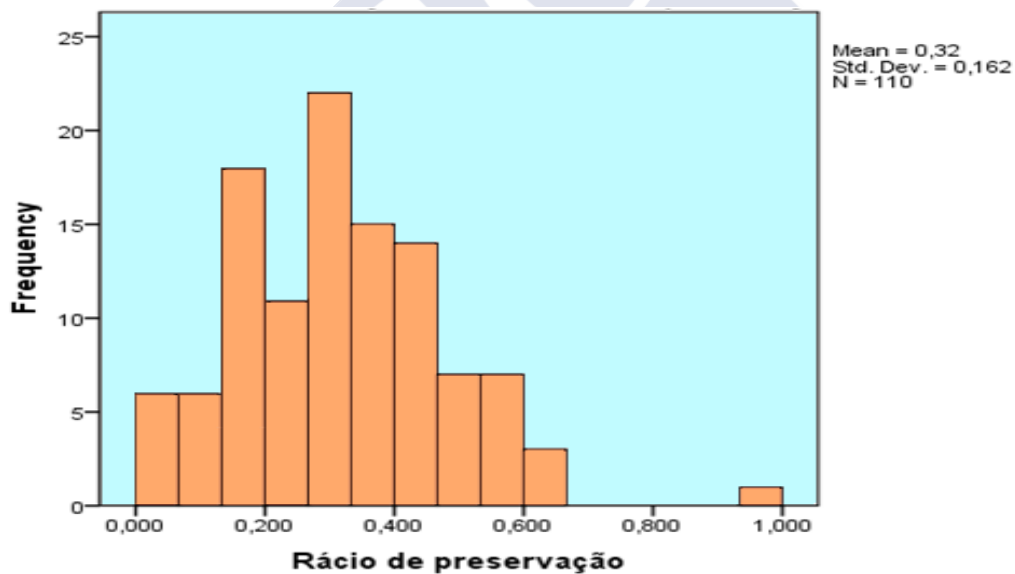
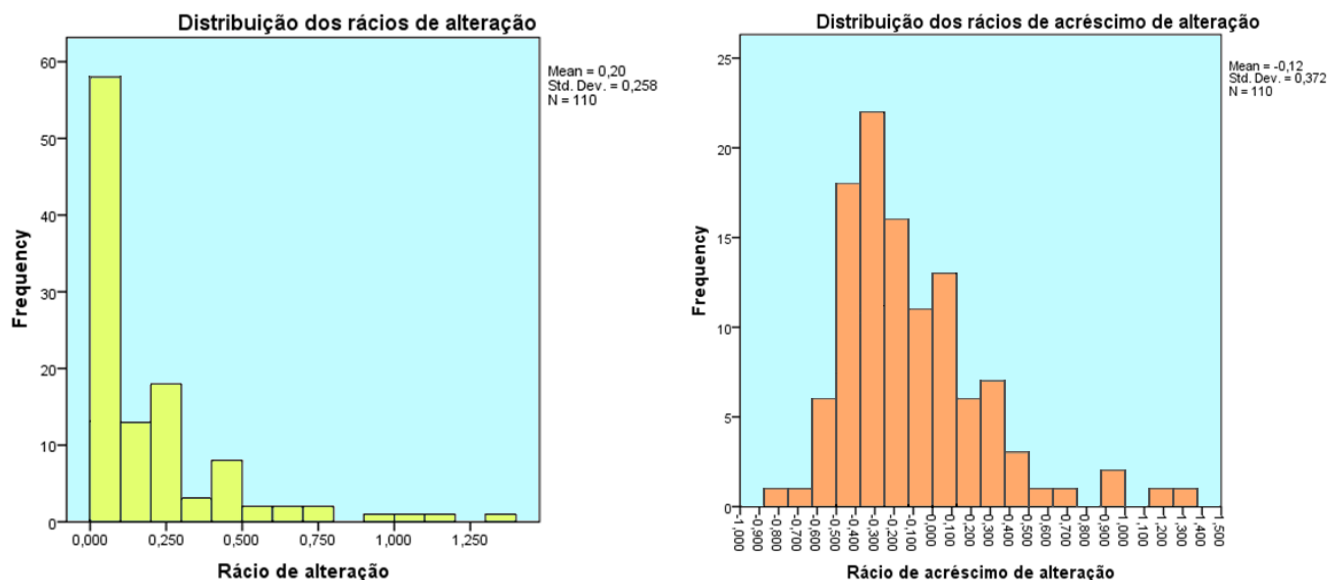


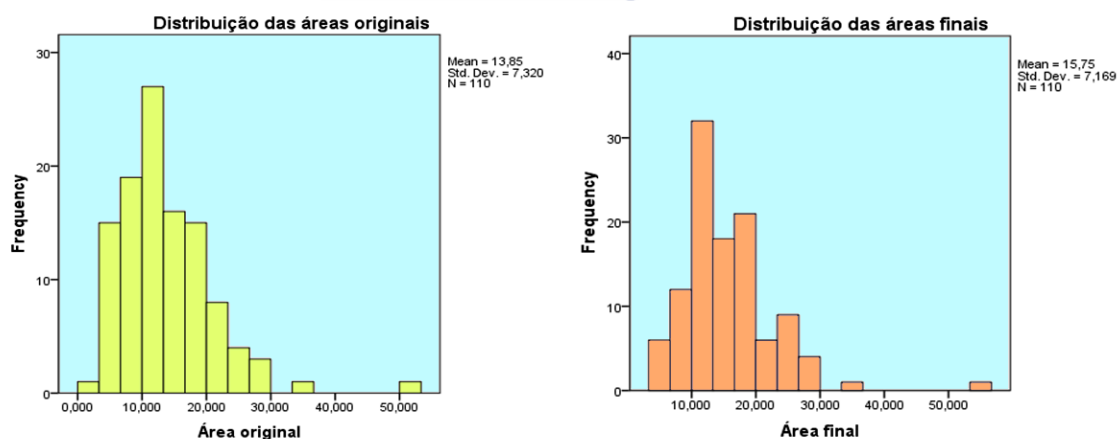
Gráfico 7. Distribuição dos rácios de preservação



Gráficos 8 e 9 – Distribuição dos raios de alteração e dos raios de acréscimo de alteração

4.2.4. ANÁLISE DAS ÁREAS

A fim de se determinar o efeito dos procedimentos endodônticos nos quatro tipos de Weine foram medidas também as áreas, inicial e final. Na nossa amostra, a área inicial foi $(13,85 \pm 7,32 \text{ mm}^2)$ e a área final foi $(15,75 \pm 7,17 \text{ mm}^2)$. (Gráficos 10 e 11)



Gráficos 10 e 11. Distribuição das áreas iniciais e finais

4.2.5. ANÁLISE DAS TÉCNICAS INSTRUMENTAIS

Os dentes tratados com a técnica endodôntica **PF-PT**, registaram um rácio de preservação de $29,02 \pm 1,28\%$, um rácio de alteração de $22,21 \pm 2,43\%$ e um rácio de acréscimo de alteração de $-7,16 \pm 34,23\%$.

Com a técnica do **K-PT** registou-se em relação ao rácio de preservação $36,21 \pm 2,10\%$, ao rácio de alteração $20,01 \pm 3,09\%$ e ao rácio de acréscimo de alteração $16,18 \pm 44,07\%$.

No caso dos pré-molares tratados com a técnica de **K-GTX**, o rácio de preservação foi de $27,38 \pm 1,39\%$, o rácio de alteração foi de $15,14 \pm 1,52\%$ e o rácio de acréscimo de alteração foi $12,57 \pm 26,04\%$.

Finalmente, com a técnica endodôntica **PF-GTX** obteve-se um rácio de preservação de $36,63 \pm 3,74\%$, um rácio de alteração de $18,13 \pm 3,19\%$ e um rácio de acréscimo de alteração de $-18,43 \pm 47,52\%$. (Gráfico 12)

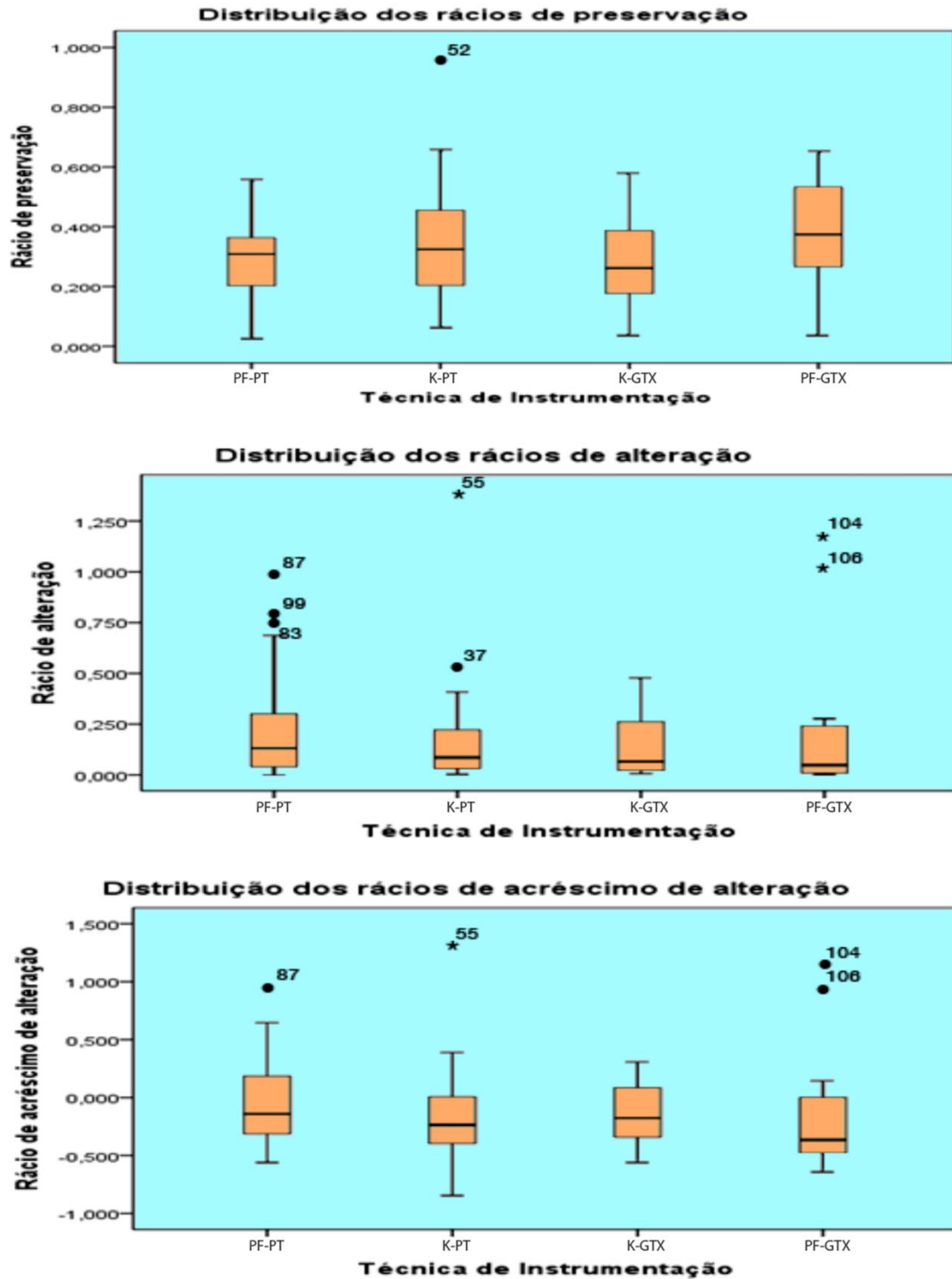


Gráfico 12 . Distribuição do rácio de preservação, rácio de alteração e o rácio de acréscimo de alteração por técnica instrumental

Embora existam diferenças nas quatro médias da amostra, as quatro técnicas endodônticas por si só não são estatisticamente diferentes ($p > 0,3$) no que diz respeito aos rácios de preservação, de alteração e de acréscimo de alteração.

4.2.6. ANÁLISE CLASSE WEINE

Os dentes de **Weine Classe I** obtiveram um rácio de preservação $33,41\% \pm 15,59\%$, rácio de alteração $11,08\% \pm 13,26\%$ e rácio de acréscimo de alteração $22,32\% \pm 26,13\%$.

Pré-molares **Weine Classe II** registaram, no caso do rácio de preservação $39,14\% \pm 18,1\%$, rácio de alteração $14,1\% \pm 28,84\%$ e o rácio de acréscimo de alteração $25,03\% \pm 40,58\%$.

Os dentes **Weine Classe III** um rácio de preservação $23,59\% \pm 14,0\%$, rácio de alteração $37,86\% \pm 30,55\%$ e rácio acréscimo de alteração $14,27\% \pm 39,54\%$.

No caso de pré-molares **Weine Classe IV**, houve um rácio de preservação $31,61\% \pm 7,76\%$, rácio de alteração $9,89\% \pm 7,99\%$ e rácio de acréscimo de alteração $21,72\% \pm 13,82\%$.

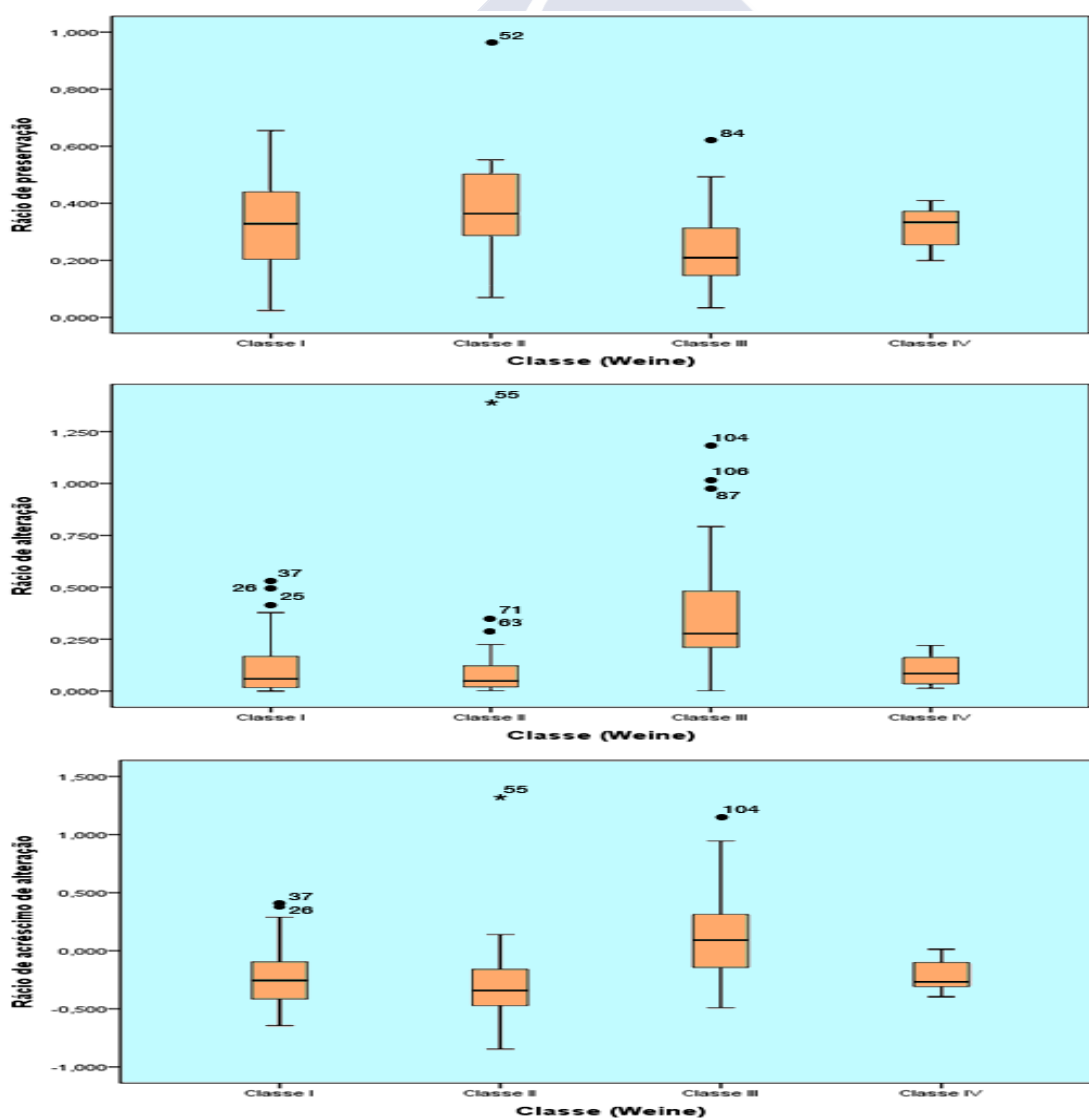


Gráfico 13. Distribuição dos rácios de preservação, de alteração e rácios de acréscimo alterado por Classe Weine

Por conseguinte, a aplicação do teste de *Kruskal-Wallis*, demonstra que as quatro classes Weine diferem estatisticamente nos três rácios testados ($p < 0,006$).

Classes I e II não mostraram diferenças estatisticamente significativas nos três rácios apresentados (U, de Mann-Whitney $p=1$).

Classes I e III apresentam diferenças estatisticamente significativas nos três rácios ($p < 0,024$).

Não houve diferenças estatisticamente significativas entre as classes I e IV ($p= 1$).

Classes II e III apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos três índices ($p < 0,006$).

Entre as classes II e IV não existiram diferenças estatisticamente significativas ($p=1$).

Tendo em conta, a classe III e IV com o factor de correcção correspondente, não existiu nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p > 0,06$) em comparação com o rácio de preservação e o rácio de alteração, no entanto, pode aceitar-se a existência de diferenças estatisticamente significativas com o rácio de acréscimo de alteração de ($p < 0,03$).

4.2.7. ERROS IATROGÉNICOS DA INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS RADICULARES

Não houve fratura de instrumentos e *zips* em todos os grupos de dentes. Pela quantidade de erros iatrogénicos observados, não existem diferenças significativas entre os quatro grupos, quanto à presença de: **degraus** (1 no grupo K +GTX e 0 nos outros 3 grupos) e **perfurações** (1 no grupo PF+PT, 1 no grupo PF+GTX e 0 nos outros 2 grupos).

Num dente pré-molar Weine tipo II não se conseguiu realizar a instrumentação de um dos canais (grupo K+PT).

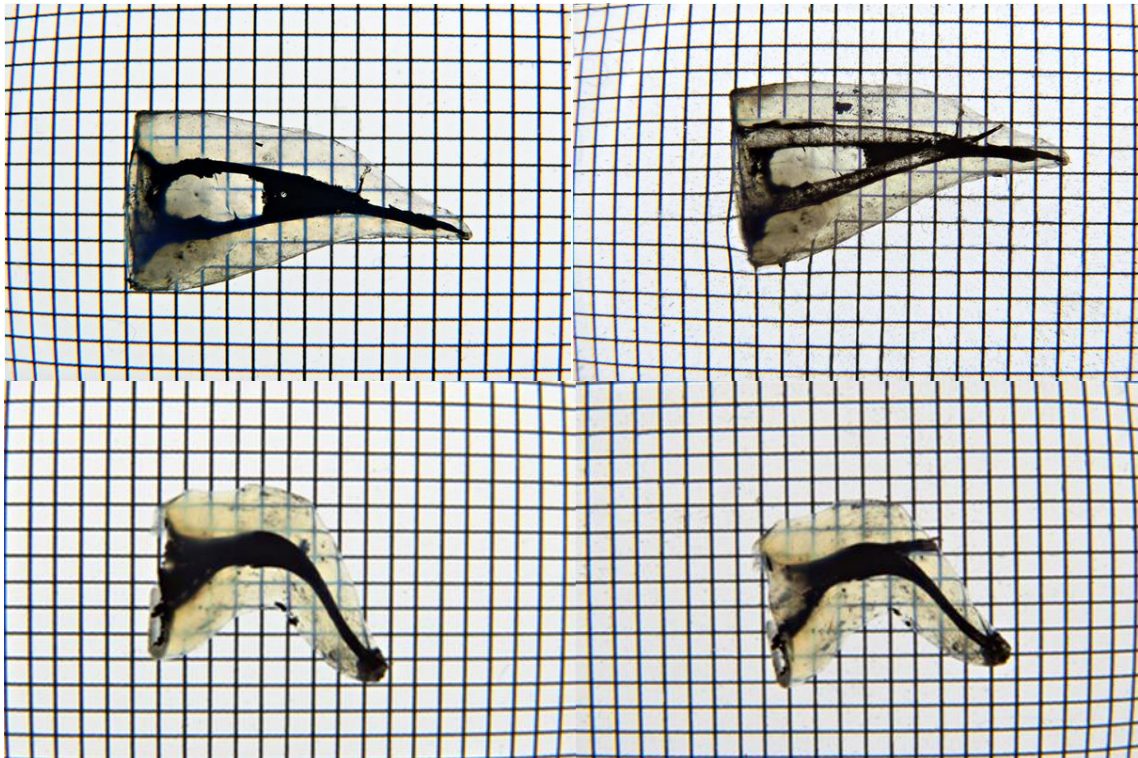


Figura 34. Dentes com perfuração e falso trajeto

4.2.8. ANÁLISE DAS TÉCNICAS ENDODÔNTICAS EM FUNÇÃO DAS CLASSES WEINE

A fim de avaliar o efeito combinado entre as técnicas endodônticas e as classes Weine, criou-se uma nova variável de conjuntos caracterizados pelos atributos de cada um, criando-se, uma variável com 16 atributos (técnicas experimentais). Em qualquer caso, não houve pré-molares nas categorias: Weine IV com K - GTX e Weine IV com PF - GTX. (Tabelas 15 e 16)

Resultados

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
	Weine tipo I c/ PF - PT	19	16,1	17,3	17,3
	Weine tipo II c/ PF - PT	8	6,8	7,3	24,5
	Weine tipo III c/ PF - PT	14	11,9	12,7	37,3
	Weine tipo IV c/ PF - PT	6	5,1	5,5	42,7
	Weine tipo I c/ K - PT	9	7,6	8,2	50,9
	Weine tipo II c/ K - PT	6	5,1	5,5	56,4
	Weine tipo III c/ K - PT	4	3,4	3,6	60,0
Valid	Weine tipo IV c/ K - PT	2	1,7	1,8	61,8
	Weine tipo I c/ K - GTX	10	8,5	9,1	70,9
	Weine tipo II c/ K - GTX	3	2,5	2,7	73,6
	Weine tipo III c/ K - GTX	8	6,8	7,3	80,9
	Weine tipo I c/ PF-GTX	8	6,8	7,3	88,2
	Weine tipo II c/ PF-GTX	6	5,1	5,5	93,6
	Weine tipo III c/ PF-GTX	7	5,9	6,4	100,0
	Total	110	93,2	100,0	
Missing	System	8	6,8		
	Total	118	100,0		

Tabela 15. Percentagem e frequência de técnicas experimentais por Classe Weine e técnica instrumental

		Técnicas endodônticas			
		PF-PT	K-PT	K-GTX	PF-GTX
Weine	I	1	5	9	13
	II	2	6	10	14
	III	3	7	11	15
	IV	4	8	12	16

Não existem

Tabela 16. Constituição dos grupos experimentais segundo a tipologia e técnica endodôntica

Utilizou-se teste de *Kruskal-Wallis* e subsequente *Mann-Whitney U*, à discricção das extremidades opostas (minimizar o erro de comparações sucessivas), a fim de avaliar o comportamento de "Técnicas experimentais", em relação com os rácios de preservação, de alteração e de acréscimo alterado.

4.2.9. RÁCIO DE PRESERVAÇÃO

Portanto, no que diz respeito ao rácio de preservação, identificaram-se grupos estatisticamente significativos (teste de *Kruskal-Wallis*, $p < 0,006$), com uma diferença estatisticamente significativa entre sete comparações:

	Weine 3 c/ PF - GTX	Weine 3 c/ K - GTX	Weine 3 c/ PF - PT	Weine 1 c/ K - PT	Weine 1 c/ K - GTX	Weine 4 c/ PF - PT	Weine 2 c/ PF - PT	Weine 1 c/ PF - PT	Weine 2 c/ K - PT	Weine 2 c/ K - GTX	Weine 4 c/ K - PT	Weine 3 c/ K - PT	Weine 1 c/ PF - GTX	Weine 2 c/ PF - GTX
Weine 3 c/ PF - GTX														
Weine 3 c/ K - GTX														
Weine 3 c/ PF - PT														
Weine 1 c/ K - PT														
Weine 1 c/ K - GTX														
Weine 4 c/ PF - PT														
Weine 2 c/ PF - PT														
Weine 1 c/ PF - PT														
Weine 2 c/ K - PT														
Weine 2 c/ K - GTX														
Weine 4 c/ K - PT														
Weine 3 c/ K - PT														
Weine 1 c/ PF - GTX														
Weine 2 c/ PF - GTX														

Tabela 17 – diferenças estatisticamente significativas de rácio de preservação por técnica instrumental

Weine 2 c/ PF-GTX e Weine 3 c/ GPR-CC ($p < 0,014$) ;
Weine 1 c/ PF – GTX e Weine 3 c/ GPR-CC ($p < 0,007$) ;
Weine 3 c/ K – PT e Weine 3 c/ GPR-CC ($p < 0,049$);
Weine 3 c/ K – GTX e Weine 2 c/ GPR – CC ($p < 0,028$);
Weine 3 c/ K – GTX e Weine 1 c/ GPR – CC ($p < 0,014$);
Weine 3 c/ PF – PT e Weine 2 c/ GPR – CC ($p < 0,014$);
Weine 3 c/ PF – PT e Weine 1 c/ GPR – CC ($p < 0,014$);

A técnica instrumental (PF-GTX) é mais eficaz nos dentes pré-molares Weine Tipo 3 porque tem estatisticamente significativas menos áreas não tocadas que em dentes pré-molares Weine Tipo 1 $p < 0,007$ e dentes pré-molares Weine tipo 2 $p < 0,014$.

Em dentes pré-molares Weine Tipo 3 a técnica instrumental (PF-GTX) é mais eficaz do que a técnica instrumental (K-PT) ($p < 0,049$), já que tem um aumento estatisticamente significativo de preservação média mais baixo.

4.2.10. RÁCIO DE ALTERAÇÃO

Aplicada, ao rácio de alteração, a metodologia de análise anterior mostrou diferenças estatisticamente significativas entre as técnicas experimentais (Kruskal-Wallis, $p < 0,006$). Por conseguinte, houve com uma diferença estatisticamente significativa em seis comparações entre os pares de técnicas endodônticas:

Resultados

	Weine 2 c/ PF - GTX	Weine 1 c/ PF - GTX	Weine 1 c/ K - GTX	Weine 4 c/ K - PT	Weine 2 c/ K - PT	Weine 2 c/ K - GTX	Weine 1 c/ K - PT	Weine 4 c/ PF - PT	Weine 2 c/ PF - PT	Weine 1 c/ PF - PT	Weine 3 c/ K - GTX	Weine 3 c/ K- PT	Weine 3 c/ PF - PT	Weine 3 c/ PF - GTX
Weine 2 c/ PF - GTX														
Weine 1 c/ PF - GTX														
Weine 1 c/ K - GTX														
Weine 4 c/ K - PT														
Weine 2 c/ K - PT														
Weine 2 c/ K - GTX														
Weine 1 c/ K - PT														
Weine 4 c/ PF - PT														
Weine 2 c/ PF - PT														
Weine 1 c/ PF - PT														
Weine 3 c/ K - GTX														
Weine 3 c/ K - CM														
Weine 3 c/ PF - PT														
Weine 3 c/ PF - GTX														

Tabela 18. Diferenças estatisticamente significativas de rácio de alteração por técnica instrumental

Weine 2 c/ PF –GTX e Weine 3 c/ PF - GTX ($p < 0,012$) ;

Weine 3 c/ K– PT e Weine 2 c/ PF - GTX ($p < 0,06$);

Weine 1 c/ PF – GTX e Weine 3 c/ PF - GTX ($p < 0,006$);

Weine 3 c/ K – PT e Weine 1 c/ GPR – GTX ($p < 0,036$);

Weine 1 c/ K – GTX e Weine 3 c/ PF- GTX ($p < 0,024$);

Weine 3 c/ PF – PT e Weine 1 c/ K - GTX ($p < 0,06$);

Considerando-se que quanto maior a área de alteração, ou seja, maior a área de dentina removida melhor a eficácia da técnica instrumental. A técnica instrumental (PF-GTX) é melhor em pré-molares Weine tipo 3 porque tem uma área estatisticamente significativa maior de dentina removida do que em pré-molares Weine tipo 1 ($p < 0,006$) e dentes pré-molares Weine tipo 2 ($p < 0,012$).

4.2.11. RÁCIO DE ACRÉSCIMO DE ALTERAÇÃO

Aplicada ao rácio de acréscimo de alteração a metodologia anterior, mostrou haver diferenças estatisticamente significativas entre as técnicas experimentais (*Kruskal-Wallis*, $p < 0,006$). Consequentemente, houve seis comparações:

	Weine 2 c/ PF- GTX	Weine 1 c/ PF - GTX	Weine 2 c/ K - PT	Weine 2 c/ K - GTX	Weine 4 c/ K - PT	Weine 1 c/ K - GTX	Weine 1 c/ PF - PT	Weine 4 c/ PF - PT	Weine 3 c/ K - PT	Weine 2 c/ PF - PT	Weine 1 c/ K - PT	Weine 3 c/ K - GTX	Weine 3 c/ PF - PT	Weine 3 c/ PF - GTX
Weine 2 c/ PF - GTX														
Weine 1 c/ PF - GTX														
Weine 2 c/ K - PT														
Weine 2 c/ K - GTX														
Weine 4 c/ K - PT														
Weine 1 c/ K - GTX														
Weine 1 c/ PF - PT														
Weine 4 c/ PF - PT														
Weine 3 c/ K - PT														
Weine 2 c/ PF - PT														
Weine 1 c/ K - PT														
Weine 3 c/ K - GTX														
Weine 3 c/ PF - PT														
Weine 3 c/ PT - GTX														

Tabela 19. Diferenças estatisticamente significativas de rácio de acréscimo de alteração por técnica instrumental

Weine 2 c/ PF – GTX e Weine 3 c/ PF - GTX ($p < 0,012$) ;

Weine 3 c/ PF –PT e Weine 2 c/ PF - GTX ($p < 0,012$);

Weine 3 c/ K – GTX e Weine 2 c/ PF – GTX ($p < 0,012$);

Weine 1 c/ PF – GTX e Weine 3 c/ PF - GTX ($p < 0,006$);

Weine 3 c/ PF – PT e Weine 1 c/ PF - GTX ($p < 0,006$);

Weine 3 c/ K – GTX e Weine 1 c/ PF – GTX ($p < 0,018$);

Tendo em conta que, quanto maior for a área de dentina removida em relação à área não tocada no canal após o preparo biomecânico, e por conseguinte maior a área final, melhor a eficácia da técnica instrumental. A técnica instrumental (PF-GTX) é melhor em pré-molares Weine Tipo 3, uma vez que tem uma maior área de superfície final estatisticamente significativo após instrumentação canal em relação à área inicial, que em dentes pré-molares do Tipo 1 Weine ($p < 0,006$) e dentes pré-molares Weine Tipo 2 ($p < 0,012$).

4.2.12. ÁREA INICIAL VS FINAL

O alargamento dos canais radiculares é o resultado do tratamento endodôntico não cirúrgico, e é analisado pela diferença entre a área inicial e final no teste de hipóteses unilaterais. Em primeiro lugar, procurou-se avaliar as diferenças em cada classe Weine e posteriormente realizou-se a mesma análise entre as quatro técnicas endodônticas e, finalmente, avaliou-se o efeito combinado das duas variáveis anteriores na diferença entre as áreas inicial e final. Para se fazer isso, foram aplicados ao tamanho da amostra, os testes sucessivos de Wilcoxon¹.

Tendo em conta os 110 pré-molares estudados, os resultados mostram que há uma maior área final do que inicial ($p < 0,001/2 = p < 0,0005$). Todos os dentes, independentemente da classe Weine a que pertencem, têm, neste capítulo, um aumento da área final estatisticamente significativa: Weine tipo I, II e III ($p < 0,0005 \times 4 = p < 0,002$) e Weine tipo IV ($p < 0,026$).

Das quatro técnicas para o tratamento do canal, todas apresentaram um aumento, estatisticamente significativo da área final ($p < 0,001 / 2 = p < 0,0005$).

¹ Considerando a metade do p bi-lateral e multiplicado pelo número de atributos em cada variável: Weine, Técnicas endodônticas e Técnicas experimentais.

O efeito combinado das técnicas e do tipo de canal em termos de aumento da área alterada do canal é medido, como nas análises anteriores, as 16 técnicas experimentais. A seguir, descrevem-se as seguintes significâncias (divididos por dois e multiplicado por 16):

- Técnica experimental (1) – ($p < 0,008$)*
- Técnica experimental (2) – ($p < 0,96$)
- Técnica experimental (3) – ($p < 0,016$)*
- Técnica experimental (4) – ($p < 0,232$)
- Técnica experimental (5) – ($p < 0,072$)
- Técnica experimental (6) – ($p < 0,232$)
- Técnica experimental (7) – ($p < 0,552$)
- Técnica experimental (8) – ($p < 1$)
- Técnica experimental (9) – ($p < 0,048$)*
- Técnica experimental (10) – ($p < 0,88$)
- Técnica experimental (11) – ($p < 0,104$)
- Técnica experimental (12) – Sem amostra
- Técnica experimental (13) – ($p < 0,104$)
- Técnica experimental (14) – ($p < 0,232$)
- Técnica experimental (15) – ($p < 0,152$)
- Técnica experimental (16) – Sem amostra

		Técnicas endodônticas				
		PF-PT	K-PT	K-GTX	PF-GTX	
Weine	I	1	5	9	13	Est sig Não existem
	II	2	6	10	14	
	III	3	7	11	15	
	IV	4	8	12	16	

Tabela 20. Diferenças estatisticamente significativas entre área final-inicial

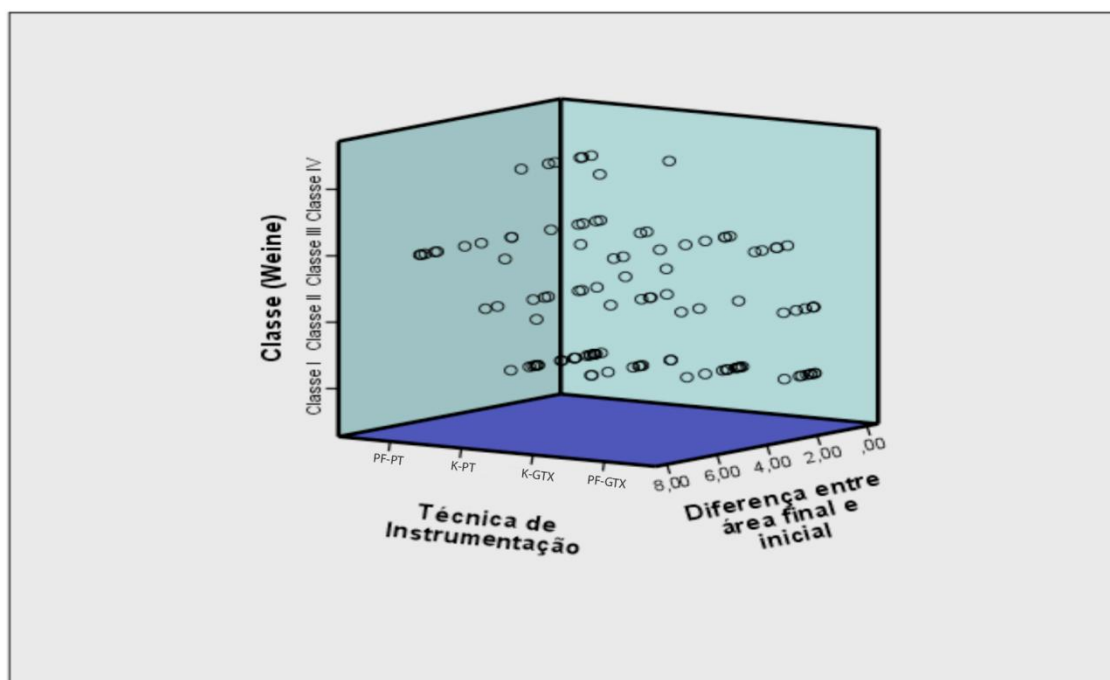


Gráfico 14. Representatividade da amostra em três dimensões

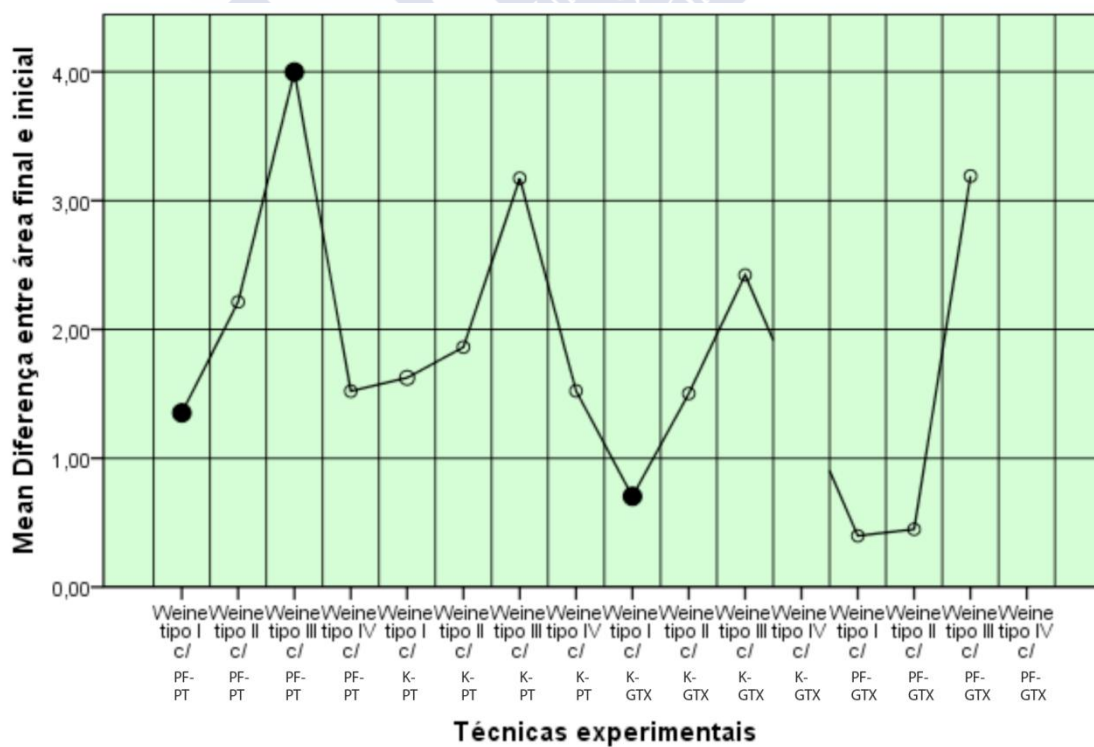


Gráfico 15. Representação da diferença média entre a área inicial e final

Resultados

Caso	Genero	Edad	Nº Diente	Class Weine	Área original	Área alterada	Área no tocada	Área total final	Técnica Instrumentación
1	M	72	24	Tipo 2	12,125	2,719	3,679	14,844	PF+ PT
2	M	53	14	Tipo 3	9,067	7,183	1,325	17,575	PF+ PT
3	M	69	25	Tipo 1	22,55	2,873	10,571	25,423	PF+ PT
4	M	52	24	Tipo 3	6,652	6,555	0,271	13,478	PF+ PT
5	M	54	25	Tipo 1	8,527	0,205	3,747	8,732	PF+ PT
6	M	68	14	Tipo 3	10,317	7,042	0,605	17,359	PF+ PT
7	M	39	45	Tipo 4	16,002	0,394	5,477	16,396	PF+ PT
8	M	51	14	Tipo 3	9,522	0,911	2,98	10,433	PF+ PT
9	F	54	44	Tipo 1	6,536	2,711	1,202	9,247	PF+ PT
10	M	61	34	Tipo 1	5,201	2,615	0,474	7,816	PF+ PT
11	F	41	15	Tipo 1	11,914	0,267	5,43	12,181	PF+ PT
12	F	59	15	Tipo 2	21,79	4,143	6,266	25,933	PF+ PT
13	F	43	15	Tipo 1	12,378	1,021	2,208	13,399	PF+ PT
14	F	53	15	Tipo 2					Não instr
15	F	50	14	Tipo 3	7,533	3,587	1,079	11,12	PF+ PT
16	F	62	25	Tipo 4	17,71	1,85	3,53	19,56	PF+ PT
17	F	35	15	Tipo 3	11,828	5,455	1,74	17,283	PF+ PT
18	F	85	14	Tipo 2	17,167	2,262	5,321	19,429	PF+ PT
19	F	66	45	Tipo 1	8,286	1,561	2,559	9,847	PF+ PT
20	F	80	45	Tipo 2	13,358	4,631	2,764	17,989	PF+ PT
21	F	66	44	Tipo 1	10,323	2,538	2,843	12,861	PF+ PT
22	F	42	34	Tipo 1					Não instr
23	F	35	34	Tipo 2					Não instr
24	F	50	44	Tipo 2					Não instr
25	F	80	44	Tipo 4					Não instr
26	M	70	45	Tipo 1	4,244	0,559	0,665	4,803	PF+ PT
27	M	61	34	Tipo 4	14,55	3,196	3,01	17,746	PF+ PT
28	F	67	34	Tipo 1	16,872	2,522	5,318	19,394	PF+ PT
29	M	30	25	Tipo 3	6,405	4,79	2,789	11,195	PF+ PT
30	M	60	45	Tipo 1	14,07	1,073	4,539	15,143	PF+ PT
31	F	75	44	Tipo 2	25,967	2,117	5,797	28,084	PF+ PT
32	F	50	44	Tipo 1	17,176	0,299	7,543	17,475	PF+ PT
33	M	60	34	Tipo 4	18,53	0,833	5,608	19,363	PF+ PT
34	M	29	35	Tipo 1	16,02	3,613	5,811	19,633	PF+ PT
35	M	30	45	Tipo1	9,667	1,617	3,114	11,284	PF+ PT
36	M	52	25	Tipo 1	15,093	0,434	5,636	15,527	PF+ PT
37	M	50	24	Tipo 3	16,386	0,2	5,649	16,586	PF+ PT
38	M	30	44	Tipo 1	10,104	0,434	3,57	10,538	PF+ PT
39	M	60	45	Tipo 4	22,738	2,1	8,886	24,838	PF+ PT
40	M	60	24	Tipo 3					Não instr
41	M	60	35	Tipo 1	29,911	0	16,572	29,911	PF+ PT
42	M	50	14	Tipo 3	17,573	0,725	4,917	18,298	PF+ PT
43	F	20	44	Tipo 2	22,708	0,897	7,434	23,605	PF+ PT
44	F	20	34	Tipo 2	25,593	0,171	9,313	25,764	PF+ PT
45	F	60	25	Tipo 2					Não instr

Resultados

46	F	50	25	Tipo 3	10,785	7,256	2,312	18,041	PF+ PT
47	F	65	35	Tipo 1	4,197	1,067	0,101	5,264	PF+ PT
48	F	40	45	Tipo 1	19,441	0,287	8,666	19,728	PF+ PT
49	F	40	25	Tipo 3	8,122	3,576	1,7	11,698	PF+ PT
50	F	14	24	Tipo 3	16,804	0,033	8,279	16,837	PF+ PT
51	F	14	14	Tipo 3	9,528	2,007	1,567	11,535	PF+ PT
52	F	52	15	Tipo 2	22,608	0,766	12,093	23,374	PF+ PT
53	F	28	25	Tipo 4	9,877	0,752	3,491	10,629	PF+ PT
54	F	50	15	Tipo 3	13,678	6,648	3,103	20,326	PF+ PT
55	M	50	24	Tipo 2	3,905	5,44	0,272	9,345	K+ PT
56	M	50	25	Tipo 4	13,462	2,912	4,369	16,374	K+ PT
57	M	66	25	Tipo 1	51,955	1,576	34,041	53,531	K+ PT
58	F	69	45	Tipo 4	10,056	0,133	4,118	10,189	K+ PT
59	M	30	15	Tipo 3	16,534	3,675	10,266	20,209	K+ PT
60	M	30	15	Tipo 1	16,242	0,049	5,429	16,291	K+ PT
61	M	48	24	Tipo 3	3,699	1,284	1,814	4,983	K+ PT
62	M	17	24	Tipo 3	16,417	6,702	4,818	23,119	K+ PT
63	M	54	45	Tipo 1	15,035	1,293	4,85	16,328	K+ PT
64	M	66	45	Tipo 1	14,351	0,092	6,528	14,443	K+ PT
65	M	56	45	Tipo 1	17,439	1,2	5,476	18,639	K+ PT
66	M	60	44	Tipo 1	6,092	3,228	0,858	9,32	K+ PT
67	M	13	44	Tipo 2	28,478	0,915	11,521	29,393	K+ PT
68	M	13	34	Tipo 3	24,641	1,031	8,491	25,672	K+ PT
69	F	34	34	Tipo 2	17,736	1,246	5,095	18,982	K+ PT
70	F	34	35	Tipo 2	22,18	2,475	21,237	24,655	K+ PT
71	F	44	44	Tipo 1	13,535	1,348	0,876	14,883	K+ PT
72	F	52	44	Tipo 2	12,894	0,228	2,56	13,122	K+ PT
73	F	34	45	Tipo 1	12,962	2,581	2,487	15,543	K+ PT
74	F	71	14	Tipo 2	22,243	0,872	11,601	23,115	K+ PT
75	F	62	14	Tipo 3	7,609	3,365	1,43	10,974	K+GTX
76	F	57	24	Tipo 3	6,442	7,598	0,231	14,04	PF+GTX
77	F	57	25	Tipo 3	7,086	1,55	0,238	8,636	K+GTX
78	F	18	25	Tipo 3	9,7	1,544	2,682	11,244	PF+GTX
79	F	31	25	Tipo 3	18,491	4,832	4,835	23,323	K+GTX
80	F	71	15	Tipo 1	4,896	0,013	2,762	4,909	PF+GTX
81	F	45	15	Tipo 1	13,146	0,263	5,091	13,409	K+GTX
82	F	51	25	Tipo 1	12,815	0,543	5,811	13,358	PF+GTX
83	M	55	25	Tipo 3	10,679	2,342	1,811	13,021	K+GTX
84	M	42	25	Tipo 2	9,411	0,069	4,459	9,48	PF+GTX
85	F	71	25	Tipo 2	12,742	0,214	5,735	12,956	K+GTX
86	F	37	15	Tipo 2	10,815	0,076	3,402	10,891	PF+GTX
87	M	13	24	Tipo 3	11,567	0,761	4,127	12,328	K+GTX
88	M	13	14	Tipo 1	12,414	0,634	6,669	13,048	PF+GTX
89	M	12	24	Tipo 3	25,2	0,56	8,706	25,76	K+GTX
90	F	54	24	Tipo 3	4,183	1,119	1,113	5,302	PF+GTX
91	F	37	14	Tipo 1	10,586	0,645	4,396	11,231	K+GTX
92	F	50	14	Tipo 3	9,991	2,425	0,93	12,416	PF+GTX

Resultados

93	F	60	25	Tipo 1	6,033	2,28	0,538	8,313	K+GTX
94	F	62	44	Tipo 3	5,891	5,96	0,544	11,851	PF+GTX
95	M	59	34	Tipo 2	27,953	1,786	11,349	29,739	K+GTX
96	F	50	34	Tipo 1	9,791	0,337	2,903	10,128	PF+GTX
97	F	50	35	Tipo 1	11,023	0,85	3,351	11,873	K+GTX
98	F	19	35	Tipo 1	21,48	0,219	14,053	21,699	PF+GTX
99	F	83	35	Tipo 1	9,239	1,553	0,767	10,792	K+GTX
100	F	63	45	Tipo 1	10,567	1,241	3,866	11,808	PF+GTX
101	M	26	35	Tipo 1	12,246	0,695	2,077	12,941	K+GTX
102	M	68	45	Tipo 2	18,43	0,407	8,912	18,837	PF+GTX
103	F	46	44	Tipo 1	9,702	0,06	3,982	9,762	K+GTX
104	F	45	44	Tipo 2	15,92	0,769	8,484	16,689	PF+GTX
105	F	45	45	Tipo 1	11,768	0,336	2,419	12,104	K+GTX
106	F	57	35	Tipo 2	17,456	1,275	9,628	18,731	PF+GTX
107	F	57	24	Tipo 2	8,803	2,507	2,126	11,31	K+GTX
108	F	62	14	Tipo 2	35,205	0,095	19,45	35,3	PF+GTX
109	F	37	44	Tipo 1	17,654	0,195	10,273	17,849	K+GTX
110	M	28	24	Tipo 3	6,446	1,552	0,963	7,998	PF+GTX
111	M	47	24	Tipo 3	10,83	5,212	1,917	16,042	K+GTX
112	M	64	14	Tipo 3	7,714	2,135	1,436	9,849	PF+GTX
113	M	39	24	Tipo 3	2,687	0,757	0,51	3,444	K+GTX
114	M	72	24	Tipo 1	10,029	0,032	4,408	10,061	PF+GTX
115	F	64	14	Tipo 3					Não instr
116	M	66	35	Tipo 1	12,183	3,257	2,484	15,44	K+PT
117	F	55	34	Tipo 1	10,738	0,162	3,051	10,9	K+GTX
118	F	55	35	Tipo 1	18,536	0,165	6,938	18,701	PF+GTX

Tabela 21. Resumo dos resultados obtidos nas diferentes variáveis em estudo

CAPÍTULO V: DISCUSSÃO

Este estudo analisou a morfologia do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares superiores e inferiores extraídos e recolhidos em clínicas dentárias da região norte de Portugal. A amostra pode não ser totalmente representativa da população Portuguesa. No entanto, a morfologia do canal radicular não pode variar dentro dum país da mesma origem étnica. Portanto, os dados apresentados neste trabalho podem-se aplicar à população Portuguesa em geral.

A falta de conhecimento da anatomia interna dos pré-molares superiores e inferiores podem levar ao fracasso do TENC. O tratamento do sistema de canais radiculares de pré-molares é complexa¹²², e em muitos casos, a radiografia periapical convencional tem um valor limitado na identificação da forma em secção transversal da anatomia das raízes, especialmente em dentes com raízes múltiplas devido à sobreposição de estruturas adjacentes.¹⁸⁶

O trajeto dos canais radiculares nas raízes, a relação entre os canais e, se ou não se unem em algum ponto, pode também ser visto.

Este estudo analisou a morfologia dos canais de dentes pré-molares maxilares e mandibulares numa população Portuguesa através da técnica de descalcificação e diafanização.

Estudos sobre a anatomia do canal radicular foram realizados usando métodos como a radiografia (Pineda e Kuttler 1972, Willershausen et col., 2006), descalcificação e clareamento (Caliskan et col.,1995, Rwenyonyi et col.,2007), observação direta microscópica (Sempire e Hartwell,2000), reconstrução 3D (Mikrogeorgis et col.,1999), a tomografia computadorizada (Robinson et col.,2002, Reuben et col.,2008) e seções macroscópicas (Baisden et col.,1992, Lu et col., 2006).^{14,125,186,225}

A técnica mais utilizada é a descalcificação e clareamento do canal devido à sua precisão.¹⁴⁴

A metodologia utilizada no estudo da anatomia do sistema de canais radiculares tem um valor considerável, fornecendo uma visão tridimensional dos canais que permite um exame completo.¹⁴⁸

Como já mencionado a informação mais detalhada sobre a anatomia interna dos canais radiculares pode ser obtida pela técnica de desmineralização e diafanização (Robertson et col.,1980, Vertucci et col., 1984).^{185,230}

Vários estudos mostraram que a diafanização é um bom método para a investigação tridimensional da morfologia dentária, apresentando fielmente a anatomia interna dos dentes (Pecora et col.,1993¹⁶², Sidow et col.,2000, Aung et col.,2001, Alavi et col.,2002 cit Calvão LFR e col., 2007⁴²). Este método consiste na descalcificação de dentes por uma solução ácida, de modo a que se torne transparente, sem destruir a sua estrutura.

Uma variedade de técnicas para desmineralizar e clarear os dentes intatos têm sido relatadas. O agente de clareamento mais utilizado tem sido o salicilato de metilo. O contraste entre o sistema de canais radiculares e a dentina obteve-se quer com hematoxilina ou Tinta da China.¹⁸⁵

As principais vantagens do método utilizado no presente estudo são a velocidade com que todo o processo pode ser realizado, aproximadamente três dias são requeridos, em comparação com cinco dias, duas semanas ou mais necessárias em outros método, simplicidade da técnica, pouco equipamento e espaço. Os produtos químicos necessários são menos tóxicos e de baixo custo do que os utilizados anteriormente. O salicilato de metilo é menos tóxico e mais tolerante à água que os outros agentes de clareamento.

A técnica é simples, mas existem alguns potenciais problemas. Estes incluem a determinação do ponto final de descalcificação. Até hoje não há nenhuma evidência para determinar o ponto final da descalcificação . Segue-se um método empírico de dissolução do esmalte dos dentes após 24 horas. Por outro lado, é muito simples, aceitável e de baixo custo.^{192,225}

A maioria dos estudos utilizam o ácido nítrico a 5% ou ácido clorídrico a 10% durante 3 dias.

Os resultados obtidos por Calvão e col., em 2007, com o ácido nítrico em comparação com o ácido clorídrico, demonstram que o ácido nítrico na mesma concentração produz um maior grau de descalcificação. É importante mencionar que a concentração afeta a taxa de descalcificação e é por isso que foi utilizado como uma solução de ácido *standard* a 6%. Enquanto o ácido

nítrico tem proporcionado melhores resultados, é importante notar que este é uma solução extremamente venenosa, explosiva e difícil de adquirir porque tem controlada a sua distribuição. Por outro lado, embora a toxicidade do ácido clorídrico e às maiores precipitações presentes, esta substância está disponível no mercado de consumo.⁴²

Neste estudo, foi utilizado o método empírico de descalcificação dos dentes em 24 horas com solução de ácido nítrico a 5%. O objetivo principal foi tornar o dente transparente, permitindo-nos observar a anatomia interna do sistema de canais radiculares sem adquirir a consistência elástica. A ausência ou pequena perda de consistência permite a instrumentação do sistema de canais radiculares dos dentes sem que ocorram acidentes de instrumentação. O problema foi que, durante o processo de instrumentação, oito exemplares foram perdidos porque as amostras tornaram-se opacas, deixando de se observar a anatomia interna do sistema de canais radiculares.

Outro potencial problema foi que a desidratação incompleta deixa os dentes com áreas opacas. Isto pode corrigir-se com a desidratação adicional em álcool etílico a 100%. A descalcificação incompleta ou irregular pode ser evitada pela agitação da solução ácido durante três dias, com um volume suficiente de ácido e procedendo-se às substituições diárias da solução ácida, não se acumulando sobre os dentes porque a desmineralização ocorre mais rapidamente na parte superior do recipiente do que na parte inferior. O processo é lento, mas a descalcificação pode ser acelerada pelo aquecimento da solução de ácido. Qualquer método pode ser usado, mas pode aumentar a contração e a dissolução do componente orgânico do dente. Outro problema comum é o desenvolvimento de opacidade após secagem ao ar. No entanto, isto é prontamente reversível por imersão em óleo de gaulteria. Outra solução para este problema pode ser a incrustação em resina acrílica.¹⁸⁵

Uma limitação deste método é que, uma vez que a tinta da china tenha penetrado o forâmen apical, uma diminuição abrupta na pressão negativa produz-se (Weng et col., 2009 cit in Adorno CG e col., 2010).²

Estudos têm demonstrado que quanto maior a experiência do operador, como resultado da utilização regular de um microscópio cirúrgico, a prevalência de detecção de canais adicionais aumentou para 93%.⁴⁷

Historicamente, muitos estudos avaliaram as características principais de todos os grupos dentários, no entanto, os pré-molares maxilares foram especialmente estudados como um resultado da morfologia mais complexa dos seus canais radiculares.²²⁵ Estudos anteriores relatam uma alta incidência de primeiros pré-molares mandibulares com padrão de canal tipo I.²²⁸

Neste estudo submetemos 118 dentes pré-molares humanos à descalcificação-diafanização com a injeção de tinta da china e verificou-se que 47,4% tinham um canal independente, 51,8% apresentaram dois canais separados até ao ápice e 0,8% mostrou a presença de três canais e três forâmen.

Vertucci e col. (1984) com 200 pré-molares humanos submetidos ao processo de descalcificação-diafanização e injeção de corante, descobriu que 75% deles apresentaram um canal até ao ápice, 24% apresentaram dois canais independentes 1% a presença de três canais e três forâmen.²²⁸

Oliveira e col. (1975) investigaram a morfologia externa das raízes de 5210 primeiros pré-molares maxilares e encontraram 193 exemplares com três raízes (3,7%).¹⁴⁷ No nosso estudo nos 32 primeiros pré-molares analisados, apenas 1 (3,12%) tinha três raízes.

A tipologia Weine FS mais comum nos 32 primeiros pré-molares maxilares foi o Tipo III ocorrendo em 71,9% dos casos. Não se encontrou nenhum dente com tipologia de canal Tipo IV. 8 dentes (25,0%) tinham um canal, 23 (71,9%) com dois canais e 1 (3,1%), com três canais.

Encontraram-se 26% desses dentes com um canal, 69% com dois canais e 5% com três canais num estudo em que se investigaram 400 primeiros pré-molares superiores humanos.²²⁷ Belizzo e Hartwell (1985) conduziram um estudo *in vivo*, utilizando exames de raios X em 1144 pré-molares superiores, sendo 514 primeiros resultando 6,2%, com um canal, 90,5%, com dois canais e 3,3% com três canais.²³ Walker, em 1987 examinou visualmente e radiograficamente 100 primeiros pré-molares superiores extraídos de pacientes chineses.²³⁴ Encontrou apenas 13% com um único canal e 87% tinham uma raiz e dois canais. A anatomia interna de 240 primeiros pré-molares maxilares extraídos foi estudada pelo método de descalcificação e clareamento das amostras. Pecora e col., em 1991,

constataram quanto ao número de canais radiculares, 17,1% tinham um canal, 80,4% tinham dois canais e apenas 2,5% tinham três canais.¹⁶²

Neste estudo, em relação aos segundos pré-molares superiores, não se encontrou uma predominância de uma tipologia, sem discrepância significativa entre os diferentes tipos. Tipo IV é a menos comum, mas está de acordo com as frequências encontradas para este tipo de pré-molares nas outras categorias. Dos 31 segundos pré-molares examinados, 11 (35,5%) do tipo I, 7 (22,6%) do tipo II, 10 (32,3%) do tipo III e 3 (9,7%) de tipo IV. 14 dentes (45,2%) com um único canal e 17 (54,8%) com dois canais. Belizzo e Hartwell (1985) no seu estudo *in vivo*, utilizando raios-X em 1144 pré-molares, sendo 630 segundos pré-molares e encontraram 40,3% com um canal, 58,6% com dois canais e 1,1% com três canais.²³

Referindo-se aos canais laterais Vertucci e col. (1984) estudaram a anatomia interna de 2400 dentes pelo método de diafanização e de injeção de tinta da China tendo-se verificado o seguinte: os segundos pré-molares superiores apresentaram a maior frequência de canais laterais (59,5%) e incisivos laterais inferiores a menor quantidade de canais laterais (18%) sendo a região apical a zona da maior incidência destes canais.²²⁹

Leite e col. (1984), por meio de raios-X, estudaram a anatomia interna de 1632 primeiros pré-molares mandibulares extraídos e descobriram que 27,1% das raízes destes dentes tinham dois canais, um localizado em vestibular e o outro em lingual, que podem terminar em dois forâmens (22,61%) ou num único forâmen (4,47%).¹¹⁹

Madeira e col. (1984) analisaram a anatomia externa das raízes de 1666 primeiros pré-molares mandibulares extraídos e constataram que 68,07% tinham uma única raiz, de forma aproximadamente cônica.¹²⁷ Os restantes 31,93%, apresentaram raízes com algumas das características das bifurcações e trifurcações.

Neste estudo, a tipologia de canal mais frequente nos primeiros pré-molares inferiores foi do tipo I tendo ocorrido em 46,4% e tipo II em 35,7% dos dentes. Dos 28 primeiros pré-molares inferiores examinou-se que: 13 (46,4%) eram do tipo I, 10 (35,7%) do tipo II, 2 (7,1%) do tipo III e 3 (10,7%) de tipo IV. 16 dentes (57,1%) com um canal e 12 (42,9%) com dois canais.

Num estudo anterior de Vertucci (1984)²²⁹ na população caucasiana, de acordo com a classificação de Vertucci a prevalência de padrão tipo I de canal foi de 70%, enquanto que outros estudos relataram um padrão tipo I de canal entre 67,2% a 86,3% dos dentes.^{162,219} Um canal de tipo II foi encontrado em 6% das amostras e Tipo V em 8% de amostras (Fig.1, Tabela 1). Vertucci (1984) relatou a inexistência de padrões de canais tipo II, mas 24% dos dentes em seu estudo tinham um padrão de canal tipo V. Estas variações podem ser atribuídas a fatores raciais ou genéticos.²³⁰ Reportou a ocorrência de 0,5% em forma de C de canais nas amostras, enquanto que no presente estudo, foi identificada num dente (1%) (Tabela 1). Melton e col. (1991) classificaram canais em forma de C em três tipos.¹³⁵ O canal em forma de C identificado no presente estudo foi de categoria III Sub divisão I, onde o canal é dividido em três no terço médio e confluíram na região apical até à saída através de um forâmen.

Velmurugan e col. (2009) num estudo laboratorial determinaram a morfologia do canal radicular de primeiros pré-molares inferiores numa população indígena.²²⁵ Cem dentes primeiros pré-molares mandibulares extraídos foram estudados após descalcificação e transparentizados. Os primeiros pré-molares foram identificados como tendo forâmen redondo (38%), forâmen oval (44%), forâmen plano (17%) e forâmen em forma de C (1%). Dois forâmens foram vistos nos canais de 2% dos dentes. As tipologias de canal foram classificadas como tipo I (72%), tipo II (6%), do tipo III (3%), do tipo IV (10%) e V (8%), de acordo com a classificação de Vertucci. Canais em forma de C identificados num dente (1%). Canais laterais foram observados em 4% das amostras e outros 4% apresentaram canais acessórios. Entre os dentes com um canal único no vértice (n = 82), o forâmen apical está localizado no ápice da raiz do dente em 83% dos dentes, a 0,5 mm do ápice dos dentes em 6%, a 1 mm do ápice em 9,7% e a 2 mm do ápice em 1,2% dos dentes. Os autores concluíram que o padrão de canal Tipo I foi o mais frequente nos primeiros pré-molares entre a população indígena.^{144,225}

Kedmat e col. (2010) investigaram a anatomia do canal radicular de primeiros pré-molares inferiores tanto pelo método radiográfico como pelo método de corte transversal na população iraniana.¹¹² 217 primeiros pré-molares inferiores humanos foram extraídos. Os tipos de configuração de canal

radicular foram determinados separadamente por raios-x e imagens de corte transversal para cada um dos pré-molares. Todos os dentes utilizados neste estudo tinham uma única raiz. Dos 217 dentes examinados, 192 (88,47%) apresentaram um canal único. Os restantes 25 dentes (11,53%) apresentaram dois canais em pelo menos uma amostra representativa de cinco configurações dos canais radiculares. Nas radiografias no sentido mesiodistal (MD), apenas 5,99% dos pré-molares mostraram dois canais com três configurações de canal radicular. Foram observados 9 dentes (4,14%) com o tipo V, 7 (3,22%) com o tipo III, 4 (1,84%) com o tipo II, e dois dentes (0,9%) com o tipo de morfologia IV. Três dentes (1,38%) apresentaram configuração de canal em forma de C.¹¹²

Vier-Pelisser e col., em 2010, analisaram a anatomia do sistema de canais radiculares de dentes pré-molares. As localizações do forâmen apical são variadas e tendem a sair para palatino ou distal superior com três raízes distintas por tomografia computadorizada (TC) de alta resolução. Em alguns espécimes, o forâmen apical coincidiu com o ápice radiográfico (AR). Em geral, a raiz méso vestibular era maior do que a raiz disto-vestibular, principalmente na direção vestibulo-palatal.²³²

Os dentes pré-molares inferiores tendem muito a variar de anatomia. A grande variação da anatomia do canal radicular dos dentes torna-se no maior desafio de todos na conclusão bem sucedida do TENC. Uma alta percentagem de primeiros pré-molares inferiores apresentaram mais de um canal em diferentes estudos. A incidência, localização e morfologia dos canais radiculares dos dentes podem variar em diferentes populações étnicas ou regionais. A incidência de primeiros pré-molares inferiores com dois ou mais canais variou entre 13,7% em indivíduos de raça Americana Caucasiana a 46% na população chinesa. Zillich e Dowson, e Walker relataram a ocorrência de três canais em primeiros pré-molares inferiores em 0,4% e 2%, respectivamente. Canais radiculares em forma de C também se encontraram nestes dentes. Num estudo por Fan e col., em 2008, a prevalência de canais radiculares em forma de C em primeiros pré-molares inferiores é descrito como sendo 24%.^{62,112,262}

As diferenças raciais na morfologia dos canais radiculares dos pré-molares inferiores também têm sido relatadas na literatura. Trop e col. descobriram que os Afroamericanos têm um maior número de pré-molares

inferiores com canais adicionais do que os caucasianos.²²⁶ Afroamericanos apresentaram mais de um canal em 32,8% dos primeiros pré-molares e 7,8% dos segundos pré-molares.¹⁹⁵

Pecora e col., em 1991, estudaram através do processo de descalcificação e injeção de gelatina e tinta da china, a anatomia interna de 422 pré-molares inferiores, sendo 215 primeiros e 207 segundos.¹⁶³ Verificaram que 72,09% dos primeiros pré-molares apresentaram um canal e um forâmen, 22,32%, com dois canais e dois forâmen, 5,12%, com dois canais e um forâmen e 0,46% com três canais e três forâmen. Quanto aos segundos pré-molares, houve a presença de 89,85% com um canal e um forâmen, 4,35% com dois canais e um forâmen 5,32%, com dois canais e dois forâmen. A incidência de três canais e três forâmen foi idêntica à encontrada nos primeiros pré-molares. Os autores observaram que os primeiros pré-molares humanos estudados apresentaram uma maior incidência de dois canais que os segundos pré-molares.¹⁶³

Neste estudo, a incidência da tipologia de canal em 27 segundos pré-molares mandibulares encontrada foi: 20 (74,1%) do Tipo I, 4 (14,8%) do Tipo II e 3 de Tipo IV (11,1)%. Não se encontrou nenhum canal de Tipo III. 23 dentes (85,2%) tinham um canal e 4 (14,8%) dois canais. Estes resultados são semelhantes aos obtidos por Pecora e col., 1991.¹⁶³

Uma revisão da literatura demonstrou que os dentes pré-molares mandibulares humanos podem ter uma morfologia do canal radicular muito complexa, no entanto, a incidência de múltiplas raízes e canais radiculares múltiplos no segundo pré-molar é menos frequente do que nos primeiros pré-molares mandibulares.⁴⁷

O papel da genética só é visto na identificação de anormalidades causadas por síndromes e variação mesmo étnica ou do gênero na morfologia.

A utilização da ampliação demonstra melhorar a capacidade para se visualizar e aceder ao sistema de canais radiculares. Parece haver alguma correlação anatômica entre as diferentes categorias do tipo de pré-molar e o padrão de canal, o que requer uma análise mais aprofundada.⁴⁷

O uso de métodos de imagem 3D em futuros estudos anatómicos de grande dimensão seria muito importante para avaliar e valorizar a frequência da morfologia anômala do canal radicular.

A configuração anatômica canalar dos dentes pré-molares é bastante complexa. Muitos estudos têm mostrado que o sistema de canais radiculares dos pré-molares pode variar tanto em número como na forma do canal principal ao longo do comprimento da raiz. Por conseguinte, nem sempre é possível prever a configuração do canal com base na aparência das entradas dos canais na câmara pulpar. A parte apical dos canais radiculares de pré-molares é também altamente variável, com a presença de canais acessórios, canais laterais, as comunicações intracanalares e apicais deltas entre 11%-41% dos casos.

Com o aumento da endodontia mecanizada, o uso de instrumentos rotatórios de NiTi é generalizada. A busca de melhores ferramentas de canal Ni-Ti rotatório e projetos de aparelhos é constante, como evidenciado por mais de 500 artigos sobre o tema nos últimos 10 anos, sendo a maioria dos últimos 5 anos. Apesar de muito esforço que tem sido colocado na investigação de diferentes aspetos desses instrumentos, há também um grande esforço para melhorar o seu *design*.¹⁰⁶

Embora muitos estudos demonstrem a capacidade dos sistemas de NiTi rotatórios em manter a curvatura original do canal e produzir uma forma de canal radicular de forma cônica num tempo aceitável, a maior parte da instrumentação foi realizada em dentes com anatomia simples em vez de sistemas de canais radiculares complexos, incluindo canais em forma de C.²²⁵

O sistema rotatório NiTi *PathFiles®* produz uma mudança na curvatura coronal e apical do canal menos significativa e menos aberrações canulares em comparação com o manual *Preflaring* com limas K de aço inoxidável.²⁷

Sistemas rotatórios *ProTaper®* e *GTX®* proporcionam facilidade e simplicidade de instrumentação e capacidade de limpeza similar.²⁶

Tendo em vista os sistemas complexos da anatomia canalar dos pré-molares, 110 sistemas de canais radiculares de dentes pré-molares foram identificados após descalcificação-diafanização e classificados segundo a classificação de Weine FS. De seguida, os dentes foram divididos em quatro

grupos no que diz respeito à tipologia ou configuração do tipo de sistema de canal radicular.

Os valores médios da superfície inicial do canal radicular foram semelhantes para os quatro grupos. No entanto, embora as amostras fossem semelhantes em todos os grupos, pode ainda haver algumas variações noutros detalhes, como istmos ou intercomunicações entre os principais canais em diferentes níveis. Para simplificar, a análise quantitativa não foi separada em terços apical, médio e coronal, mas os valores foram medidos em conjunto ao longo de todo o comprimento do canal.²²⁵

5.1. ÁREA PRESERVADA, ÁREA ALTERADA E ÁREA DE ACRÉSCIMO DE ALTERAÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar as alterações morfológicas do sistema de canais radiculares antes e após a instrumentação de pré-molares maxilares e mandibulares pertencentes a uma população portuguesa.

Ao analisar os diferentes grupos etários, é evidente que o grupo de 54-69 anos tem a menor proporção de preservação, ou seja a maior área de parede intracanal tocada pelo instrumento, enquanto que o grupo com menos de 20 anos tem a maior proporção de preservação.

Ao analisar a taxa de acréscimo de alteração, o grupo com menos de 20 anos tem a menor proporção, enquanto o grupo anos 54-69 tem o maior aumento de acréscimo de alteração, isto porque neste grupo etário a média de área de dentina removida é superior e menor a área de superfície intracanal não tocada pelo instrumento.

Diante os resultados obtidos seria normal que área não tocada fosse menor na faixa etária acima dos 70 anos do que no grupo etário 54-69 anos e área de dentina removida fosse maior, o que não aconteceu. Isto pode estar relacionado com o fato de que em quatro casos da amostra em que ocorreram erros de instrumentação iatrogénicos três pertenciam à faixa etária acima dos 70 anos e há dificuldade na instrumentação de dentes pertencentes a esta faixa etária. Dos 11 dentes desta banda, 6 pertenciam à classe Weine tipo II, 4 ao tipo I e 1 ao tipo 4. Pode também ter haver com uma diminuição da

superfície intracanal com o tempo, e às alterações no volume de dentina apical “*overalland*”, tal como descrito por Peters e col. em 2010.¹⁷⁰

No estrato (54-69 anos) da amostra obteve-se a menor taxa de preservação (28,15%±15,89%), em comparação com os outros estratos. Em contraste, no mesmo estrato, verifica-se uma maior taxa de alteração (24,74%±28,46%) e uma maior taxa de acréscimo de alteração (-3,02%±41,42%) em comparação com as outras idades.



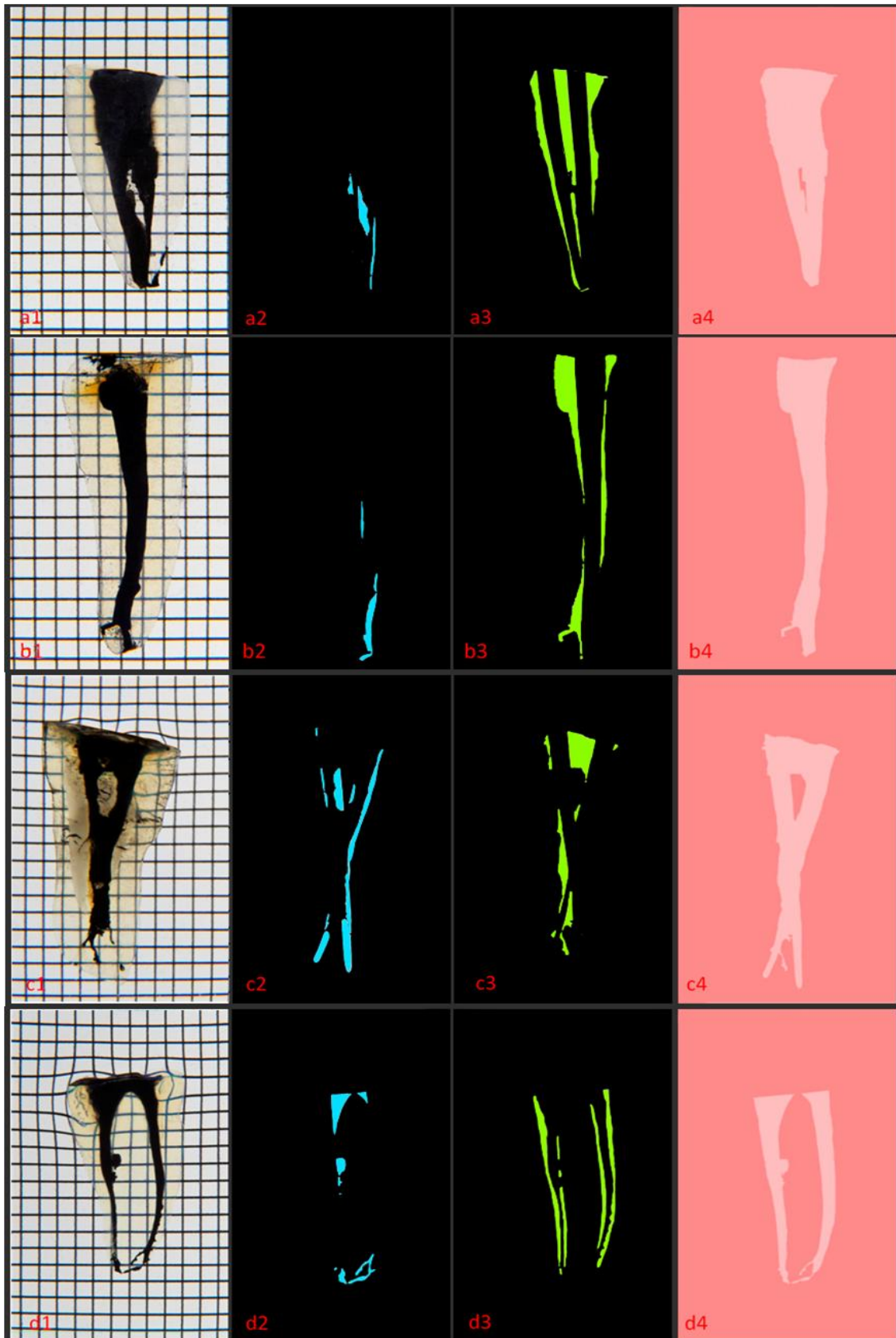


Figura 35. Imagens reconstruídas de quatro exemplares: amostra inicial pré-instrumentação (A1, B1, C1, D1), área não tocada (a2, b2, c2, d2), área da dentina eliminada (A3, B3, C3, D3); área final pós-instrumentação (A4, B4, C4, D4)

Não houve rutura de instrumentos e *zips* em todos os grupos de dentes. Pela quantidade de erros iatrogénicos observados, não existem diferenças significativas entre os quatro grupos, como consequência da instrumentação na formação de degraus (1 no grupo K+GTX e 0 nos outros 3 grupos), e de perfurações (1 no grupo de PF+PT, 1 no grupo PF+GTX CC e 0 nos outros 2 grupos). Num dente pré-molar Weine tipo II não se conseguiu realizar a instrumentação dos canais (grupo K+PT).

Yum e col. (2010) no seu estudo compararam a eficácia da instrumentação com as limas manuais ou com as *ProTaper*® rotatórias não tendo ocorrido fratura do instrumento em ambos os grupos, mas os erros de procedimento visíveis, foram mais detetados no grupo de instrumentos manuais do que no grupo *ProTaper*®.²⁵⁸ Concluíram que o sistema rotatório *ProTaper*® mantém a curvatura do canal com rapidez e poucos erros de procedimento, enquanto que a instrumentação tradicional manual pode limpar uma área maior de superfície do canal.

Os resultados deste estudo indicam que a **área preservada**, ou seja não tocada da superfície do canal é maior em Weine tipo II do que em Weine tipo I, III e IV.

A **área de dentina removida** é mais elevada em Weine tipo III do que para Weine tipo I, II e IV.

A **área de acréscimo de alteração** é maior em Weine tipo I do que para Weine tipo II, III e IV.

Não existem estudos publicados que relacionem a tipologia Weine de pré-molares com diferentes técnicas instrumentais como utilizado no presente estudo.

No estudo realizado por Berutti e col., (2009)²⁷ as *PathFiles*® rotatórias produziram modificação significativamente menor em coronal e apical na curvatura do canal e menos aberrações quando comparado com o *preflaring* manual com limas K de aço inoxidável, contrastando com o estudo de Alves de Oliveira e col. de 2012.⁸ Nem os instrumentos manuais nem os instrumentos *PathFiles*® rotatórios utilizados para criar *glidepath* tiveram qualquer influência sobre a ocorrência de transporte apical produzido ou qualquer aberração no canal.

Blum e col., em 2003, sugeriram a criação de um *glidepath* manual com limas de aço inoxidável flexíveis em canais em que não há espaço suficiente para introduzir instrumentos rotatórios.³⁴ Berutti e col. (2004), confirmaram a necessidade do *preflaring* até lima K #20 antes de se usar instrumentos *ProTaper*®, a fim de garantir espaço suficiente para o instrumento S1, cuja ponta mede 0,17 mm.²⁹ Existem diferentes opiniões sobre o uso inicial de *glidepath*, criado manualmente antes de se usar os sistemas rotatórios.

Os resultados deste estudo indicam que a técnica de instrumentação mecânica com instrumentos rotatórios *PathFiles*® seguido por *ProTaper*® removeu mais dentina do que o tradicional manual *preflaring* com instrumentos manuais K seguido por instrumentos rotatórios *ProTaper*®.

No entanto, a técnica de instrumentação manual com limas K manuais seguido por instrumentos rotatórios *ProTaper*® removeu mais dentina do que a instrumentação rotatória NiTi com pré-alargamento mecânico com *PathFiles*® seguido por *GTX*®. Isto pode ser relacionado com o facto de que, em 2 grupos de NiTi técnica rotatória com conicidade múltipla, os instrumentos *ProTaper*® removeram mais dentina do que em 2 grupos de a técnica NiTi rotatórios com conicidade contínua, instrumentos *GTX*®. (Tabela 18)

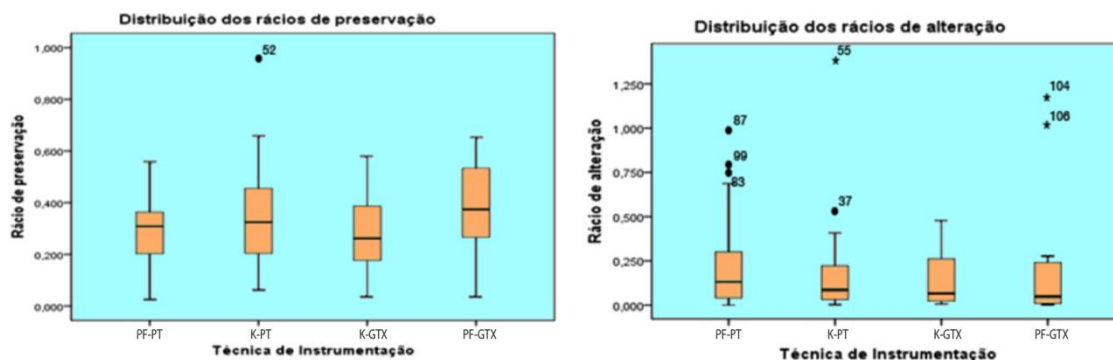


Gráfico 16. Percentagem de área de preservação e área de dentina removida por sobreposição de imagens (means \pm standard deviations)

Solomonov e col., em 2012, analisaram os instrumentos de auto-ajuste *SAF*® (*Redent, Ranana, Israel*) e os sistemas *ProTaper*® (*Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça*), em canais em forma de C.²⁰⁷ Quando tratados com os *SAF*®, 41% \pm 14% das paredes do canal permaneceram inalterados pelo procedimento, ao passo que 66% \pm 6% da área da parede não foi afectada

quando se utilizou *ProTaper*®, que era significativamente maior do que a do grupo dos *SAF*®. Eles concluíram que, os *SAF*® foram mais eficazes que o sistema de instrumentação *ProTaper*® na conformação das paredes dos canais radiculares em forma de C.²⁰⁷

Yang e col., em 2011, estudaram os efeitos dos sistemas *MTwo*® e *ProTaper*®, na geometria do canal radicular.²⁵⁰ O sistema apresentou aproximadamente (39,4%±8,27%) de alteração da superfície do canal radicular. No nosso estudo, os valores são semelhantes na técnica com limas K+PT (36,21%±2,10%), e ligeiramente menor na técnica PF+PT (29,02%±1,28%).

Por outro lado, a criação de *glide path* com *PathFiles*® rotatórios seguido por instrumentos *ProTaper*® com conicidade múltipla resultou numa área de superfície preservada, ou seja não tocada, significativamente mais baixa do que a criação de *glide path* com a tradicional técnica de instrumentação manual com limas K manuais seguido por instrumentos *ProTaper*® de conicidade múltipla.

No entanto, a técnica de instrumentação de *preflaring manual* com instrumentos K manuais seguido de instrumentos *GTX*® com conicidade contínua resultou numa área de superfície preservada significativamente mais baixa do que a instrumentação de *preflaring* mecânico com *PathFiles*® seguido por instrumentos *GTX*® com conicidade contínua, o que pode estar relacionado com a utilização de instrumentos manuais num movimento circunferencial e de direção anticurvatura .

Grupo	Área de dentina removida		Área não tocada	
	Area (mm ²)	Percentagem (%)	Area (mm ²)	Percentagem (%)
PF+PT	3,07±0,33	22,21 ± 2,43	4,01±0,17	29,02 ± 1,28
KF+PT	2,77±0,42	20,01 ± 3,09	5,01±0,29	36,21 ± 2,10
PF+GTX	2,51±0,44	18,13 ± 3,19	5,07±0,51	36,63 ± 3,74
KF+GTX	2,09±0,21	15,14 ± 1,52	3,79±0,19	27,38 ± 1,39

Tabela 22. Área de dentina removida e área não tocada por sobreposição de imagens (média±desvio padrão)

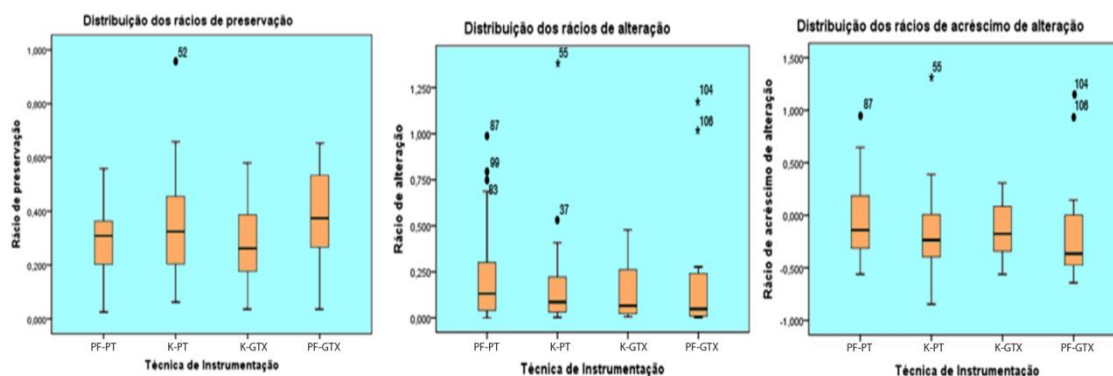


Gráfico 17. Percentagem de área preservada, área de alteração e área de acréscimo de alteração mediante a sobreposição de imagens (média \pm desvio padrão)

Não ocorreram fraturas de instrumentos neste estudo.

Os sistemas rotatórios *ProTaper*[®] e *GTX*[®] proporcionam similar facilidade e simplicidade de instrumentação e capacidade de limpeza. Os resultados deste estudo revelaram que tanto os sistemas *ProTaper*[®] como os *GTX*[®] ampliaram significativamente os canais.

Os resultados para *ProTaper*[®] em relação com a ampliação dos canais estão de acordo com um trabalho anterior, que demonstrou que este sistema é mais eficiente que os instrumentos rotatórios *RaCe*[®] (*FKG, Le Chaux-de-Fonds, Suíça*) e *HeroShaper*[®] (*MicroMega, Besanc, França*).²⁶

Existem poucos estudos na literatura sobre os *GTX*[®]. No entanto, não há consenso na literatura sobre o acordo da superioridade dos instrumentos *GTX* no que respeita à resistência à fadiga.¹⁶⁷ Novos estudos devem ser realizados para verificar a segurança do sistema *GTX*[®] na instrumentação de canais de pré-molares.

Independentemente da técnica de instrumentação utilizada, uma baixa proporção de superfície do canal permaneceu intata após a instrumentação do canal radicular. A quantidade média de superfície do canal preservada, não tocada foi de 32,3% para todos os espécimes da amostra neste estudo. Este valor foi similar ao de estudos anteriores.

Embora os instrumentos rotatórios de NiTi ainda sejam os instrumentos de escolha para a preparação de canais radiculares de pré-molares, a partir dos resultados do presente estudo, pode ser recomendado que as 4 técnicas sejam combinadas para se obter um melhor desbridamento na prática clínica.

Deve ser enfatizado que uma área final maior não significa mais limpeza ou inferior área de canal não instrumentada.

No entanto, de acordo com a percentagem de área do canal não tocada, ou seja, área preservada, do sistema de canais radiculares de pré-molares em todos os grupos, é essencial a utilização de agentes químicos e outros meios, tais como ultrassons e sonicação para a limpeza e desinfecção no tratamento do sistema de canais radiculares de pré-molares.

Parece contudo fundamental, a realização de novos projetos nesta área, pois é possível observar em dentes transparentizados o desempenho dos instrumentos rotatórios e suas modificações na anatomia interna do sistema de canais radiculares. Novos estudos devem ser realizados para verificar a segurança dos instrumentos rotatórios na instrumentação de dentes transparentizados.



CAPÍTULO VI: CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste ensaio clínico realizado *in vitro*, simulando procedimentos clínicos de instrumentação canal de pré-molares no tratamento não cirúrgico endodôntico e tendo em conta as limitações inerentes a este tipo de estudos, é possível tirar as seguintes conclusões:

1. Na população Portuguesa existe uma relação entre a classificação de Weine FS e as diferentes categorias de pré-molares;
2. Observou-se maior incidência de canais Weine Tipo I em dentes pré-molares na população Portuguesa e menor de Weine Tipo IV;
3. Os segundos pré-molares mandibulares estão diretamente associados com Weine Tipo I, primeiros pré-molares mandibulares estão diretamente associados com Weine Tipo II e os primeiros pré-molares superiores estão diretamente relacionados com Weine Tipo III;
4. Nenhuma técnica instrumental proporciona a instrumentação de toda a área de superfície da anatomia interna dos canais radiculares. A quantidade média de superfície não instrumentada do canal foi de 32,3% para todas as espécimes da amostra deste estudo;
5. De acordo com a percentagem de área não tocada dos canais radiculares dos pré-molares em todos os grupos, é essencial a utilização de agentes químicos e outros meios, tais como, ultrassons para a limpeza e desinfeção no tratamento do sistema de canais radiculares;
6. A técnica de *Preflaring e GlidePath* rotatório com instrumentos rotatórios de NiTi *PathFiles*® seguido de *ProTaper*® eliminou mais dentina do que quando se utiliza a técnica tradicional manual de *Preflaring e GlidePath* com instrumentos manuais K seguido por instrumentos *ProTaper*®;

7. Os instrumentos com parte ativa de conicidade múltipla (sistema *ProTaper®*) removeram mais dentina do canal do que quando foram utilizados os instrumentos de conicidade contínua na parte ativa (sistema *GTX®*);
8. Não existiram diferenças estatisticamente significativas em relação à área de acréscimo de alteração nas quatro diferentes técnicas instrumentais utilizadas;
9. Não foi possível, com certeza estatística, através da análise destas 4 técnicas instrumentais testadas, apurar qual a que apresentou melhor eficácia de instrumentação;
10. Embora existam diferenças nas quatro médias da amostra, as quatro técnicas endodônticas por si só não são estatisticamente diferentes ($p > 0,3$) no que respeita ao rácio de preservação, rácio de alteração e rácio de acréscimo de alteração;
11. A técnica instrumental de *Preflaring* e *GlydePath* mecânica com instrumentos rotatórios *PathFiles®* seguido da preparação com instrumentos rotatórios *GTX®* é a mais adequada em dentes pré-molares Weine Tipo III do que em dentes pré-molares Weine Tipo I e II;
12. Na maioria dos pré-molares, independentemente da classe Weine a que pertencem, existe uma maior área final que inicial, sendo esse aumento da área estatisticamente significativo;
13. Das quatro técnicas usadas para o tratamento endodôntico, todos apresentaram um aumento estatisticamente significativo da área final;
14. Novos estudos devem ser realizados com as mesmas variáveis e outras técnicas na instrumentação canal.

BIBLIOGRAFIA

1. Abou Rass M, Frank AL, Glick DH. The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc* 1980;101:792-4.
2. Adorno CG, Yoshioka T, et al. Incidence of accessory canals in Japanese anterior maxillary teeth following root canal filling ex vivo. *Int Endod J* 2010;43:370-6.
3. Aguiar C, Câmara A. Radiological evaluation on the morphological changes of root canals shaped with ProTaper for hand use and the ProTaper and Race rotary instruments. *Aust Endod J*. 2008;34:115-9.
4. Aguiar C, Mendes D, Câmara A, Figueiredo J. Assessment of canal walls after biomechanical preparation of root canals instrumented with Protaper Universal Rotary System. *Jorn App Oral Scie* 2009;17:590-5.
5. Akisue E, Tomita V, Gavini G, Figueiredo J. Effect of the Combination of Sodium Hypochlorite and Chlorhexidine on Dentinal Permeability and Scanning Electron Microscopy Precipitate Observation. *J Endod* 2010;36: 847-50.
6. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Nussten JM, Daehn GS. SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod* 2005;31:40-3.
7. Al-Hadlaq SMS, AljarboU FA, Althumairy RI. Evaluation of cyclic fatigue of M-wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:305-7.
8. Alves V, Bueno C, Cunha R. Comparison among manual instruments and PathFile and Mtwo rotary instruments to create a glide Path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod* 2012;38:117-20.
9. American Dental Association. [em linha]. Disponível em <http://www.ada.org/prof/ed/specialties/definitions.asp> [Consultado em 28/02/2010].
10. Amos ER. Incidence of bifurcated root canals in mandibular bicuspids. *J Am Dent Assoc* 1955; 50: 70-1.
11. Ankrum MT. K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* 2004;30:234-7.

12. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofacial Radiology* 1999;28:245–8.
13. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:2249-55.
14. Baisden MK, Kulild JC, Weller RN. Root canal configuration of the mandibular first premolar. *J Endod* 1992;18:505–8.
15. Ballal N et al. Comparison of the Efficacy of Maleic Acid and
16. Baratto Filho F, Leonardi DP, Zielak JC, Vanni JR, Sayão-Maia SM, Sousa Neto MD. Influence of ProTaper finishing files and sodium hypochlorite on cleaning and shaping of mandibular central incisors – a histological analysis. *J Appl Oral Sci.* 2009;17:229-33.
17. Barbizam JVB, Fariniuk LF, Marchesan MA, Pécora JD, Sousa Neto MD. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. *J Endod.* 2002;28:365-6.
18. Barret MT. The internal anatomy of the teeth with special reference to the pulp with its branches. *D Cosmos* 1925; 67: 581-92.
19. Baumann MA. RaCe-System. In: Hulsmann M, editor. *Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten. Ein Handbuch.* Berlin: Quintessenz; 2002:129–38.
20. Baumgartner JC, et al. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. *J Endod* 1987;13:147-57.
21. Bauman MA, Doll GM. Spatial reproduction of the root canal system by magnetic resonance microscopy. *J Endod* 1997; 23:49-51.
22. Bellizzi R, Cruse WP. A historic review of Endodontics, part 1. *J Endod* 1980; 6:1689-93.
23. Bellizzi R, Hartwell G. Radiographic evaluation of root canal anatomy of in vivo endodontically treated maxillary premolars. *J Endod* 1985;11:37-9.
24. Bender IB, Seltzer S. Roentgenographic and direct observation of experimental lesions in bone: I. *Journal of the American Dental Association* 1961;62:152–60.

25. Berendt CJ, Yang J. Endodontic instruments with improved fatigue resistance. In: International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies; Pacific Grove, CA: ASM International, 2006.
26. Bernardes RA, Rocha EA, et al. Root canal area increase promoted by the EndoSequence and ProTaper systems: comparison by computed tomography. *J Endod* 2010;36:1179-82.
27. Berutti E, Cantatore G. et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. *J Endod* 2009;35:408-12.
28. Berutti E, et al. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium Rotary instruments: Protaper vs Profile. *J Endod* 2003;29:15–9.
29. Berutti, E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004;30:228-30.
30. Best S et al. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 ProFile rotary instrument. *Int Endod J* 2004;37;6:370-3.
31. Black GV. Descriptive anatomy of the human teeth. 4. ed. Philadelphia, White Dental, 1890.
32. Bloch M. Dental anomalies. *D Cosmos* 1936; 78: 657.
33. Blum JY, Cohen P, Machtou P, Micallet JP. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using ProFile NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 1999;32:24–31.
34. Blum JY, et al. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod* 2003;29:567–75.
35. Borin G et al. A história do hipoclorito de sódio e a sua importância como substância auxiliar no preparo químico mecânico de canais radiculares. *Revista de Endodontia Pesquisa e Ensino On Line* 2007;5.
36. Braga L. Avaliação da estabilidade dimensional, flexibilidade e resistência à torção de instrumentos rotatórios de NiTi *Twisted File* e *Race*. Dissertação de Mestre em Endodontia à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais. 2010
37. Brescia NJ, Mosby CV. *Applied Dental Anatomy* 1961: 46–8.

38. Brynolf I. A histological and roentenological study of the periapical region of human upper incisors. *Odontologisk Revy* 1967;18:1–176.
39. Brynolf I. Roentgenologic periapical diagnosis IV. When is one roentgenogram not sufficient? *Swedish Dental Journal* 1970;63:415–23.
40. Buchanan LS. The New Series X Rotary Shaping System: Objectives and Technique Principles. *Dentistry Today.com*. 2008.
41. Buehler WJ, et al. A Summary of Recent Research on the Nitinol Alloys and Their Potential Application in *Ocean Engineering, Ocean Eng* 1968;1:105-20.
42. Calvão LFR, Alves FRF. Evaluation of dental descalcification degree produced by different acids proposed for cleared teeth. *Rev. Odonto Ciência* 2007; 22:217 -21.
43. Capelas J. Instrumentação de canais radiculares: Estudo comparativo entre uma técnica manual e três técnicas motorizadas. Dissertação de Doutoramento [em Medicina Dentária Conservadora] apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto. 2001
44. Carabelli G. Systematisches HandbuchHader Zahnheilkunde. 2 Vols & Atlas, 8, Wien, 1844.
45. Castellucci A. Endodontics (vol1). Firenze: Il Tridente. 2004
46. Civjan S, et al. Potential application of certain nickel-titanium (Nitinol)alloys. *J Dent Res* 1975;54:89–96.
47. Cleghorn BM, Christie WH, et al. The root and root canal morphology of the human mandibular second premolar: a literature review. *J Endod* 2007;33:1031-7.
48. Cohen S, et al. Pathways of pulp, 9th ed. St. Louis: Mosby. 2006
49. Cohenca N, Simon JH, Roges R, Morag Y, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 1: traumatic injuries. *Dental Traumatology* 2007;23:95–104.
50. Contreras MA, Zinman EH, Kaplan SK. Comparison of the first file that fits at the apex, before and after early flaring. *J Endod* 2001;27:113–6.
51. Coolidge E. Anatomy of the root apex in relation to treatment problems. *J Am Dent Assoc* 1929; 16:1456-65.

52. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007;33:1121–32.
53. Davis RD, Marshall JG, Baumgartner JC. Effect of early coronal flaring on working length change in curved canals using rotary nickel-titanium versus stainless steel instruments. *J Endod* 2002;28:438–42.
54. Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. *British Dental Journal* 2009;207:23–8.
55. de Camargo EJ, Zapata RO, et al. Influence of preflaring on the accuracy of length determination with four electronic apex locators. *J Endod* 2009;35:1300-2.
56. de Deus QD. A inclusão de dentes diafanizados em plásticos transparentes. *Arq Centro Estud Fac Odontol UFMG* 1967; 4: 197-201.
57. Dieter GE. *Mechanical metallurgy*. 3rd ed. New York: McGraw-Hill, 1986:8–10, 254–6, 262–4, 375–80, 390–2, 394–8.
58. Dummer P, et al. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 2005;10:30-76.
59. ElAyouti A, Chu AL, Kimionis I, Klein C, Weiger R, Lost C. Efficacy of instruments with greater taper in preparing oval root canals. *Int Endod J* 2008;41:1088-92.
60. Esposito PT, et al. A comparison of canal preparation with nickeltitanium and stainless steel instruments. *J Endod* 1995;21:173–6.
61. Estrela C et al. Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J* 2002;13:113-7.
62. Fan B, Yang J, Gutmann JL, et al. Root canal systems in mandibular first premolars with C-shaped root configurations. Part I: microcomputed tomography mapping of the radicular groove and associated root canal cross sections. *J Endod* 2008;34:1337–41.
63. Fisher G. Über die feinere anatomie der wurzelkanale Menschlicher Zahne, *Deutsche Monatschr. F. Zahnheilk* 1907.
64. Flares BF, Zaitter S, Haragushiku GA, et al. Analysis of the Internal Anatomy of Maxillary First Molars by Using Different Methods. *J Endod* 2009;35:337–42.

65. Fleming C, Litaker M, Alley L, Eleazer P. Comparison of Classic Endodontic Techniques versus Contemporary Techniques on Endodontic Treatment Success. *J Endod* 2010; 36:414-8.
66. Forsberg J et al. Radiographic reproduction of endodontic working length comparing the paralleling and the bisecting- angle techniques. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 1987;64:353–60.
67. Gabel WP, et al. Effect of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod* 1999;25:752–4.
68. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* 2008;34:1003–5.
69. Gambarini G, Pompa G, Carlo SD, Luca MD, Testarelli L. An initial investigation on torsional properties of nickel-titanium instruments produced with a new manufacturing method. *Aust Endod J* 2009;35:70-2.
70. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J* 2001;27:99-104.
71. Garcia JS, Silva Neto UX, Carneiro C, Westphalen VPD, Fariniuk LF, Fidel RAS, et al. Avaliação radiográfica da eficiência de diferentes instrumentos rotatórios no retratamento endodôntico. *Rev Sul-Bras Odontol* 2008;5:41-9.
72. Gatewood RS. Endodontics materials, *Dent. Clin. N Am* 2007;51:695-712.
73. Gergi R, Rjeily JA, et al. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod* 2010;36:904-7.
74. Gergi R, Sabbagh C. Effectiveness of two nickeltitanium rotary instruments and a hand file for removing gutta-percha in severely curved root canals during retreatment: an ex vivo study. *Int Endod J* 2007;40:532-7.
75. Gernhardt CR et al. Toxicity of concentrated sodium hypochlorite used as an endodontic irrigant. *Int Endod J* 2004;37: 272-80.

76. Glickman G, Koch K. 21ST-Century Endodontics. *JADA*; 2000; 131: 39-46.
77. Glickman GW, Pettiette MT. Preparation for treatment. In: Cohen S, Hargreaves KM, eds. *Pathways of the Pulp*, 9th edn. St. Louis, MI: Mosby Elsevier 2006;5:97–135.
78. Glosson CR, et al. A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand Ni-Ti engine-driven and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21: 146–51.
79. Gorduysus MO, Gorduysus M, Friedman S. Operating microscope improves negotiation of second mesiobuccal canals in maxillary molars. *J Endod* 2001;27:683–6.
80. Green D. Morphology of the pulp cavity of the permanent teeth. *Oral Surg* 1955; 8: 743-59.
81. Grondahl H-G, Huuonen S. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. *Endodontic Topics* 2004;8:55–67.
82. Grossman L, et al. A brief history of endodontics. *J Endod* 1982;8:536.
83. Grossmann LI, Oliet S, Del Rio CE. Preparation of the root canal: equipment and technique for cleaning, shaping and irrigation. *Endodontic practice* 1988;11:179–227.
84. Grove GJ. The biology of multi canalliculed roots. *D Cosmos* 1916; 58: 728-33.
85. GT Series X Brochure. Tulsa, OK: Dentsply Tulsa Dental Specialties; 2008.
86. Gu LS, Ling JQ, Wei X, Huang XY. Efficacy of ProTaper Universal rotary retreatment system for gutta-percha removal from root canals. *Int Endod J* 2008;41:288-95.
87. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM. Comparative study of six rotary nickel–titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* 2005;38: 743-52.
88. Hartwell G, Bellizzi R. Clinical investigation of in vivo endodontically treated mandibular and maxillary molars. *J Endod* 1982; 8: 555-7.
89. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed

- tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *Journal of Oral Science* 2006;48:27–34.
90. Hashimoto K, Kawashima S, Kameoka S et al. Comparison of image validity between cone beam computed tomography for dental use and multidetector row helical computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007;36:465–71.
91. Hashimoto K, Yoshinori Y, Iwai K et al. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2003;95: 371–7.
92. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, Ebihara A, Suda H. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2007;40:247–53.
93. Hrdlicka A. Shovel-shaped teeth. *Am J Phys Anthropol* 1920;3: 429-65.
94. Hess W. Die anatomia der wurzelkanäle des menschlichen bebisses mit berucksichtigung der feineren verzweigungen am foramen apicale. Habilitationsschrift. Verlag: Buchdruckerei Berichthaus 1917.
95. Hetem S, Madeira M, Bernaba J. Contribuição ao estudo dos caninos inferiores birradiculares. *Rev Fac Odontol Araçatuba* 1965; 1: 83-92.
96. Hof R, Perevalov V, et al. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. *J Endod* 2010;36:691-6.
97. Hu H, Ling J, Gao Y. Effects of Irrigation Solutions on Dentin Wettability and Roughness. *J Endod* 2010;36: 1064-8.
98. Huang X, Ling J, Wei X, Gu L. Quantitative evaluation of debris extruded apically by using ProTaper Universal Tulsa rotary system in endodontic retreatment. *J Endod.* 2007;33:1102-5.
99. Hulsmanan M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 2005;10: 30-76.
100. Hulsmann M, Stryga F. Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. *J Endod* 1993;19:141-5.

101. Human Root Canal: A Scanning Electron Microscopic Study. *J Endod* 2009; 35:1573-6.
102. Huumonen S, Orstavik D. Radiological aspects of apical periodontitis. *Endodontic Topics* 2002;1:3–25.
103. Ibarrola JL, Chapman BL, Howard JH, Knowles KI, Ludlow MO. Effect of preflaring on Root ZX apex locators. *J Endod* 1999;25:625–6.
104. Ingle JL, et al. Endodontic cavity preparation. In: Ingle, JL, Bakeland LF, (2002), *Endodontics* 5th edition, Londres, BDC Decker Inc.
105. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between Profile and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2004;37:359-64.
106. Iqbal MK, Floratos S, et al. An in Vitro comparison of Profile GT and Profile GTX nickel-titanium rotary instruments in apical transportation and length control in mandibular molar. *J Endod* 2010;36:302-4.
107. Jakobson SJ, Westphalen VP, da Silva Neto UX, et al. The accuracy in the control of the apical extent of rotary canal instrumentation using Root ZX II and ProTaper instruments: an in vivo study. *J Endod* 2008;34:1342–5.
108. Javaheri HH, Javaheri GH. A comparison of three NiTi rotary instruments in apical transportation. *J Endod.* 2007;33:284-6.
109. Johnson, E.; Lloyd, A.; Kuttler, S.; Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod* 2008;34:1406–9.
110. Kazemm RB, Stenman E, Spangberg LS. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: torsional and bending tests. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:500-6.
111. Keiser J, Preston C. The dentition of the Lengua indians of Paraguay. *Am J Phys Anthropol* 1981; 55: 485-90.
112. Khedmat S, Assadian H, et al. Root canal morphology of the mandibular first premolars in an Iranian population using cross-sections and radiography. *J Endod* 2010;36:214-17.

113. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung G S P. Cyclic Fatigue and Fracture Characteristics of Ground and Twisted Nickel-Titanium Rotary Files. *J Endod* 2010; 36:147–52.
114. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J* 2009;42:593-602.
115. Kramkowski TR, Bahcall J. An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files. *J Endod* 2009;35:404–7.
116. Kutler Y. Microscopic investigation of root apexes. *J Am Dent Assoc* 1955; 50: 544-52.
117. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, et al. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod* 2009;35:401–3.
118. Lazzaretti DN, Camargo BA, Della Bona A, Fornari VJ, Vanni JR, Baratto Filho F. Influence of different methods of cervical flaring on establishment of working length. *J Appl Oral Sci.* 2006;14:351-4.
119. Leite F, Madeira MC, Simoes S, Niccoli filho WD, Oliveira JA, Martins AA. Estudo radiográfico da ocorrência de dois canais radiculares em primeiros pré-molares inferiores. *Ver Odontol UNESP* 1984; 13: 113-8.
120. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2007;103:114–9.
121. Loizides AL, Kakavetsos VD, Tzanetakakis GN, Kontakiotis EG, Eliades GA. Comparative study of the effects of two nickel–titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod* 2007;33:1455–9.
122. Lombart B, Michonneau JC. Anatomie des prémolaires et traitements endodontiques [Premolar anatomy and endodontic treatment]. *Revue Belge de Medecine Dentaire* 2005;60: 322–36.
123. Lopes HP, Siqueira JR. *Endodontia Biologia e Técnica*. 2ª edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A; 2007.

124. Low MTL, Dula KD, Burgin W, Von Arx T. Comparison of periapical radiography and limited cone-beam tomography in posterior maxillary teeth referred for apical surgery. *J Endod* 2008;34:557–62.
125. Lu TY, Yang SF, Pai SF. Complicated root canal morphology of mandibular first premolar in a Chinese population using the cross section method. *J Endod* 2006; 32:932–6.
126. Madeira MC, Hetem S. Incidence of bifurcations in mandibular incisors. *Oral Surg* 1973; 36: 589-9.
127. Madeira MC, Leite HR, De Oliveira JA, Simoes S, Niccoli WD. Anatomia exterior da raiz do primeiro pre-molar inferior. *Arq Cent Est Cur Odont* 1984; 21: 33-46.
128. Manogue M, Patel S, Walker R. Diagnosis and treatment planning. In: *The Principles of Endodontics*, 1st edn. Oxford: Oxford University Press. 2005;3.
129. Marending M, et al. Impact of irrigant sequence on mechanical properties of human root dentin. *J Endod* 2007;33:1325-8.
130. Martin B, et al. The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod* 2002; 28:540–2.
131. Martin B, Zelada G, Varela P, et al. Factors influencing the fracture of nickeltitanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003; 36: 262–6.
132. Master DH, Hoskins SW. Projection of cervical enamel into molar furcations. *J Periodontol* 1964; 35: 49-53.
133. Matthey J. NiTi Smart Sheet. West Chester, PA: Johnson Matthey, Inc [em linha] Disponível em http://www.sma.-inc.com/html/selected_properties.html. [Consultado em 28/02/2010]. 2002
134. McSpadden JT. *Mastering Endodontic Instrumentation*. Arbor Books, Inc 2006:10.
135. Melton DC, Krell KV, Fuller MW. Anatomical and histological features of C-shaped canals in mandibular second molars. *J Endod* 1991;17:384–8.
136. Metzger Z, Teperovich E, et al. The self-adjusting file (SAF). Part 1: respecting the root canal anatomy--a new concept of endodontic files and its implementation. *J Endod* 2010;36:679-90.

137. Metzger Z, Teperovich E, et al. The self-adjusting file (SAF). Part3 removal of debris and smear layer-A scanning electron microscope study. *J Endod* 2010;36: 697-702.
138. Metzger Z, Zary R, et al. The quality of root canal preparation and root canal obturation in canals treated with rotary versus self-adjusting files: a three-dimensional micro-computed tomographic study. *J Endod* 2010;36:1569-73.
139. Mizutani T, Ohno N, Nakamura H. Anatomical study of the root apex in the maxillary anterior teeth. *J Endod* 1992;18:344-77.
140. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *European Radiology* 1999;8:1558-64.
141. Mueller A. Anatomy of the root canals of the incisors cuspids and bicuspid of the permanent teeth. *J Am Dent Assoc* 1933; 20: 1365-86.
142. Nallapati S. Three canal mandibular first and second premolars: a treatment approach. A case report. *J Endod* 2005;31:474-6.
143. Nance R, Tyndall D, Levin LG, Trope M. Identification of root canals in molars by tuned-aperture computed tomography. *Int Endod J* 2000;33: 392-6.
144. NeelakantanP, Subbarao C, et al. Root and canal morphology of mandibular second molars in an Indian population. *J Endod* 2010;36:1319-22.
145. O'Connell MS, et al. A comparative study of smear layer removal using different salts of EDTA. *J Endod* 2000;26:739-43.
146. O'Connell OT, Brayton SM. Evaluation of root canal preparation with two automated endodontic handpieces. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1975;39: 298-303.
147. Oliveira OL. Morfologia externa das raízes de primeiros pré-molares superiores trirradiculares humanos. *Arq Centro Estud Curso Odontol* 1975;12: 203-20.
148. Omer OE, Al Shalabi RM, Jennings M, Glennon J, Claffey NM. A comparison between clearing and radiographic techniques in the study of the root-canal anatomy of maxillary first and second molars. *Int Endod J* 2004;37:291-6.

149. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2007;33:737-41.
150. Ozdemir H, Buzoglu H, Calt S, Stabholz A, Steinberg D. Effect of Ethylenediaminetetraacetic Acid and Sodium Hypochlorite Irrigation On *Enterococcus faecalis* Biofilm Colonization in Young and Old Human Root Canal Dentin: in Vitro Study. *J Endod* 2010;36:842-6.
151. Ozen T, Kamburoglu K, Cebeci ARI, Yuksel SP, Paksoy CS. Interpretation of chemically created periapical lesions using 2 different cone-beam computerized tomography units, an intraoral digital sensor, and conventional film. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009;107:426–32.
152. Paqué F and Peters OA. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of long oval root canals in mandibular molars with the self-adjusting file. *J Endod* 2011;37:517-21.
153. Park SY, Cheung GSP, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2010;36:1200-4.
154. Pasqualini D, Mollo L, et al. Postoperative pain after manual and mechanical glide path: a randomized clinical trial. *J Endod* 2012;38:32-6.
155. Patel S and Horner K. The use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int Endod J* 2009;42:755-6 .
156. Patel S, Dawood A, Whaites E, et al. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. *Int Endod J* 2009;42: 447–62.
157. Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography – an in vivo investigation. *Int Endod J* 2009;42,831–8.
158. Patel S, Pitt Ford T. Is the resorption external or internal? *Dental Update* 2007;34:218–29.
159. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J* 2009;42: 463–75.

160. Patterson SS. In vivo and in vitro studies of the effect of the disodium salt of ethylenediamine tetra-acetate on human dentine and its endodontic implications. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1963;16:83-103.
161. Pecora JD, Capelli A, Guerisoli DM, et al. Influence of cervical preflaring on apical file size determination. *Int Endod J* 2005;38:430–5.
162. Pecora JD, Saquy MD, Sousa Neto MD, Woelfel JB. Root form and canal anatomy of maxillary first premolars. *Braz Dent J* 1991;2: 87-94.
163. Pecora JD, Savioli RN, Costa WF, Cruz-filho AM, Fidel SR. Estudo da anatomia interna dos prémolares inferiores humanos. *Rev Bras Odontol*, 1991; 48:31-6.
164. Pecora JD, Woelfel JB, Sousa Neto MD, Issa EP. Morphologic study of the maxillary molars- part II: internal anatomy. *Braz Dent J* 1992;3: 53-7.
165. Pecora JD, Woelfel JB, Sousa Neto MD. Morphologic study of the maxillary molars- part I: external anatomy. *Braz Dent J* 1991;2: 45-50.
166. Pecora JD, et al. Novo método de diafanização de dentes. *Rev. F ac. Odont. Rib. Preto.* 1986;23:1-5.
167. Peixoto I, Pereira ESJ, et. al. Flexural fatigue and torsional resistance of Profile GT and Profile GT Series X instruments. *J Endod* 2010;36:741-4.
168. Peters OA and Paqué F. Root canal preparation of maxillary molars with the self-adjusting file: a micro-computed tomography study. *J Endod* 2011;37:53-7.
169. Peters OA, Barbakow F, Peters CI. An analysis of endodontic treatment with three nickel-titanium rotary root canal preparation techniques *Int Endod J* 2004; 37: 849–59.
170. Peters OA, Boessler C, et al. Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: canal surface preparation over time. *J Endod* 2010;36:1068-72.
171. Peters OA, et al. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003; 36, 93–9.
172. Peters OA, Laib A, Gohring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by highresolution computed tomography. *J Endod* 2001;27,1–6.

173. Peters OA, Peters CI, Schonenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analyzed by micro CT. *Int Endod J* 2003;36:86–92.
174. Peters OA, Schonenberger K, Laib A. Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int Endod J* 2001;34:221–30.
175. Plotino G, Grande NM, Pecci R, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Three-dimensional imaging using microcomputed tomography for studying the external and internal macromorphology of teeth. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1555–61.
176. Preiswerk G. Die pulpaamputation, eine klinische, pathohistologische und bakteriologische studie. *Oesterr-ung. V. F. Zahnheilkunde*, 1901; XVII: 145-220.
177. Pruett JP, et al. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77-85.
178. Pucci FM, Reig G. Conductos radiculares. Estudio de cada diente en particular. Montevideo, Barreiro y Ramos, 1944:174-239.
179. Rhodes J, Pitt Ford T, Lynch P, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental Endodontology. *Int Endod J* 1999;32:165–70.
180. Rhodes JS, Pitt Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. A comparison of two nickeltitanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. *Int Endod J* 2000;33:279–85.
181. Ribeiro A, Rothier A, Fidel R. Estudo da anatomia interna dos molares inferiores, submetidos ao processo de injeção por resina plástica (vinilite). *Rev Bras Odontol* 1986; 53:42-5.
182. Ricucci D. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1: literature review. *Int Endod J* 1998;31:384–93.
183. Roane JB, et al. Clockwise or counterclockwise? *J Endod* 1984;10:349–53.
184. Roane JB, et al. The balanced force concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985;11:203–11.
185. Robertson D, Leeb J, McKee M, Brewer E. A clearing technique for the study of root canal systems. *J Endod* 1980;6:421-4.

186. Robinson S, Czerny C, Gahleitner A, Ernhart T, Kainberger FM. Dental CT evaluation of mandibular first premolar root configurations and canal variations. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics* 2002;93:328–32.
187. Ruddle C, et al. Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns R, eds. *Pathways of the Pulp*, 8th edn. St Louis, MO: Mosby: 2002: 231–92.
188. Ruddle C, et al. *Creating endodontic excellence*, College of Dentistry University of Nebraska Medical Center. 2001
189. Ruddle C. The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 2005;10:187–90.
190. Ruddle C. The Protaper Technique : endodontics made easier. *Dent Today*, 2001; 20:58-60.
191. Ruddle C. The Protaper Technique : endodontics system: geometries, features and guidelines for use. *Dent Today*, 2001;20:60-67.
192. Rwenyonyi CM, Kutesa AM, Muwazi LM, Buwembo W. Root and canal morphology of maxillary first and second permanent molar teeth in a Ugandan population. *Int Endod J* 2007;40:679–83.
193. Saad AY, Al-Hadlaq SM, Al-Katheeri NH. Efficacy of two rotary NiTi instruments in the removal of gutta-percha during root canal retreatment. *J Endod.* 2007;33:38-41.
194. Sanfelice C, da Costa FB, et al. Effects of four instruments on coronal pre-enlargement by using cone beam computed tomography. *J Endod* 2010;36:858-61.
195. Saravanan Pooni BDS; Chellasamy Savarimala Karumaran, et al. Mandibular first premolar with two roots and three canals. *Aust Endod J* 2010; 36: 32–4.
196. Sattapan B, et al. Defects in rotary nickel–titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–5.
197. Schafer E, Erler M, Dammaschke T. Influence of different types of automated devices on the shaping ability of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments. *Int Endod J*; 2005; 38:627–36.
198. Schafer E, et al. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning

- effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2003;36:208- 217.
199. Schafer E. Metallurgie und Eigenschaften von Nickel-Titan-Instrumenten zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. In: Hulsman M, editor. *Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel- Titan-Instrumenten. Ein Handbuch.* Berlin: Quintessenz 2002:35–46.
200. Schilder H, et al. The thermomechanical properties of gutta percha. The history and chemistry of gutta percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974;37:954–61.
201. Schilder H. Filling root canals in three dimensions. *Dental Clinics of North America* 1967;11:723–44.
202. Sculli P. Size and morphology of the permanent dentition in prehistoric Ohio Valley Amerindians. *Am J Phys Anthropol* 1979; 50: 615-28.
203. Senia S, Regezi JA. Dens evaginatus in the etiology of bilateral periapical pathologic involvement in caries free premolars. *Oral Surg* 1974; 38: 465-8.
204. Sert S, Aslanalp V, Tanalp J. Investigation of the root canal configurations of mandibular permanent teeth in the Turkish population. *Int Endod J* 2004;37:494–9.
205. Siqueira JF, Alves FR, et al. Ability of chemomechanical preparation with either rotary instruments or self-adjusting file to disinfect oval-shaped root canals. *J Endod* 2010;36:1860-5.
206. Slowey RR. Root canal anatomy. Road map to successful endodontics. *Dent Clin North Am* 1979;23:555–73.
207. Solomonov M, Paqué F, Eilat Y, Berman L. The Challenge of C-shaped Canal Systems: A Comparative Study of the Self-Adjusting File and ProTaper. *J Endod*-2012;38:209-14.
208. Somma F, Leoni D, Plotino G, Grande NM, Plasschaert A. Root canal morphology of the mesiobuccal root of maxillary first molars: a micro-computed tomographic analysis. *Int Endod J* 2009;42:165–74.
209. Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, MTwo and ProTaper. *Aust Endod J* 2007;33:73-81.

210. Spanaki-Voreadi P, et al. Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39:171-8.
211. Stabholz A, Rotstein I, Torabinejad M. Effect of *preflaring* on tactile detection of the apical constriction. *J Endod* 1995;21:92-4.
212. Stone M. *Colour Atlas of Endodontics*, Mosby- Year Book, London; 1988;15-26.
213. Tasdemir T, Er K, Yildirim T, Celik D. Efficacy of three rotary NiTi instruments in removing gutta-percha from root canals. *Int Endod J* 2008;41:191-6.
214. Tennert CJ, Herbert et al. The effect of cervical preflaring using different rotary nickel-titanium systems on the accuracy of apical file size determination. *J Endod* 2010;36:1669-72.
215. *TF Technical Bulletin*, (www.tfwitrphase.com)
216. *TF: The Twisted File brochure*. Orange, CA: SybronEndo; 2008. Disponível em: <<http://www.tfwitrphase.com/>>. Acesso em: 03/02/2010.
217. Thompson SA, et al. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*; 2000; 33:297-310.
218. Thompson N. Development of a novel canal preparation technique using the torsional fatigue profile of the ProTaper F2 rotary instrument. Thesis (M.Sc.)--University of Toronto, 2006.
219. Trope M, Elfenbein L, Tronstad L. Mandibular premolars with more than one root canal in different race groups. *J Endod* 1986;12:343-5.
220. Turner C. Teeth and prehistory in Asia. *Sci. Am* 1989;3: 70-87.
221. Vander Voort G. Visual examination and light microscopy. In: Mill K, et al., eds. *Fractography*, ASM Handbook, 3^a ed. Materials Park, OH, USA: ASM International, 1987;12:96-7.
222. Varela Patino P, Biedma MB, Rodriguez Liebana C, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.
223. Varela Patino P, et al. Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endodontic Practice Today* 2008;2:193-7.

224. Varela-Patino P, et al. Alternating versus Continuous Rotation: A Comparative Study of the Effect on Instrument Life. *J Endod* 2010;36:157-9.
225. Velmurugan N and Sandhya R. Root canal morphology of mandibular first premolars in an Indian population: a laboratory study. *Int Endod J* 2009;42:54-8.
226. Velvart P, Hecker H, Tillinger G. Detection of the apical lesion and the mandibular canal in conventional radiography and computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Endodontology* 2001;92:682–8.
227. Vertucci FJ and Gegauff. A Root canal morphology of the maxillary first premolar. *J Am Dent Assoc* 1979; 99: 194-8.
228. Vertucci FJ, Seelig A, Guillis R. Root canal morphology of the human maxillary second premolar. *Oral Surg* 1974; 38: 456-64.
229. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the anterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1974; 89: 369-71.
230. Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984;58:589-99.
231. Vieira EP, Nakagawa RKL, Buono VTL, Bahia MGA. Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper Universal instruments after multiple clinical use. *Int Endod J* 2009;42:947-53.
232. Vier-Pelisser FV, Dummer PM, et al. The anatomy of the root canal system of three-rooted maxillary premolars analysed using high-resolution computed tomography. *Int Endod J* 2010;43:1122-31.
233. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346-51.
234. Walker R. Root form and canal anatomy of maxillary first pre-molars in a southern chinese population. *Endod Dent Traumatol* 1987; 3:130-4.
235. Walker RT, Brown JE. *Radiography In Endodontics*, 3rd ed. Philadelphia, PA, USA: Mosby, 2005;4:77–92.
236. Walker RT. Root canal anatomy of mandibular first premolars in a southern Chinese population. *Endod Dent Traumatol* 1988;4:226–8.

237. Walsch H. The hybrid concept of nickel–titanium rotary instrumentation Helmut. *Dent Clin N Am* 2004;48:183–202.
238. Webber RL, Messura JK. An in vivo comparison of digital information obtained from tuned-aperture computed tomography and conventional dental radiographic imaging modalities. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 1999;88:239–47.
239. Webber J, Machtou P, et al. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots International Magazine of Endodontology* 2011;7: 28-33.
240. Weiger R, ElAyouti A, Löst C. Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J Endod.* 2002;28:580-3.
241. Weine FS, Healey HJ, Gerstein H, Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1969;28:419-25.
242. Wenzel A. A review of dentists use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. *Dentomaxillofacial Surgery* 2006;35:307–14.
243. Whaites E. Periapical radiography. In *Essentials of Dental Radiology and Radiography*, 4th edn. Philadelphia, PA, USA: Churchill Livingstone Elsevier. 2007:10.
244. White S, Pharaoh M. *Advanced Imaging Modalities. Oral Radiology: Principles and Interpretation*, 5th edn. St Louis, MO: Mosby. 2004;13.
245. Widley WL, Senia S, Montgomery S. Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Med Oral Pathology*, 1992;74:499–507.
246. Willian D, Castellier JR. Estrutura dos Sólidos Cristalinos. In: wWillian D.; *Ciência e engenharia dos materiais uma introdução*. 7^a edição.
247. Woelfel JB. *Dental anatomy: its relevance to dentistry*. 4. ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1990.
248. Wu MK, Wesselink PR. A primary observation on the preparation and obturation in oval canals. *Int Endod J* 2001;34:137–41.
249. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel–titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2009;42:621–6.

250. Yang G, Yuan G, et al. Effects of Two Nickel-Titanium Instrument Systems, Mtwo versus ProTaper Universal, on Root Canal Geometry Assessed by Micro-Computed Tomography. *J Endod*-2011;37:1412-6.
251. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Shu Y, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2007;40:707-14.
252. Yared G, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failure. *Int Endod J* 2001;34:47-53.
253. Yared G, et al. Accuracy of the TCM Endo III torque-control motor for nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2004; 30:644-7.
254. Yared G, et al. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*. 2008;41:339-44
255. Yared G, Sleiman P. Failure of ProFile instruments used with air, high torque control and low torque control motors. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2002;93:92-6.
256. Yared G, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of Profile instruments used with high and low torque Motors. *Int Endod J* 2001;34:471-5.
257. You SY, Bae KS, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991-4.
258. Young GR et al. The principles of techniques for cleaning root canals. *J Austral Dent (Supplement)*; 2007;52:52-63.
259. Yum J, Cheung GS, et al. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2011;37: 382-6.
260. Zehnder M, et al. Chelation in root canal therapy reconsidered. *J Endod* 2005;31:817-20.
261. Zhang L, Luo H, Zhou X, Tan H, Huang D. The shaping effect of the combination of two rotary nickeltitanium instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod*. 2008;34:456-8.
262. Zillich R, Dowson J. Root canal morphology of mandibular first and second premolars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1973;36:738-44.
263. Zou L, Shen Y, Li W, Haapasalo M. Penetration of Sodium Hypochlorite into Dentin. *J Endod* 2010; 36:793-6.