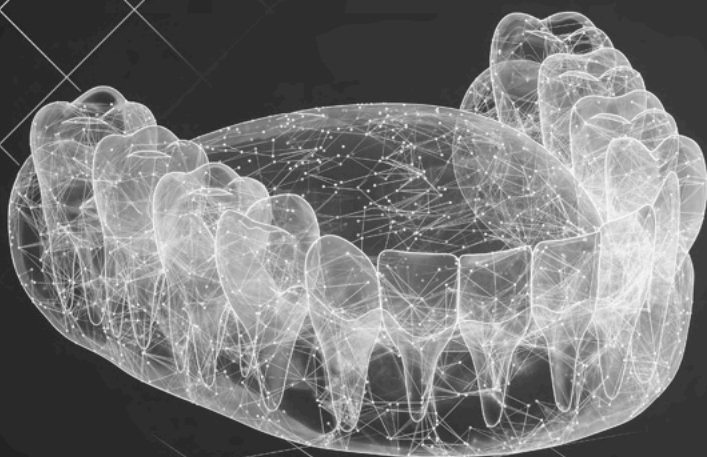


Novas tecnologias e
propriedades clínicas em
ODONTOLOGIA



Emanuela Carla dos Santos
(Organizadora)

Novas tecnologias e
propriedades clínicas em
ODONTOLOGIA



Emanuela Carla dos Santos
(Organizadora)

Editora chefe

Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira

Editora executiva

Natalia Oliveira

Assistente editorial

Flávia Roberta Barão

Bibliotecária

Janaina Ramos

Projeto gráfico

Bruno Oliveira

Camila Alves de Cremo

Luiza Alves Batista

Natália Sandrini de Azevedo

Imagens da capa

iStock

Edição de arte

Luiza Alves Batista

2022 by Atena Editora

Copyright © Atena Editora

Copyright do texto © 2022 Os autores

Copyright da edição © 2022 Atena Editora

Direitos para esta edição cedidos à Atena Editora pelos autores.

Open access publication by Atena Editora



Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição Creative Commons. Atribuição-Não-Comercial-Não-Derivativos 4.0 Internacional (CC BY-NC-ND 4.0).

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores, inclusive não representam necessariamente a posição oficial da Atena Editora. Permitido o *download* da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

Conselho Editorial

Ciências Biológicas e da Saúde

Profª Drª Aline Silva da Fonte Santa Rosa de Oliveira – Hospital Federal de Bonsucesso

Profª Drª Ana Beatriz Duarte Vieira – Universidade de Brasília

Profª Drª Ana Paula Peron – Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília

Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas

Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás



Prof. Dr. Cirênio de Almeida Barbosa – Universidade Federal de Ouro Preto
Prof^o Dr^a Daniela Reis Joaquim de Freitas – Universidade Federal do Piauí
Prof^o Dr^a Débora Luana Ribeiro Pessoa – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Douglas Siqueira de Almeida Chaves – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
Prof^o Dr^a Elizabeth Cordeiro Fernandes – Faculdade Integrada Medicina
Prof^o Dr^a Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília
Prof^o Dr^a Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Prof^o Dr^a Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof^o Dr^a Fernanda Miguel de Andrade – Universidade Federal de Pernambuco
Prof. Dr. Fernando Mendes – Instituto Politécnico de Coimbra – Escola Superior de Saúde de Coimbra
Prof^o Dr^a Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Helio Franklin Rodrigues de Almeida – Universidade Federal de Rondônia
Prof^o Dr^a Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Jefferson Thiago Souza – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Jesus Rodrigues Lemos – Universidade Federal do Piauí
Prof. Dr. Jônatas de França Barros – Universidade Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. José Aderval Aragão – Universidade Federal de Sergipe
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Prof^o Dr^a Juliana Santana de Curcio – Universidade Federal de Goiás
Prof^o Dr^a Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas
Prof^o Dr^a Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Prof^o Dr^a Maria Tatiane Gonçalves Sá – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Maurilio Antonio Varavallo – Universidade Federal do Tocantins
Prof^o Dr^a Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma
Prof^o Dr^a Natiéli Piovesan – Instituto Federaci do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá
Prof. Dr. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
Prof^o Dr^a Regiane Luz Carvalho – Centro Universitário das Faculdades Associadas de Ensino
Prof^o Dr^a Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora
Prof^o Dr^a Sheyla Mara Silva de Oliveira – Universidade do Estado do Pará
Prof^o Dr^a Suely Lopes de Azevedo – Universidade Federal Fluminense
Prof^o Dr^a Vanessa da Fontoura Custódio Monteiro – Universidade do Vale do Sapucaí
Prof^o Dr^a Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Prof^o Dr^a Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Prof^o Dr^a Welma Emídio da Silva – Universidade Federal Rural de Pernambuco



Novas tecnologias e propriedades clínicas em odontologia

Diagramação: Camila Alves de Cremo
Correção: Mariane Aparecida Freitas
Indexação: Amanda Kelly da Costa Veiga
Revisão: Os autores
Organizadora: Emanuela Carla dos Santos

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

N936 Novas tecnologias e propriedades clínicas em odontologia /
Organizadora Emanuela Carla dos Santos. – Ponta
Grossa - PR: Atena, 2022.

Formato: PDF

Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader

Modo de acesso: World Wide Web

Inclui bibliografia

ISBN 978-65-258-0658-7

DOI: <https://doi.org/10.22533/at.ed.587222209>

1. Odontologia. 2. Saúde bucal. I. Santos, Emanuela
Carla dos (Organizadora). II. Título.

CDD 617.6

Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná – Brasil
Telefone: +55 (42) 3323-5493
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br



Atena
Editora
Ano 2022

DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao artigo científico publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que os artigos científicos publicados estão completamente isentos de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.



DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código Penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access*, *desta forma* não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce*, ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.



APRESENTAÇÃO

A expansão do conhecimento é alcançada pela busca de soluções para os problemas do cotidiano. Essa busca incessante traz inúmeros benefícios e hoje é movida pela tecnologia.

Em Odontologia, a incorporação de novas tecnologias no planejamento e manejo de cada caso tem aperfeiçoado a prática clínica, tornando os procedimentos mais rápidos, seguros e menos invasivos.

Neste novo E-book a Atena Editora traz uma sequência de artigos que apresentam as novidades na área. Espero que tenha um ótimo momento de leitura!


Emanuela Carla dos Santos

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1..... 1

A IMPORTÂNCIA DE ESTRATÉGIAS NA PROMOÇÃO DA SAÚDE BUCAL NA GESTAÇÃO


Luana de Sousa Franco
Mara Ramel de Sousa Silva Matias
Caio César Silva França
Erick Thiago de Sousa
Carolina Pereira Tavares
Natanielly Oliveira de Abreu
Dalmária da Silva Raul Rocha
Camila Cardoso Ibiapina
Ana Caroline Chagas Silva Feitosa
Fernanda Noletto Santos
Maria Elisângela da Silva
Rita Flávia Mesquita

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222091>

CAPÍTULO 2..... 10

ANÁLISE TOMOGRÁFICA DO AUMENTO DE VOLUME ÓSSEO APÓS ENXERTO AUTÓGENO EM REBORDO ANTERIOR DE MAXILA

Kelvi Luiz de Freitas
Evaldo Artur Hasselmann
Leonardo Piazzetta Pelissari
Rafael Marques dos Santos
Alessandro Hyczy Lisboa

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222092>

CAPÍTULO 3..... 21

ANSIEDADE COMO FATOR PREPODERANTE PARA ADVENTO DE DTM

Luana de Sousa Franco
Camila Cardoso Ibiapina
Carolina Pereira Tavares
Brenda Gonçalves de Sá
Antoniél de Sousa Pereira da Silva
Fernanda Noletto Santos
Natan da Costa Damaceno
Rafaela Alves da Costa
Amanda Kalinca de Oliveira Silva
Ana Hellen Santos Costa
Fernanda Martins Sandes Bezerra
Liz Lemos Maranhão Souza Neta

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222093>


CAPÍTULO 4.....28

BIOSSEGURANÇA: AVANÇOS E ADAPTAÇÕES PERANTE A COVID-19

Julia Robledo Jerez

Marcus Vinícius Ganda dos Santos

Adilson de Oliveira

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222094>

CAPÍTULO 5.....30

CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS DAS LIMAS ROTATÓRIAS E A INFLUÊNCIA NAS SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Jairo Barros Weiss

Antônio Márcio Resende do Carmo

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222095>

CAPÍTULO 6.....56

CISTO DENTÍGERO RECIDIVADO COM COMPORTAMENTO RADIOLÓGICO DIFERENCIADO: RELATO DE CASO

Yann Lucas Barboza

Guilherme Rizental Koubik

Luciana Dorochenko Martins

Jessica Daniela Andreis

Gilson Cesar Nobre Franco

Dayane Jaqueline Gross

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222096>

CAPÍTULO 7.....62

EFICÁCIA DE TÉCNICAS CLAREADORAS EM DENTES NÃO VITAIS: REVISÃO DE LITERATURA

Brenda Gonçalves de Sá

Luana de Sousa Franco

Carolina Pereira Tavares

Patrícia Sthefânia Mulatinho Paiva

Laura Santa Rosa Gomes Netto

Paulo Rogério Corrêa Couto

Sérgio Salomão de Oliveira Moura

Maria Karen Vasconcelos Fontenele

Sophia Clementino Coutinho

Jânia Andreza Leite Braga

Antoniél de Sousa Pereira da Silva

Angela Luzia Moraes Silva de Moura

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222098>

CAPÍTULO 8.....71

EVOLUÇÃO ANATÔMICA HUMANA

Tiago Silva da Fonseca


Igor Duarte de Almeida

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.5872222099>

CAPÍTULO 9..... 82

GNOSIS Y SU APLICACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO DE ATENCIÓN DE URGENCIA DURANTE LA PANDEMIA COVID-19 EN CONSULTORIOS ODONTOLÓGICOS DE PUNO

Yaneth Carol Larico Apaza
Russel Allidren Lozada Vilca
Madelaine Huánuco Calsín
Oscar Mauricio Flores López
Rosa Isabel Larico Apaza
José Oscar Huanca Frías
Rene Eduardo Huanca Frías

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220910>

CAPÍTULO 10..... 95

MANIFESTAÇÕES IMAGENOLÓGICAS TOMOGRÁFICAS DO SIALOLITO GIGANTE: RELATO DE CASO


Lucas Santana Santos
Felipe Barros Castro
Daniella Dias Ramos
Maislla Mayara Silva Ramos
Marynny Teixeira Silva
Raul de Souza Gomes
Luis Victor Silva Ribeiro
Samya Leal Peixoto Pinto
Maria da Conceição Andrade de Freitas
Rita de Cássia Dias Viana Andrade
Claudio Leite de Santana

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220911>

CAPÍTULO 11..... 103

MOLDAGEM CONVENCIONAL X MOLDAGEM DIGITAL NA CONFECÇÃO DE MODELOS DE ESTUDOS

Luciana Maria Gonçalves Furtado Ramos
Julia Furtado Ramos
Elimario Venturin Ramos

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220912>

CAPÍTULO 12..... 108

REANATOMIZAÇÃO DE INCISIVO LATERAL CONÓIDE COM RESINA COMPOSTA DIRETA- REVISÃO DE LITERATURA

Victória Costa Leal
Lucas Rosa Sampaio
Helena Viriato de Alencar Vilar


 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220913>

CAPÍTULO 13..... 117

SINUSITE MAXILAR DECORRENTE DA INSTALAÇÃO DE IMPLANTES - RELATO DE

CASO


Lucas Pires da Silva
Rubens Jorge Silveira
Laryssa Thainá Mello Queiroz Cunha
Ângela Beatriz Cavalcante de Amorim Izac
Germano Angarani

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220914>

CAPÍTULO 14..... 123

STANDARDS GUIDELINES IN ORAL REHABILITATION


Hugo Carlos Campista
Jefferson David Melo de Matos
Daher Antonio Queiroz
Guilherme da Rocha Scalzer Lopes
Marco Antonio Bottino
Adolfo Coutinho Martins
Lucas Campagnaro Maciel
Marcelo Massaroni Peçanha

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220915>

CAPÍTULO 15..... 138

TÉCNICA 3S E 3S FULL FACE MODIFICADA BY ANA BASILE - SUSPENSÃO - SUSTENTAÇÃO - SUAVIZAÇÃO


Ana Carolina Nogueira Bientinez Basile
Helena Bittar Abrantes
Yara Aparecida Tovani
Erika de Aguiar Miranda Coelho
Vagner Coelho

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220916>

CAPÍTULO 16..... 146

TÉCNICAS DE RECOBRIMENTO RADICULAR DE CLASSE II: REVISÃO DE LITERATURA


Ramon Henrique Alves dos Santos
Nádia Cristina Fecchio Nasser Horiuchi

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220917>

CAPÍTULO 17..... 154

USE OF ND:YAG LASER SURGERY IN THE TREATMENT OF INFLAMMATORY FIBROUS HYPERPLASIA: A PRELIMINARY STUDY

Ana Carine Ferraz Rameiro
Thais Sayonara Romão Canuto
Luiz Alcino Gueiros
Jair Carneiro Leão
Giovanni Lourenzo Lodi

 <https://doi.org/10.22533/at.ed.58722220918>

SOBRE A ORGANIZADORA.....	165
ÍNDICE REMISSIVO.....	166

CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS DAS LIMAS ROTATÓRIAS E A INFLUÊNCIA NAS SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Data de aceite: 01/09/2022

Jairo Barros Weiss

Universidade Federal de Juiz de Fora
Centro Integrado de Saúde
Faculdade de Odontologia
Juiz de Fora

Antônio Márcio Resende do Carmo

Universidade Federal de Juiz de Fora
Centro Integrado de Saúde
Faculdade de Odontologia
Juiz de Fora

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal Juiz de Fora, como parte dos requisitos do curso de Pós-Graduação em Endodontia, para obtenção do título de Especialista em Endodontia. Orientador: Prof. Dr. Antônio Márcio Resende do Carmo

RESUMO: Os endodontistas e clínicos gerais que praticam a endodontia têm a sua disposição uma grande variedade de opções, com relação aos diferentes instrumentos que são oferecidos pelo mercado especializado. Novos instrumentos surgem constantemente e o conhecimento pode facilitar a compreensão das funções e indicações de cada um. Cada qual possui características que variam de sistema para sistema e devem ser de amplo conhecimento do profissional, contribuindo para um trabalho mais seguro e eficiente. A partir da década de 1980, iniciaram-se estudos que objetivaram analisar esses novos instrumentos. Com o objetivo de realizar uma revisão dessa literatura, enfocando em especial a influência

do design dos instrumentos na eficiência mecânica dos mesmos, foram agrupadas as características principais destes instrumentos: comprimento, geometria da seção, taper, formato da ponta, ângulo de ataque das lâminas, bandas radiais, ângulo helicoidal, número de flautas e pitch, e foram observados os fatores, em cada uma dessas características, que interferiram na eficiência e/ou resistência a separação dos instrumentos endodônticos rotatórios. O conhecimento adquirido na confecção desta monografia permite estabelecer que as escolhas de instrumentação endodôntica pelo profissional devem ser embasadas em critérios objetivos, pautados por pesquisa científica relevante e não influenciadas por efeitos do marketing.

PALAVRAS-CHAVE: Design, instrumentos endodônticos, instrumentação rotatória.

ABSTRACT: Endodontists and general practitioners who practice endodontics have at their disposal a wide range of options with respect to the various tools that are offered by specialized market. New tools are constantly emerging and knowledge can facilitate the understanding of the functions and indications of each one. Each one has characteristics that vary from system to system and that should be widely known professional, contributing to a more secure and efficient work. Since the 1980s, studies aiming to analyze these new instruments began. In order to realize a review of the literature, focusing in particular the influence of the design of the instruments in the mechanical efficiency of them were, the main characteristics of these instruments were grouped: length,

geometry section, taper, tip shape, angle of attack of the blades, radial bands, helix angle, number of flutes and pitch, and the factors were observed in each of these characteristics, which interfered with the efficiency and / or resistance to separation of rotary endodontic instruments. The knowledge acquired in the making of this paper establishes that the choices for endodontic instrumentation professional must be grounded in objective criteria, guided by scientific research relevant and not influenced by marketing purposes.

KEYWORDS: Design, fracture instruments, endodontic instruments, rotary instrumentation, nickel-titanium.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

+ número: refere-se ao número do instrumento endodôntico

%: percentual

/: sinal de divisão

μ : micrômetro

Al: alumínio

C: conicidade

Cantilever: braço de suporte

D_0 , D_3 , D_4 e D_{13} : diâmetro referente no comprimento determinado pelo número

DSC: calorimetria diferencial de varredura, tipo de análise térmica

EDS: espectro de energia de raios-X

Estereomicroscopio: aparelho capaz de aumentar de tamanho um objeto em determinado número de vezes

F_1 , F_3 , F_4 : Finishing. Referem-se aos instrumentos preconizados para serem utilizados no final do preparo do canal radicular: o número refere-se ao tamanho do instrumento

Fe: ferro

ISO: International Standard Organization

LK: lima endodôntica tipo kerr

MEV: microscópio eletrônico de varredura

Micro-CT: tipo de scanner

mm: milímetro

N: newton

Ncm: Newton x centímetro

Ni: Níquel

NiTi: Níquel-titânio

pH: potencial hidrogeniônico, indica acidez, neutralidade ou alcalinidade de uma

Rpm: rotações por minuto

S₁, S₂, S_x: Shapping. Refere-se aos instrumentos preconizados para serem utilizados no terço cervical do canal radicular, e o número refere-se ao tamanho do instrumento

Tip: refere-se ao D₀

U: formato da secção do instrumento endodôntico

VHN: teste padrão de dureza (Vickers)

XMCT: tipo de scanner

XRD: difração de raios-X

Zn: zinco

1 | INTRODUÇÃO

A endodontia contemporânea tem se deparado com novos instrumentos, principalmente os rotatórios de níquel-titânio e com o refinamento de técnicas de preparo químico-cirúrgico do canal radicular. Os instrumentos assumem importância fundamental durante o preparo biomecânico dos canais radiculares, uma vez que é através deles que se realiza a instrumentação a qual, complementada com a irrigação e a aspiração de soluções irrigadoras, permite atingir os objetivos da fase proposta por Schilder: a limpeza e a modelagem do canal radicular (LOPES, ELIAS e SIQUEIRA JR., 1999; LEONARDO e LEONARDO, 2002). Os primeiros sistemas de peça de mão automatizados que empregavam limas de aço inoxidável ocasionavam uma série de efeitos indesejáveis, principalmente pela frequente fratura do instrumento em razão de sua pouca flexibilidade, já que eles não podiam ser submetidos a rotações de 360 graus no interior do canal radicular. Com o desenvolvimento dos instrumentos endodônticos fabricados a partir da liga de NiTi esse objetivo tornou-se uma realidade, em razão da sua superelasticidade, menor módulo de elasticidade, alta energia armazenada durante a sua curvatura e grande resistência às fraturas torcional, flexural e à fadiga (WALIA et al., 1988; LOPES, ELIAS e SIQUEIRA JR., 1999; LEONARDO e LEONARDO, 2002).

A introdução de sofisticados computadores e o advento das máquinas de esmeril multi-eixo permitiram que os fabricantes ampliassem as fronteiras do desenho e desenvolvimento dos instrumentos com o intuito de proporcionar ao cirurgião dentista maior comodidade e velocidade, reduzindo acidentes e complicações, tais como desvio da curvatura do canal e transporte apical.

Os instrumentos de NiTi para instrumentação rotatória têm se mostrado superiores aos instrumentos manuais de aço inoxidável, principalmente no que diz respeito à

manutenção da curvatura do canal, da posição original do forame apical, e ao tempo de trabalho. OH et al. (2010)

Sabe-se que a atual experiência com a instrumentação rotatória cresceu, e podemos averiguar que, apesar das vantagens, ela não é uma panaceia para qualquer caso. O desenvolvimento de técnicas híbridas que combinam diferentes sistemas ou rotatórios com instrumentação manual nos permite ultrapassar a maioria dos obstáculos encontrados.

Entretanto, segundo Koch (2002):

[...] o instrumento que é excelente para um endodontista não será ideal para um clínico geral, que realiza duas a três intervenções por semana... Entretanto muitos dentistas não conhecem como o design influencia a performance clínica. Associado a esta confusão está o fato de o desenvolvimento ser contínuo e muito fluido (KOCH, 2002, p. 39)

O presente trabalho tem como objetivo o levantamento dos principais tópicos relacionados aos diversos fatores que regem a mecânica dos instrumentos rotatórios, sem abordar de maneira direta cada sistema de instrumentação. Assim, com a aquisição de um conhecimento geral da matéria, o leitor poderá, ao se deparar com diferentes instrumentos, avaliar suas prováveis características funcionais. Alguns fatores não são visíveis pela simples observação, como a geometria de secção. Porém outros fatores, como o número de espirais, ângulo helicoidal e a conicidade já podem ser vistos e ajudar o profissional na análise de um instrumento.

2 | PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi realizar uma revisão de literatura sobre a influência do design dos instrumentos na eficiência mecânica dos mesmos.

3 | REVISÃO DA LITERATURA

De acordo com o ensaio de Kazemi, Stenman *et al.*(2000), para uma comparação verdadeira de qualidades clinicamente relevantes de instrumentos fabricados a partir de ligas diferentes, os instrumentos devem ser idênticos em sua concepção. O propósito do estudo desses autores foi realizar ensaios mecânicos em aço inoxidável e de níquel-titânio em instrumentos de desenho idêntico. O experimento foi realizado em limas endodônticas de tipo H com dupla hélice, fabricadas a partir de aço inoxidável e níquel-titânio. Testes de torção e flexão foram realizados de acordo com a American National Standards Institute / American Dental Association especificação n ° 58 e da Organização Internacional de Padrões n ° 3630/1. Mudanças nos instrumentos durante o teste também foram analisadas com a técnica de leitura em microscópio eletrônico. Os resultados indicaram que o momento de torção das limas de aço inoxidável foi significativamente maior do que para o nickel-titânio ($P < 0,001$). Considerando que a deflexão angular média para os instrumentos de

níquel-titânio foi significativamente maior, o momento de dobra para os instrumentos de níquel-titânio foi significativamente menor ($P < 0,001$) do que o valor médio para os de aço inoxidável. O microscópio eletrônico de varredura demonstrou que as superfícies de fratura dos instrumentos de aço inoxidável eram do tipo frágil enquanto os de NiTi apresentaram fratura dúctil. Ainda segundo o estudo, quando o desenho de instrumentos endodônticos de ligas diferentes é idêntico, os de níquel-titânio apresentam maior flexibilidade na dobragem ao passo que instrumentos de níquel-titânio exigem menos força para deformar até a fratura.

Zinelis, Eliades *et al.*, (2010) buscaram avaliar a composição elementar, microestrutura, dureza dos instrumentos de níquel titânio e ainda a relevância dos efeitos de memória elástica e propriedades superelásticas. Dez marcas de instrumentos foram avaliadas (EndoSequence, Ergoflex k, Flexmaster, Hero 642, Hyflex X-file, K3 Endo, Liberator, NRT, Profile e Protaper). Após envolvê-los em resina e realizar a preparação metalográfica, a estrutura elementar, a estrutura e a dureza foram avaliadas utilizando um Rx de energia dispersiva/SEM com espectrômetro (EDX), Difrator de Rx (XRD), e medidores de microdureza. Os resultados da composição elementar e dureza foram analisados estatisticamente por ANOVA (análise de variância) seguido por teste de SNK ($\alpha : 0.05$). A correlação entre o conteúdo de Ni e a microdureza foi analisada pelo teste de Pearson. A partir destes dados, estes instrumentos foram classificados em quatro grupos, em função da quantidade de Ni da liga. O grupo um, formado por Protaper, Liberator, Profile, e K3, exibiu maiores índices de Ni do que Hyflex x-file porém menos que Hero 642, NRT e Ergoflex. Endosequence e flexmaster apresentam a maior quantidade de níquel. A análise XRD revelou a presença de fase austenítica em todos os instrumentos. A dureza Vickers variou de 312(k3) até 376 VHN (Endosequence). Não foi encontrada correlação entre o conteúdo de Níquel e a dureza nos instrumentos testados. Dados micro estruturais e de dureza confirmaram que os instrumentos foram obtidos por processo de trabalho a frio do fio de Ni-Ti, não havendo assim nem superelasticidade nem efeito memória nos mesmos.

Visando avaliar o impacto da evolução das matérias primas na fadiga e propriedades mecânicas de instrumentos Profile Vortex, Gao, Gutmann *et al.*, (2012) realizaram estudo *in vitro* com instrumentos #25 .06. Estes eram feitos de Aço Inoxidável, NiTi superelástico convencional, M-Wire NiTi e Vortex Blue NiTi. Submeteu-se estes instrumentos a testes de fadiga, torção, flexibilidade e microdureza Vickers. Os testes de fadiga cíclica foram realizados pela rotação dos instrumentos inseridos em canal artificial criado em aço inoxidável com raio de curvatura de 5-mm e ângulo de 90 graus, em velocidade de 500rpm. As propriedades de torção e flexibilidade foram avaliadas de acordo com a especificação ISO 3630-1. A microdureza Vickers foi analisada a partir de secções dos instrumentos com 300g de carga e tempo de permanência de 15 segundos. Encontraram-se os seguintes resultados: Vortex Blue foi superior em fadiga e flexibilidade, seguido por M-Wire, NiTi superelástico (convencional) e aço inox. Para força de torção e microdureza, aço inox e

M-wire obtiveram respectivamente a primeira e a segunda posições. Não houve diferença estatisticamente relevante entre NiTi superelástico e Vortex Blue. Vortex blue apresentou maior ângulo de distorção até o ponto de quebra, ao passo que os outros três materiais tiveram graus comparáveis de distorção. Com isso, concluiu-se que nas limitações do estudo em questão, a memória de forma da liga aparenta ser um material superior em comparação ao aço inox para uso em endodontia. Vortex Blue e M-wire oferecem vantagens sobre ligas convencionais de NiTi superelástico. Vortex blue teve ainda, aumentada resistência a fadiga e flexibilidade em comparação com Profile Vortex M-Wire.

Com o objetivo de avaliar a influência do taper progressivo comparado com o constante Bergmans et al. (2003) prepararam canais usando instrumentos rotatórios de NiTi. Usando um scanner XMCT e um software customizado elaborou uma análise de dez canais mesiais de molares inferiores por meio de reconstrução 3D, com resolução de 12.5 micrometros. Os espécimes foram escaneados (N=10 por grupo) antes e depois do preparo usando protaper (taper progressivo) ou K3 (taper constante). Valores numéricos de volume, curvatura, remoção de dentina e taxa de centralização foram obtidos em adição a inspeção visual por aberrações no canal. O transporte do canal variou de 8 a 212 μm (Protaper) e 4 a 187 μm (K3). Em Alterações de centralização próximas a furca coronária foram mais pronunciadas para ProTaper enquanto alterações mais apicais foram observadas no grupo K3. O desenho de taper progressivo do ProTaper foi menos influenciado pelo terço médio da curvatura do que o desenho de taper constante do K3, assim provendo boa centralização do preparo apical, entretanto, Protaper tende a transportar o preparo do canal para próximo da região da furca coronária.

Lopes *et al.* (2008) avaliaram a influência da conicidade de instrumentos endodônticos de NiTi mecanizados na flexibilidade, no número de ciclos para ocorrer a fratura e no comprimento do segmento fraturado. Para tanto foram utilizados 30 instrumentos #25/.02 ou .04 ou .06 com 25 mm de comprimento da marca K3[®] sendo dez instrumentos de cada conicidade. Os instrumentos foram padronizados através da seguinte fórmula: C (conicidade) = $D_{13} - D_3/10$ e $D_0 = D_3 - 3C$ e testados quanto a flexibilidade em cantilever, que proporcionou um deslocamento de 15 mm da extremidade de cada instrumento a uma velocidade de 15 mm/minuto com uma força de carga de 20N. Como esse teste não é destrutivo, foi possível a utilização desses instrumentos no ensaio de flexão rotativa até a fratura. Para tal foi confeccionado um canal artificial de aço inoxidável com diâmetro interno de 1,5 mm e comprimento total de 20 mm, sendo uma parte retilínea com 6,66 mm e uma parte em arco com 13,34 mm apresentando comprimento do raio de curvatura de 8,5mm e anteparo na extremidade do tubo. Esse canal foi preenchido com glicerina e os instrumentos foram acionados a uma velocidade de 300 rpm a direita e cronometrado o tempo até a fratura. Os resultados mostraram que houve diferenças estatisticamente significativas entre os instrumentos K3[®] de conicidades diferentes, sendo que os instrumentos #25/.02 são mais flexíveis que os #25/.04 e .06. Em relação ao número

de ciclos, os instrumentos #25/.06 apresentaram menos ciclos até a fratura que os demais, dado esse estatisticamente significativo e que quando comparado os instrumentos #25/.04 e .02 não houve diferenças estatisticamente significativas. Em relação ao ponto médio do comprimento do arco, no instrumento #25/.02 a fratura ocorreu a 6,65mm da ponta; no #25/.04 a 7,43mm e o #25/.06 a 8,25mm. Os autores concluíram que a flexibilidade dos instrumentos de NiTi e o número de ciclos até a fratura em flexão rotativa se reduz com o aumento da conicidade e que o comprimento do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade.

Para avaliar como o estresse nos instrumentos de Ni-Ti é afetado pelos diferentes designs, Kim Hc Fau - Kim, Kim Hj Fau - Lee *et al.*, (2009) realizaram testes de dobra, torção e simulação de uso em canais curvos. Foram utilizados quatro instrumentos rotatórios Ni-Ti de diferentes geometrias: Profile e HeroShaper (que possuem secção triangular), Mtwo (base retangular modificada em “S”, e NRT com a base em forma de retângulo modificado. Os instrumentos foram escaneados em um micro-CT e a partir de então elaborou-se modelos tridimensionais para os estudos. As características de resistência de cada instrumento foram obtidas a partir de uma série de testes de dobra e torção. Foi feita uma simulação de trabalho em canais curvos em modelo de canal com curvatura em 45 graus. A maior resistência foi obtida para os instrumentos NRT. Na simulação de trabalho, os instrumentos com design triangular de secção tiveram o fluxo de estresse melhor distribuído do que secções quadrangulares. Alta deformação plástica e estresse residual foi encontrados em Mtwo e NRT. Por fim, percebe-se que instrumentos de secção quadrangular tiveram pior distribuição de estresse e maior deformação plástica associada a estresse residual.

Oh et al. (2010) examinaram o efeito dos métodos de produção e a área da secção transversal de instrumentos rotatórios de NiTi submetidos a ensaio de resistência a fadiga cíclica. Foram utilizados 20 instrumentos #25/.06 de cada marca, K3[®], ProFile[®], RaCe[®] e Twisted File[®] na qual foram acionados por motor a uma velocidade de 500 rpm para os instrumentos Twisted File[®] e 300 rpm para os demais instrumentos em um canal simulado confeccionado em aço inoxidável com 1,5mm de diâmetro, ângulo e raio de curvatura de 60 graus e 5mm, respectivamente, previamente lubrificado. O número de ciclos para falha foi calculado. Os instrumentos Twisted File[®] obtiveram melhores resultados que os demais, dado estatisticamente significativo, enquanto a comparação dentre as outras marcas não houve diferença estatisticamente significante. Os instrumentos Twisted File[®] apresentaram a menor área da secção transversal e a maior resistência à fadiga cíclica enquanto os instrumentos K3[®] apresentaram a maior área da secção transversal, equivalendo a mais do que o dobro do Twisted File[®] e a menor resistência a fadiga cíclica. As superfícies de fratura foram analisadas no MEV em vários aumentos e foi observado que os instrumentos RaCe[®] apresentaram superfície livre de defeitos enquanto os instrumentos ProFile[®] e K3[®] foram os que apresentaram a maior quantidade de defeitos, como estrias oriundas da usinagem, micro trincas, detritos na superfície; por sua vez, os instrumentos Twisted File[®]

não apresentaram estrias oriundas da usinagem mas sulcos como estrias paralelas ao longo eixo. O modo de fratura dúctil foi encontrado em todos os instrumentos. Os autores concluíram que as quatro marcas de instrumentos de NiTi são instrumentos muito diferentes em relação à área transversal, ao método de fabricação, e à topografia da superfície. No entanto, este estudo demonstrou que a área transversal obteve um efeito significativo sobre a resistência à fadiga sob as condições experimentais utilizadas.

Para analisar teoricamente o efeito do “Pitch” e da geometria de secção na resistência torcional, Baek, Lee *et al.*, (2011) realizaram testes com elementos finitos em instrumentos Ni-Ti de diferentes formatos de geometria. Quatro formatos foram testados: triangular, retângulo alongado, retângulo e quadrado. O Taper e o raio periférico externo foram os mesmos, enquanto a secção transversal e a área central de núcleo variaram. Três valores de “Pitch” (5, 10 e 15 espirais) foram testados para cada geometria. A resistência a torção dos doze elementos finitos obtidos foi obtida pela torção dos 4 mm apicais em ângulo de 20 graus. Os modelos com maior Pitch obtiveram menor resistência torcional. O formato retangular conferiu maior resistência à torção do que os triangulares. Modelos com área seccional maior apresentaram alta resistência torcional. Com isso, os autores concluíram que a deformação e fratura de instrumentos Ni-Ti podem ser reduzidas pela redução do Pitch (aumentando o numero de espirais) e o aumento da área de secção transversal próxima ao núcleo.

Visando comparar o momento de flexão a resistência a fratura por torção, Canalda-Sahli *et al.* (1996) realizaram estudo a partir de instrumentos com secção geométrica triangular (K-files) feitos de níquel-titânio (NiTiflex, Naviflex), titânio (Microtitan) ou aço inoxidável (Flexofile, Flex-R). Um total de 200 instrumentos foram testados, dez instrumentos por cada tipo de tamanho 25 a 40, em acordo com a especificação ANSI/ADA número 28 e referência ISO no. 3630. Os instrumentos feitos de níquel/titânio apresentaram maior flexibilidade. Os de aço apresentaram maior momento de flexão do que os de Ni-Ti ou titânio, particularmente os Flex-R de #35 e #40. Com relação a resistência a fratura, medida pela deflexão angular até o ponto de fratura, Flexofile seguido por Flex-R foram mais resistentes a fratura e NiTiflex o menos resistente. Diferenças em deflexão angular entre os grupos de instrumentos foram maiores do que as encontradas para os momentos de torção. Assim, parece que a deflexão angular é uma medida mais específica para avaliar a resistência à fratura por torção.

Kataya, Ibrahim *et al.*, (2011) avaliaram as alterações encontradas após o uso clínico de três instrumentos; Protaper Universal, Liberator e V-taper. As medições foram realizadas antes e depois de os instrumentos serem usados para o tratamento de quatro canais radiculares humanos através da criação de imagens estéreo-microscópicas a partir dos três sistemas na mesma posição. Todas as imagens foram transformadas para o AutoCAD para avaliar mudanças nas medidas antes e após o uso. Os resultados mostraram que a maioria dos instrumentos testados foram sujeitos a deformações significativas ao

longo do comprimento das peças de trabalho dos instrumentos. Estas deformações foram apenas detectadas pelo programa AutoCAD, mas passaram despercebidas por qualquer exame visual ou microscópico. Os resultados sugerem que o software AutoCAD pode ser um importante aliado para prever e justificar descarte de uma peça antes ou durante a operação. Além disso, as considerações devem ser dadas ao material de construção e novas abordagens de implantes de ions, tais como eletro-polimento, que poderiam melhorar ou pelo menos ajudar a melhorar a resistência ao desgaste dos instrumentos.

Com o objetivo de comparar a resistência torcional entre os instrumentos RECIPROC e WaveOneKim, Kwak *et al.*, (2012) submeteram os dois instrumentos a testes de fadiga ciclica e resistência à torção. Foi realizado teste de fadiga ciclica com um movimento simultâneo de *Pecking motion* com os instrumentos ($n = 10$ para cada) em movimento de vaivém recomendado, até a fratura para o Reciproc R25 e WaveOne #25. Como grupo controle, ProTaper F2 foi testado em rotação contínua e o número de ciclos de fratura (NCF) foi determinada medindo o tempo para fratura. O comprimento do fragmento foi medido e a superfície da fratura foi examinada por microscopia eletrônica de varredura. A força de torção foi medida usando um torsionômetro depois de fixado os 5 mm apicais do instrumento rigidamente. A análise estatística foi realizada utilizando-se análise de variância. Desta forma obteve-se os seguintes resultados: Os resultados mostraram que a Reciproc teve maior NCF e WaveOne apresentaram uma maior resistência à torção do que os outros. Ambos os instrumentos demonstraram resistência à fadiga ciclica significativamente maior assim como resistência de torção que ProTaper ($P < 0.05$). A análise fotográfica mostrou características típicas de fadiga ciclica e falha por torção para todos os instrumentos. Conclusões: As duas marcas de instrumentos NiTi para uso com um movimento de reciprocidade parecem ter propriedades mecânicas superiores.

Para comparar a habilidade em retratamento de três marcas comerciais diferentes, Marques Da Silva, Baratto-Filho *et al.*, (2012), utilizaram instrumentos Protaper, D-Race e Mtwo para o tratamento de canais. Usando noventa premolares previamente instrumentados até #30 e obturados com guta percha e cimento, foram separados seis grupos de dentes aleatoriamente distribuídos ($n = 15$). Os grupos 1, 2 e 5 foram retratados usando Protaper Universal para Retratamentos (PTUR), D-Race, e M-two respectivamente. Os grupos 2, 4 foram retratados usando instrumentos adicionais F4, #40 taper.04 da Race e #40 . 040 da Mtwo respectivamente. Os canais foram separados/seccionados verticalmente, e as imagens das metades foram obtidas em alta resolução por meio de *scanner* e avaliadas em software AutoCad para calcular o percentual de material residual. Os dados foram analisados por Kruskal-Wallis e teste de Student-Newman-Keus ($p < 0.05$). Não foram encontradas diferenças significativas ($p > 0.05$) entre os grupos com instrumentos adicionais. O percentual de material residual foi menor no grupo PTUR e estatisticamente significativo quando comparado a D-Race. ($P = 0.0038$). Todos os canais apresentaram algum grau de material residual apos o retratamento, mesmo com instrumentação adicional.

Para Versluis, Kim *et al.*, (2012), o desenho do instrumento é essencial na performance mecânica das limas de níquel – titânio. Para comprovar isso, realizou um estudo avaliando como o pitch (passo), e a geometria de secção transversal afetaram a resistência flexural e ao estresse. Como método ele utilizou modelos de elementos finitos de instrumentos rotatórios com 4 configurações de secção (triângulo, retângulo alongado, retângulo e quadrado) e 3 pitches (5, 10, 15 voltas) foram criados. Utilizou-se a liga de níquel-titânio com propriedades superelásticas. Todos os modelos tinham o mesmo comprimento, taper e raio periférico externo. Variaram o corte seccional e o núcleo. Os modelos giraram axialmente sob flexão de 5 milímetros da ponta. Foram calculados a resistência flexural e o estresse máximo de Von Mises. Obteve-se os seguintes resultados: a resistência e o estresse máximo decrescem com a redução do pitch. O dobro ou o triplo de voltas reduzem a resistência flexural e o estresse de secções triangulares e retangulares em 6% e 12% respectivamente. Secções quadradas tiveram a menor influência (1% a 3% respectivamente). Áreas de secção quadradas (que apresentam maiores áreas de secção e de núcleo) tiveram alta resistência à flexão e ao estresse comparadas a outros modelos na mesma flexão. Modelos retangulares e triangulares com áreas centrais de núcleo iguais tiveram resistências similares ao estresse, porém modelos retangulares foram de 30 a 40% mais resistentes à flexão. O retângulo alongado teve a menor área de núcleo central e a menor resistência flexural e ao estresse. Concluiu-se que sob mesma deflexão da ponta, a resistência flexural e a resistência ao estresse estão correlacionadas com a área do núcleo. O aumento do pitch aumentou a resistência flexural e ao estresse.

4 | DISCUSSÃO

Nesse capítulo, serão analisadas as características geométricas das limas rotatórias e a influência nas suas propriedades mecânicas. Primeiramente o instrumento endodôntico será apresentado em suas linhas gerais. A seguir, serão elencados os fatores que influenciam a eficiência das limas, os elementos do design do material endodôntico e, finalmente, de modo breve, discorrer-se-á sobre as influências da escolha do design do instrumento para a eficiência do trabalho do endodontista.

4.1 O instrumento endodôntico

Instrumentos endodônticos são ferramentas metálicas que atuam como agentes mecânicos na instrumentação dos canais radiculares. São atualmente fabricados com ligas de aço inoxidável ou de Níquel-Titânio. (LOPES, 2010). Neste trabalho, analisaremos as limas, instrumentos cujas funções são a remoção do conteúdo presente nos canais radiculares e a formatação das paredes dos mesmos, de maneira a permitir a sua obturação.

4.2 Fatores que influenciam a eficiência das limas

Para Schafer (1999), a habilidade do instrumento endodôntico é afetada por diversos fatores, sendo um a interação complexa de diferentes parâmetros como: propriedades metalúrgicas do instrumento, design da secção de corte, número de flautas, corte e ângulo helicoidal.

4.2.1 Liga metálica empregada

Na odontologia, a liga metálica de níquel titânio é extensivamente usada para a produção de fios ortodônticos. A liga de níquel titânio foi introduzida na endodontia há duas décadas por Walia, Brantley e Gerstein (1988) após realizarem investigações em relação à viabilidade dos instrumentos endodônticos de NiTiNOL e de aço inoxidável na instrumentação de canais radiculares curvos. Para Lopes (2010), quanto maior a dureza da liga metálica empregada na fabricação do instrumento maior será a eficiência de corte com o mesmo. Machado (2010) acrescenta ainda que se o material oferece maior resistência a ser desgastado, então ele continuará cortando bem por mais tempo.

Em constante evolução, surgem no mercado novas ligas e tecnologias de tratamento que permitem a criação de instrumentos mais flexíveis e apresentando a mesma microdureza. Como exemplo, de acordo com Gao, Gutmann *et al.* (2012), a liga Vortex Blue, recentemente lançada, apresenta valores de microdureza iguais aos das ligas NiTi superelásticas convencionais. Zhou, Shen *et al.* (2012) sugerem que instrumentos endodônticos fabricados com fios de memória controlada (CM) têm uma maior flexibilidade dos que instrumentos semelhantes feitos de fios convencionais superelásticos (SE). Zinelis, Eliades *et al.*, (2010) relatam que esses instrumentos convencionais passam por tratamento térmico que varia de 450 a 550°C para a partir daí apresentar as capacidades de SE e CM.

Oh, Chang *et al.*, (2010), citam outro método para reduzir os defeitos de usinagem durante o processo de fabricação que é a torção do instrumento de NiTi. Instrumentos TwistFlex (TF) não apresentam banda radial, têm lâminas de ângulos positivos e feitas por torção do instrumento em combinação com um tratamento térmico, e um tratamento de superfície por desoxidação, o que aumenta a dureza da superfície e nitidez das flautas. O fabricante afirma que em seu processo patenteado, (R-fase tecnologia de tratamento térmico), modifica a estrutura cristalina para torná-la mais fina do que tradicionalmente ocorre, e assim maximiza a flexibilidade e resistência à ruptura sem afetar a superelasticidade. Também relataram que o tratamento térmico dos instrumentos pode efetivamente aumentar a flexibilidade e resistência à fadiga. Os instrumentos do tipo TF são feitos em secção transversal triangular, torcendo a liga níquel-titânio. Outra vantagem deste método foi levantada por Lopes (2010), que diz que os instrumentos obtidos desta maneira são trabalhados e obtidos a partir de um só corpo metálico, o que elimina a necessidade do uso de uma haste de latão engastada ao intermediário da lima. Com isso, reduz-se a

possibilidade de movimentos excêntricos que provocam a fratura do instrumento.

Para Leonardo (2009, p.), “tão importante quanto a liga ou o desenho do instrumento, o acabamento superficial é de suma importância para sua efetividade e risco de fratura.

4.2.2 Flexibilidade

A flexibilidade está diretamente relacionada a outros fatores, como design, liga e taper. Como exemplo, podemos citar as limas manuais do tipo NITIFLEX (Dentsply-Maillefer). Estas são do tipo K, confeccionadas em NiTi, e usam uma variação da secção geométrica triangular para prover aumento de resistência à torção a partir de um núcleo triangular de bordas convexas. Este formato lhe conferiu maior flexibilidade nos instrumentos de menor calibre. Já os de maior calibre têm secção geométrica triangular de bordas côncavas, o que reduziu a massa em instrumentos mais calibrosos, provendo mais flexibilidade. (MACHADO, Manoel. 2010).

A resistência do instrumento depende de uma série de fatores. Instrumentos com mesmo comprimento e taper podem apresentar severas diferenças na sua resistência torcional e flexural. Para melhor avaliar sua resistência Kim Hc Fau - Kim, Kim Hj Fau - Lee *et al.*, (2009) acreditam que os melhores estudos sobre o efeito de diferentes geometrias de secção na performance mecânica são aqueles realizados em canais curvos simulados.

Para Larsen, Watanabe *et al.* (2009) citado por Versluis, Kim *et al.*, (2012), a performance mecânica dos instrumentos de NiTi é principalmente determinada pelo processo de manufatura e pelo design. Processos de manufatura mais modernos podem aumentar a qualidade do instrumento e com isso permitir que ele atinja o potencial mecânico do design geométrico a ele atribuído. Além disso, Kim Hc Fau - Kim, Kim Hj Fau - Lee *et al.*, (2009), e Kim, Kwak *et al.*, (2012) afirmam que a fadiga cíclica do instrumento pode ocorrer sem que o ele indique qualquer sinal de deformação prévia. O torque aplicado ao instrumento é uma dentre diversas variáveis que podem influenciar, sobremaneira, a incidência de travamento, deformação e fratura por torção. Se o nível de torque aplicado ao instrumento é igual ou maior ao seu torque máximo, o instrumento irá se deformar e fatalmente romper. YARED *et al.*, (2003).

4.2.3 Corte

Felt, Moser *et al.*, (1982) apud Wan, Rasimick *et al.*, (2010), afirmam que o design do instrumento é um fator determinante na eficiência de corte. Segundo esses autores, as limas apresentam flautas mais horizontalmente enquanto os alargadores são mais verticais. Com isso, no mesmo comprimento de corte, as limas têm mais espirais do que os alargadores, afetando sua eficiência.

Com o objetivo de estabelecer a relação entre a secção de corte longitudinal e o numero de flautas, Schafer, (1999) realizou um estudo em que a eficiência de corte foi

usada como parâmetro para avaliar cinco tipos diferentes de designs de secção (quadrado, triângulo, losango, em forma de “S”, e ainda o design de Hedströen). Com respeito à eficiência de corte em movimento rotatório, a forma de losango obteve na configuração de 24 flautas, a maior eficiência de corte. Isso se repetiu também no movimento linear.

Em contrapartida, Wan, Rasimick *et al.*, (2010), após compararem a eficiência de três diferentes instrumentos em movimento recíprocante, concluíram que o número de flautas não teve influência na eficiência de corte. Outros fatores que afetam a eficiência de corte foram bem observados como tratamento de superfície, área de secção, esterilização, ângulo de ataque, design da ponta e propriedades metalúrgicas. No entanto extensos estudos devem ser conduzidos para avaliar a eficiência de corte em movimento recíprocante.

4.3 O design do material endodôntico

Nesta seção discorre-se, com base em literatura pertinente, sobre as seguintes características do design dos instrumentos endodônticos rotatórios: flexibilidade, corte, geometria da seção das limas, taper, formato da ponta, ângulo de ataque das lâminas, bandas radiais, ângulo helicoidal, número de flautas e pitch.

4.3.1 Comprimento

O comprimento do instrumento endodôntico de NiTi corresponde ao segmento entre a extremidade puntiforme e o encaixe para mandril. Estão presentes nesse segmento:

- guia de penetração;
- haste helicoidal;
- intermediário.

De acordo com Pécora (2005), a parte ativa de um instrumento para preparos apical e cervical corresponde a 16 mm de comprimento, embora existam também instrumentos de menor comprimento em parte ativa, destinados ao trabalho na parte cervical, conhecidos como alargadores. Estes podem medir entre 5 e 10 mm, variando segundo o fabricante.

4.3.2 A geometria da secção das limas

Para Versluis, Kim *et al.*, (2012), enquanto o estresse torcional pode ser controlado por meio de controle de torque, a flexão é determinada pela curvatura do dente, o que é um fator além do controle do clínico. Entretanto, a resistência à fadiga por flexão pode ser melhor manejada pela melhora das propriedades mecânicas do instrumento.

De acordo com Camps e Pertot, (1995), seções transversais menores criam mais espaços entre o instrumento e a parede do canal. Esse espaço extra permite que maior quantidade de detritos seja mais facilmente removida. Seções transversais mais largas não proveem espaço para o deslocamento dos detritos. Com isso, os detritos impedem que

o instrumento corte mais dentina. Para Wan, Rasimick *et al.*, (2010), a área de secção transversal pode ser determinante fator na eficiência de corte.

Para Schafer e Tepel, (2001), protótipos de secção em forma de losango apresentam menor resistência ao dobramento, assim como menor torque necessário a fratura do que outras configurações de design. Já os protótipos de secção quadrada obtiveram maior momento de dobra e maior torque até a separação do que outras configurações. A exceção ficou para o formato de “s”, que apresentou momento de dobra ainda superior. Com relação ao design, Schafer e Tepel (2001) mencionaram que a configuração da secção transversal é o principal parâmetro a influenciar as propriedades flexurais dos instrumentos, exercendo uma influência predominante sobre o número de espirais cortantes. Leonardo (2009), diz que limas com desenho triangular tendem a fazer mais ruídos (“click”) ao girarem dentro do canal radicular. Em caso de ruído excessivo, ele preconiza a diminuição da pressão aplicada ao instrumento, continuando a trabalhar na velocidade preconizada pelo fabricante. Ao tratar especificamente do sistema Endosequence, Leonardo (2009) afirma que o eletropolimento, associado ao design triangular e às bordas cortantes sem bandas radiais, tornam este sistema no de menor valor de torque necessário para o preparo e canais.

Recente trabalho de Versluis, Kim *et al.*, (2012) confirmou o trabalho de Schafer e Tepel, (2001) ao perceber que área de secção quadradas apresentam maiores áreas de secção e de núcleo, obtendo alta resistência a flexão e ao estresse comparadas a outros modelos na mesma flexão. Ainda percebe que as secções triangulares demonstram maior flexibilidade do que as quadradas. Conhecer o design de geometria da secção colabora na compreensão de como afeta a resistência flexural e ao estresse.

Para o desempenho clínico de instrumentos rotatórios, alta resistência torcional é desejável para a melhoria da eficiência de corte e reduzir risco de quebra por torção, enquanto a rigidez à flexão baixa é desejada em canais muito curvos para evitar o transporte do canal e reduzindo a fadiga flexural.

Tripriet al. (2006) citaram que a área da secção transversal e guias radiais são, na realidade, inversamente proporcionais à flexibilidade das limas de NiTi. De acordo com Pécora (2005) as canaletas observadas na superfície do corte transversal da haste helicoidal podem ser: côncavas; convexas; sinuosas (côncava e convexa) e retilíneas.

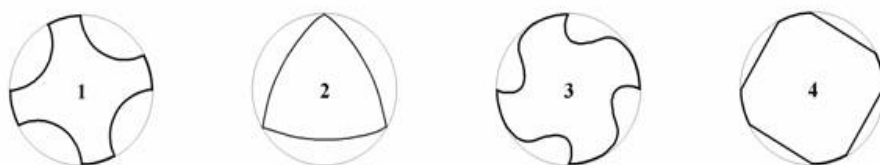


Figura 1: formatos de áreas de secção transversal: 1. côncavo; 2. convexo; 3. sinuoso; 4: retilíneas

Fonte: Pécora (2005)

Outros tipos de formas básicas podem ser encontrados, como o formato de duplo”s” de instrumentos Mtwo, retangulares e ainda arredondados. A imagem extraída de artigo científico de Versluis, Kim *et al.*, (2012) mostra outras possibilidades básicas de forma. (Vide Anexo 2)

4.3.3 *Taper dos instrumentos*

Taper (ou conicidade) é uma característica particularmente importante aos conceitos de sistemas. Temos em geral, duas opções de instrumentação. Na primeira, os instrumentos usam o mesmo taper e variam o tamanho da ponta. Um exemplo disso é o instrumento manual tipo k. Profile, que apresenta taper constante de .04, variando o tamanho de suas pontas. Na segunda opção de instrumentação, os instrumentos variam o taper, mantendo o diâmetro da ponta. Os sistemas GT empregavam a variação de taper enquanto os sistemas Quantec apresentam um gradual aumento de taper.

Segundo Bergmans, Van Cleynenbreugel *et al.*, (2003), “o design de triângulo convexo da secção do Protaper associado a um avançado design de flauta, combina múltiplos tapers na mesma haste, exercendo menor influência no terço médio da curvatura, quando comparado a outro instrumento de taper constante (K3). A literatura descreve que a sequência de *Shaping* aumenta a sua flexibilidade do terço médio para o apical. Entretanto o Protaper tende a transportar o preparo para próximo da região da furca coronária, resultado do abrupto aumento de conicidade do instrumento nesta região.

Koch e Brave (2004) citam que instrumentos de taper superiores a 0.4 muito são “duros” e que por conta disso companhias lançaram instrumentos tapers 0.02 com ISO igual ao dos manuais Entretanto se eles podem funcionar bem nas mãos de especialistas, podem se tornar perigosos aos clínicos menos habilidosos devido a sua menor resistência no trabalho em curvaturas, podendo se quebrar mais facilmente. Para estes menos habilidosos o autor sugere o uso de instrumentos manuais que manteriam a segurança nessas situações. Os mesmos autores, em outro trabalho, defendem a ideia de que o Taper mais indicado deveria ser o 0.06, visto que permite maior facilidade na irrigação dos canais, melhoria na qualidade de obturação e por conta disso, redução de dor pós operatória.

Koch (2002) concluiu que a flexibilidade dos instrumentos de NiTi e o número de ciclos até a fratura em flexão rotativa reduz com o aumento da conicidade e que o comprimento do segmento fraturado aumentou com o aumento da conicidade.

Maia Filho et al. (2009) que salientam que a flexibilidade diminui com o aumento do diâmetro nominal e com o aumento da conicidade. Quanto maior o diâmetro, maior a massa metálica dos instrumentos e maior momento de inércia. Segundo Lopes et al., (2008), a força necessária para flexionar instrumentos da marca K3® de conicidade 0.06 foi cerca de 72% maior do que a necessária para flexionar os de conicidade 0.04 e de 347% maior do que a necessária para flexionar os de conicidade 0.02. Uma importância da resistência à

flexibilidade do instrumento é que eles mantêm o preparo de canais radiculares curvos mais centrados quando comparados a instrumentos endodônticos mais rígidos, o que diminui o risco de transporte apical. (CAMPS e PERTROT, 1995; GAMBARINI et al., 2008).

Machado, (2010) nos ensina que uma grande vantagem advinda da variação de conicidade é a possibilidade de preparos mais “inteligentes”, pois se trabalha inicialmente com instrumentos com conicidade maior que agem seletivamente na porção cervical do canal, reduzindo o atrito para os instrumentos posteriormente empregados. O autor cita ainda a existência de instrumentos cuja conicidade aumenta em 0.12 mm a cada milímetro quando se dirige em direção ao ápice, ou seja, uma conicidade de 0,12.

4.3.4 Formato da ponta

Atualmente a maioria dos dentistas utiliza-se de pontas sem corte. Pontas (tips) cortantes em instrumentação rotatória podem ser muito agressivas. O primeiro acidente com pontas cortantes pode ser ultrapassar o limite do comprimento da raiz. Uma ponta não cortante criaria um círculo concêntrico no final do canal, facilitando uma obturação mais perfeita. Se ao invés disso usarmos uma ponta cortante, obteremos no final um formato elíptico que dificultará a obturação. (KOCH, 2002).

Lopes (2010) afirma que a geometria da ponta interfere no cateterismo de canais atresados, assim como na limpeza e modelagem final do preparo apical de um canal radicular. Instrumentos com pontas piramidais têm uma maior velocidade de avanço no canal, mas geram também uma maior incidência de desvios. Já as pontas cônicas circulares não têm atividade de corte e avançam no interior do canal pela compressão e esmagamento de dentina. Vértices obtusos favorecem a um deslizamento do instrumento diante de irregularidades na parede do canal. O autor ressalta ainda a importância de conhecermos melhor a geometria da ponta dos instrumentos visto que o resultado do tratamento endodôntico depende do conhecimento do profissional sobre o instrumento usado.

Câmara (2008), em sua tese de Doutorado, afirma que a ponta dos instrumentos Protaper Universal sofreu alterações em relação ao modelo antigo, denominado anteriormente como Protaper, contribuindo para a segurança em seu uso. No novo modelo, os ângulos de transição ficaram mais suaves e mudou de “parcialmente ativa” para uma ponta “segura” arredondada. Koch por sua vez, não acredita em pontas parcialmente ativas, preconizadas por alguns sistemas. Para ele as pontas são cortantes ou não o são.

4.3.5 Ângulo de ataque das lâminas

A formação do ângulo de corte é feita por meio da secção reta transversal, que pode ser triangular, quadrangular, em forma de “U” e triangular modificada, e do contato entre a parede do canal radicular e a aresta lateral de corte. Esse ângulo pode ser positivo, negativo

ou neutro. O ângulo de corte positivo possui uma eficiência de corte mais agressiva, o ângulo negativo permite realizar o corte da dentina de uma forma menos invasiva e mais segura e o ângulo neutro atua de forma intermediária. Essa variação do ângulo influencia na escolha do valor do torque e da velocidade de rotação, sendo maior para os instrumentos com ângulo negativo e menor para os de ângulo positivo (LOPES, ELIAS e SIQUEIRA JR., 1999; LARSEN et al., 2009).

Os ângulos de corte são importantes para efetivar a eficiência de corte do instrumento. A maioria limas endodônticas convencionais utilizam ângulo de inclinação neutro. Um ângulo negativo de inclinação é menos agressivo mas a eficiência do corte de um instrumento pode também ser efetuada pela design. Por exemplo, a ProTaper tem uma inclinação negativa, mas devido a sua conicidade progressiva, o instrumento corta de forma muito eficaz. No entanto, muitos profissionais acreditam o ângulo de inclinação ideal é, de fato, ligeiramente positivo, mas não excessivamente positivo. Um ângulo muito positivo pode conduzir à separação.

Para Lopes (2010), instrumentos com ângulos de ataque positivos desbastam as paredes do canal de forma mais invasiva que os de ângulos neutros. Por sua vez, instrumentos que têm o ângulo interno da aresta lateral cujo vértice for mais agudo mostrarão maior eficiência de corte por alargamento. Lopes diz ainda que as especificações ADA e ISO não fornecem valores referentes para esses ângulos.

4.3.6 *Bandas radiais*

Para Koch K, (2002), bandas radiais (*radial lands*) são as superfícies que se projetam axialmente a partir do eixo central, entre as flautas, na medida da aresta de corte. Em combinação com a ponta não cortante, ajuda a manter o instrumento bem centrado no canal. Segundo Koch, um “outro caminho de evolução é a utilização das bandas como suporte de lâminas cortantes. A maioria dos instrumentos rotatórios derivam sua força a partir da massa do núcleo. Essa força periférica pode ser adicionada a partir da inserção de bandas radiais”. De acordo com a AMERICAN Association of Endodontics, os instrumentos podem apresentar ou não as bandas radiais. Aqueles que a apresentam demonstram ser mais seguros, porém mais lentos no preparo dos canais. (Anexo 3)

4.3.7 *Ângulo helicoidal*

Por definição, o ângulo helicoidal é o ângulo que as superfícies cortantes fazem ao longo do eixo do instrumento. Instrumentos com ângulo helicoidal constante tendem a acumular debris, especialmente na parte coronária. Além disso, tendem também a sofrerem “screwing” (atarrachamento) no interior do canal. Variando os ângulos das flautas, debris são mais facilmente removidos. K3 usa um ângulo helicoidal que aumenta da ponta para o corpo. Já os RaCe usam uma alternância de designs helicoidais, com partes espiraladas

e não espiraladas ao longo do comprimento de trabalho. Esta característica reduz a tendência do instrumento ser “sugado” para o interior do canal. KOCH , (2002). Segundo Lopes, (2010), quanto menor o ângulo de inclinação da hélice, maior será a eficiência de corte por alargamento.

De acordo com Schafer, (1999), as marcas comerciais disponíveis no mercado de instrumentos endodônticos que possuem ângulo helicoidal maior que 45 graus se mostram mais efetivas em movimento de limagem ao passo que materiais com ângulos menores que 45 são mais efetivos em movimento rotatório.

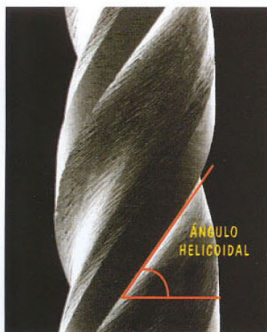


Figura 2 – Ângulo Helicoidal

Fonte: Leonardo, 2010.

4.3.8 Número de flautas

Leonardo (2010) citando John T. Macspadden, diz que:

“Quanto mais estrias existirem por unidade de área ao redor da parte ativa do instrumento, maior torque é necessário para rotacioná-lo, e mais pontos de concentração de estresse existem, potencializando a fratura, mas ganhando flexibilidade”. (LEONARDO, 2010, p. 271)

Em acordo com o trabalho de Schafer e Tepel, (2001) o número de flautas afeta de maneira diferente o poder de resistência ao dobramento assim como a deflexão angular. Enquanto nos protótipos com secção quadrada e triangular o número de flautas teve pouca ou nenhuma diferença no poder de resistência ao dobramento, protótipos com design de *headstroen* na configuração de 32 flautas obtiveram alta resistência ao dobramento ($p < 0.05$). Por outro lado, protótipos com formato de losango com 16 flautas obtiveram maiores momentos de dobra do que os de 24 e 32 flautas.

Ao estudarem três diferentes instrumentos com uso em movimento de reciprocidade, Wan, Rasimick *et al.*, (2010) concluíram que o número de flautas não teve efeito na eficiência de corte. Estudos complementares podem ser sugeridos para avaliar a influência de dinâmica do movimento no poder de corte de instrumentos com diferentes números de flautas.

4.3.9 Pitch

Passo ou “Pitch” é o número de espirais por unidade de medida. De acordo com testes realizados em modelos de elementos finitos realizados por Versluis, Kim *et al.*, (2012), a resistência flexural e o estresse máximo decrescem com o aumento das espirais (redução do pitch). Segundo os autores, a possível explicação para esse fenômeno está relacionada ao mesmo efeito que ocorre com o comprimento das limas, que ao serem mais longas têm sua flexibilidade aumentada. A redução do pitch leva a um aumento da quantidade de espirais e assim também o comprimento final das bordas cortantes. Isso é o que determinaria a redução de resistência flexural e torcional dos instrumentos.

Glickman *et al.*, (2007), acreditam que o pitch de um instrumento pode ser significativo por diversas razões, gerando impacto na sua sensibilidade tátil, por conta da alteração da área de contato causada pela mudança dos pontos de contato.

4.4 Influências da escolha do design do instrumento para a eficiência do trabalho de endodontia

Leonardo (2009) elaborou diagramas nos quais relaciona a cinemática de utilização dos instrumentos às suas características de design. O corte foi diretamente relacionado à secção de geometria transversal. Em relação ao ângulo helicoidal, a principal alteração na cinemática do instrumento incorre na possibilidade de ocorrer o “parafusamento”. A conicidade, por sua vez, afetará o ajuste do instrumento ao canal, levando-o a trabalhar mais livre ou mais aderido à parede. Quanto ao design de ponta, esta pode levar a ocorrência de obstrução e deformação do trajeto original.

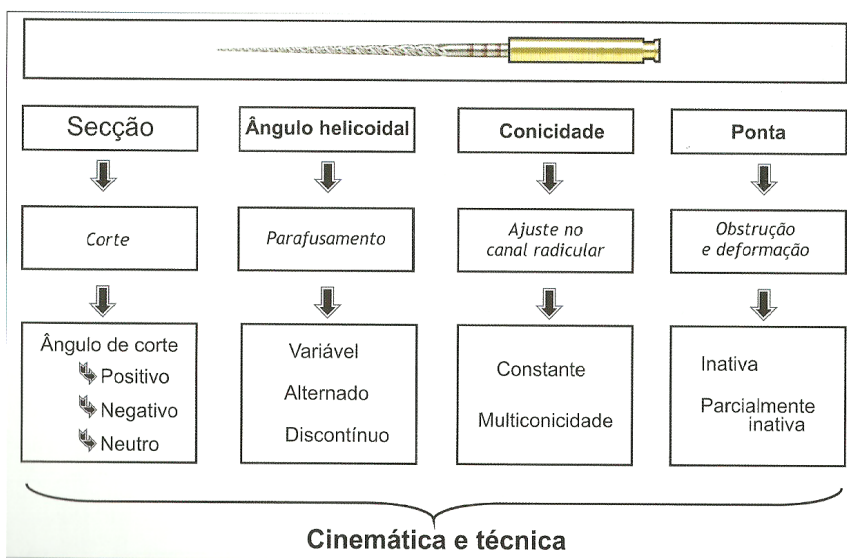


Diagrama 1 Cinemática e técnica.

Fonte: Leonardo e Leonardo, 2009, p. 287.

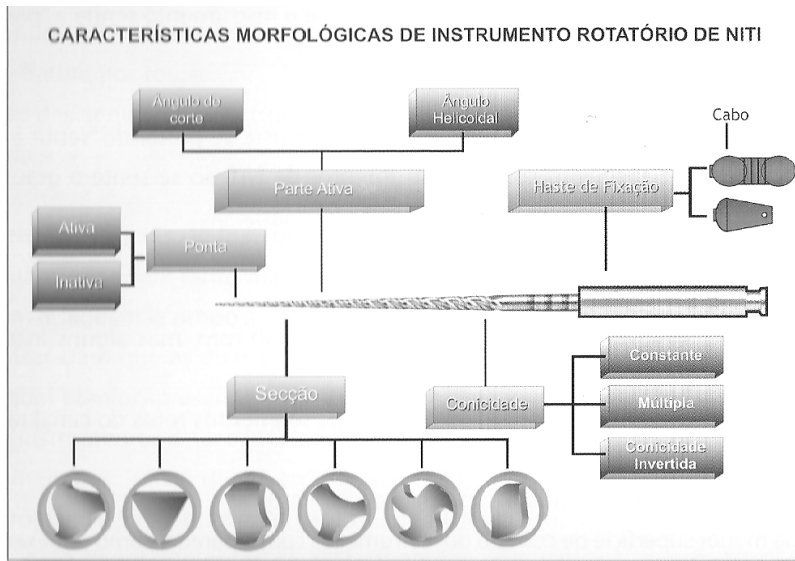


Diagrama 2: Características morfológicas de instrumento rotatório de NiTi.

Fonte: Fonte: Leonardo e Leonardo, 2009, p. 285.

51 CONCLUSÃO

Após revisar a presente literatura, fica claro que avançamos bastante em qualidade e eficiência dos instrumentos endodônticos rotatórios. Porém, ainda não se tem um trabalho que nos permita comparar todas as características do design ao mesmo tempo, permitindo, com isso, uma escolha melhor orientada, de acordo com as funções exercidas por cada modelo e sua conveniência no que se refere à funcionalidade e resistência. A técnica do operador necessita ser constantemente aprimorada para acompanhar os mais recentes avanços tecnológicos do mercado. É importante conhecermos o instrumento com o qual estamos lidando para dele extrairmos suas melhores propriedades e assim evitarmos problemas. A habilidade do operador constitui importante fator na obtenção de um tratamento endodôntico eficiente, e é uma variável não mensurável e, entretanto, é fator relevante na avaliação que o profissional faz dos instrumentos.

DEDICATÓRIA

A Deus, acima de todas as coisas, que nos permite a dádiva de viver.
Aos meus pais, pilares de uma família forte e sempre disposta a se ajudar.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Antônio Márcio, pela atenção a mim dispensada.

Agradeço aos brilhantes professores do curso, que tanto contribuíram em minha formação profissional, alguns desde os tempos de faculdade, mostrando o caminho e corrigindo as minhas falhas. Cada um, à sua maneira, soube trazer conhecimento e prática, deixando-nos mais confiantes para encarar os desafios desta complexa especialidade.

Aos colegas de turma, com os quais aprendi muita coisa. Sempre foi agradável estar ao lado de todos.

Agradeço em particular à minha namorada Agnes, pela paciência com os finais de semana atrapalhados.

À minha irmã, Prof. Dra. Denise Barros Weiss, que colaborou com a revisão destes textos, e não desanimou com os estranhos termos técnicos aqui empregados.

REFERÊNCIAS

ALLEN, M. J.; GLICKMAN, G. N.; GRIGGS, J. A. Comparative Analysis of Endodontic Pathfinders. **Journal of Endodontics**, v. 33, n. 6, p. 723-726, 2007. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239907001628>>.

AMERICAN Association of Endodontics. Rotary instrumentation: an endodontic perspective. In: **Endodontic: colleagues for excellence**. AE, 2008. Disponível em: <http://www.aae.org/uploadedfiles/publications_and_research/endodontics_colleagues_for_excellence_newsletter/winter08ecfe.pdf>.

BAEK, S.-H. et al. Comparison of Torcional Stiffness of Nickel-Titanium Rotary Files with Different Geometric Characteristics. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 9, p. 1283-1286, 2011. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239911006637>>.

BERGMANS, L. et al. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. **Int Endod J**, v. 36, n. 4, p. 288-95, Apr 2003. ISSN 0143-2885 (Print) 0143-2885 (Linking). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12702124>>.

CÂMARA, Alexandre Sandri. Avaliação das alterações geométricas e dimensionais dos instrumentos de NiTi do sistema ProTaper para o sistema ProTaper Universal e o efeito destas para a flexibilidade e a resistência torcional. Araraquara: UNESP 2008. Tese de doutorado.

CAMPS, J. J.; PERTOT, W. J. Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. **International Endodontic Journal**, v. 28, n. 6, p. 279-284, Nov 1995. ISSN 0143-2885. Disponível em: <<Go to ISI>://WOS:A1995TL87600002 >.

CANALDA-SAHLI, C., BRAU-AGUADÉ, E e BERASTEGUI-JIMENO, E. A comparison of bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. **International Endodontic Journal**. v. 29. p. 185-189. 1996.

FRANCISCHETTI, F. L. Fatores relacionados à fratura dos instrumentos rotatórios de NiTi. Juiz de Fora (MG), 2010. 60f. Monografia (Curso de Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora

FELT, R. A.; MOSER, J. B.; HEUER, M. A. Flute Design of Endodontic Instruments - Its Influence on Cutting Efficiency. **Journal of Endodontics**, v. 8, n. 6, p. 253-259, 1982. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<Go to ISI>://A1982NU22400002 >.

GAO, Y. et al. Evaluation of the Impact of Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. **Journal of Endodontics**, v. 38, n. 3, p. 398-401, 2012. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239911013458>>.

KATAYA, M. et al. Correlating cutting efficiency and debris retention of endodontic files to their design features using AutoCAD measurements. **Engineering Failure Analysis**, v. 18, n. 7, p. 1775-1783, 2011. ISSN 1350-6307. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350630711000835>>.

KAZEMI, R. B.; STENMAN, E.; SPANGBERG, L. S. W. A comparison of stainless steel and nickel-titanium H-type instruments of identical design: Torcional and bending tests. **Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics**, v. 90, n. 4, p. 500-506, Oct 2000. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<Go to ISI>://000089867700019 >.

KIM HC FAU - KIM, H. J. et al. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. n. 1365-2591 (Electronic), 2009 Jul 2009.

KIM, H. C. et al. Cyclic fatigue and torcional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. **J Endod**, v. 38, n. 4, p. 541-4, Apr 2012. ISSN 1878-3554 (Electronic) 0099-2399 (Linking). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22414846>>.

LARSEN, C. M. et al. Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 3, p. 401-403, Mar 2009. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<Go to ISI>://000264761900017 >.

KOCH, K. A.; BRAVE, D. G. Real World Endo Sequence File. **Dent Clin North Am**, v. 48, n. 1, p. 159-82, Jan 2004. ISSN 0011-8532 (Print) 0011-8532 (Linking). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15066512>>.

KOCH K., D. A. D. B., DDS. Real World Endo:Design Features of Rotary Files and. 2002. Disponível em: <http://www.saudident.com/album/data/media/2/Endo_1.pdf>.

LEONARDO, Mario Roberto e LEONARDO, Renato de Toledo. **Endodontia: Conceitos biológicos e recursos tecnológicos**. São Paulo: Artes Médicas, 2009.

LOPES, Helio Pereira. **Endodontia: biologia e técnica**. 3.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2010.

LOPES, H. P. et al. Influência da conicidade de instrumentos endodônticos de NiTi na flexibilidade e número de ciclos à fadiga. **Robrac**, Porto Alegre v. 17, n. 43, p. 65-72, Dez. 2008.

MACHADO, Manoel Eduardo de Lima. **Endodontia: da biologia à técnica**. São Paulo Grupo Gem editorial, 2007.

MARQUES DA SILVA, B. et al. Effectiveness of ProTaper, D-RaCe, and Mtwo retreatment files with and without supplementary instruments in the removal of root canal filling material. **International Endodontic Journal**, v. 45, n. 10, p. 927-32, Oct 2012. ISSN 1365-2591 (Electronic) 0143-2885 (Linking). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22486933>>.

OH, S.-R. et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 109, n. 4, p. 622-628, 2010. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1079210409009652>>.

PÉCORA, Jesus Djalma et alli. Aspectos gerais dos instrumentos endodônticos de Níquel-titânio rotacionados de 150 a 600rpm. 2005. Disponível em: <http://www.forp.usp.br/restauradora/endodontia/temas/.../niti_rotatorios.htm>. Acesso em 21 nov. 2012.

SCHAFER, E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. Cutting efficiency. **Journal of Endodontics**, v. 25, n. 1, p. 52-55, Jan 1999. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<Go to ISI>://000077831900013 >.

SCHAFER, E.; TEPEL, J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. **Journal of Endodontics**, v. 27, n. 4, p. 299-303, Apr 2001. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<Go to ISI>://000167833100014 >.

SEMAAN, F. S. et al. Mechanized endodontic: the evolution of continuous rotary systems: [review]. RSBO, 09/2009 2009. Disponível em: <<http://bases.bireme.br/cgi-bin/wxislind.exe/iah/online/?IsisScript=iah/iah.xis&src=google& base=LILACS&= p&nextAction=lnk &exprSearch=524082&index Search=ID>>.

VERSLUIS, A. et al. Flexural Stiffness and Estressees in Nickel-Titanium Rotary Files for Various Pitch and Cross-sectional Geometries. **J Endod**, v. 38, n. 10, p. 1399-403, Oct 2012. ISSN 1878-3554 (Electronic) 0099-2399 (Linking). Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22980187>>.

WAN, J. et al. Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, v. 109, n. 5, p. e82-e85, 2010. ISSN 1079-2104. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1079210409009780>>.

YARED, G.; KULKARNI, G. K.; GHOSAYN, F. An in vitro study of the torcional properties of new and used K3 instruments. **International Endodontic Journal**, v. 36, n. 11, p. 764-769, Nov 2003. ISSN 0143-2885. Disponível em: <<Go to ISI>://000186119400007 >.

ZHOU, H.-M. et al. Mechanical Properties of Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Wires Used in the Manufacture of Rotary Endodontic Instruments. **Journal of Endodontics**, v. 38, n. 11, p. 1535-1540, 2012. ISSN 0099-2399. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0099239912007303>>.

ZINELIS, S.; ELIADES, T.; ELIADES, G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. **International Endodontic Journal**, v. 43, n. 2, p. 125-134, 2010. ISSN 1365-2591. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01651.x>>.

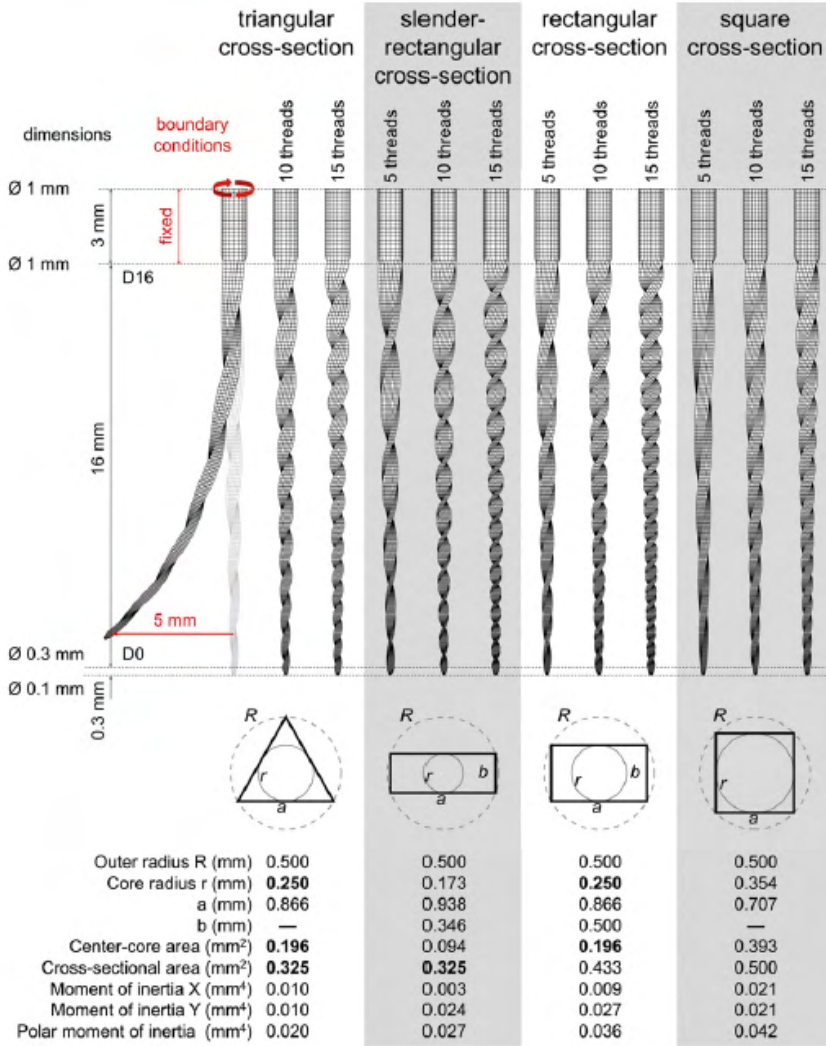
ANEXOS

Anexo 1

Sistema / fabricante	Conicidade	Secção transversal	Desenho da ponta	Banda radial	Ângulo de corte	Velocidade de rotação
Quantec (Kerr Analytic/Sybron)	.02 a .06	Dois dentes de corte opostos / Sentido hélice à esquerda	Ativa e inativa	Dupla banda radial	Ligeiramente positivo	340 rpm
Lightspeed (Lightspeed Technology)	.02 e .04	"U"	Inativa	Apoios radiais	Biselado	750 a 2.000 rpm
Profile (Dentsply)	.02, .04 e .06	"U"	Inativa	3 bandas radiais	Negativo	150-350 rpm
NiTi – Files (Sybron)	.02 a .06	Dois dentes de corte opostos / Sentido hélice à esquerda	Inativa	Banda radial	Positivo	340 rpm
Profile Series 29 (Dentsply)	.02, .04 e .06	"U"	Inativa	Banda radial	Negativo	150-350 rpm
GT (Dentsply)	.06, .08, .10 e .12	"U"	Inativa	Banda radial	Negativo	150-350 rpm
POW-R (Moyco Union Broach)	.02 e .04	.02 Quadrangular .04 Triangular	Inativa	Banda radial	Positivo	150-350 rpm
ProTaper Universal (Dentsply)	Progressiva .02 a .19	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Negativo	200-350 rpm
K3 (Sybron)	.02, .04 e .06	Lâmina complexa	Inativa	Banda radial	Ligeiramente positivo	150-350 rpm
Hero (Micro-Mega)	.02, .04 e .06	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Positivo	300-600 rpm
RT-NiTi (Lohcus)	.02, .04 e .06	"S"	Inativa	Sem banda radial	Positivo	150-300 rpm
MTwo (VDW)	.04, .05, .06 e .07	"S"	Inativa	Sem banda radial	Negativo	150-300 rpm
FlexMaster (VDW)	.02, .04 e .06	Triangular convexa	Inativa	Sem banda radial	Negativo	150-300 rpm
Race (FKG)	.02, .04 e .06	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Negativo	300-600 rpm
BioRace (FKG)	.02, .04, .05, .06 e .08	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Negativo	500-600 rpm
Twisted Files (Sybron)	.04, .06, .08, .10 e .12	Triangular	Inativa	Sem banda radial	Positivo	500 rpm



Fonte: (Semaan, Fagundes *et al.*, 2009)

Anexo 2



Fonte: Versluis, Kim *et al.*, (2012)

Anexo 3

Group	Rotary File	Enlargement Potential	Preparation Errors	Fracture Resistance	Clinical Performance
I Radial-landed 	ProFile ¹ , ProSystem GT ¹ , Quantec ² , Guidance ³ , K3 ³	+, Depending on sizes, often time consuming	++ Low incidence, usually <150 µm canal transportation	+/- Fatigue + Torsional load, depending on system	++ Good, depending on treatment conditions. No difference between rotaries shown so far, except for inexperienced clinicians
II Nonlanded 	ProTaper ¹ , Pow-R ⁴ , RaCe ⁵ , Sequence ⁶	+/-, Good with use of hybrid techniques	+/-, Overall more demanding of clinician's ability	+ Fatigue +/- Torsional load, depending on taper, handling	
III Others	LightSpeed & LSX ⁷ , EndoEZE AET ⁸ , Liberator ⁹	Varies, + with LightSpeed	++ LightSpeed, - Other systems	Varies	

Manufacturers:

¹Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK/Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland

²Analytic Endodontics, Orange, CA/Sybron Kerr, Orange, CA

³Guidance Endo, Albuquerque, NM

⁴Moyco Union Broach, York, PA

⁵FKG, La Chaux-De-Fonds, Switzerland

⁶Brasseler USA, Savannah, GA

⁷Discus Dental, Culver City, CA (LightSpeed now replaced by LightSpeed LSX)

⁸Ultradent, South Jordan, UT

⁹Miltex, York, PA

Table 1 Suggested grouping of rotary files according to their mode of cutting and details about manufacturers. Group I consists of radial-landed rotaries with reaming action; Group II rotaries have triangular cross-section and cutting action, while Group III is made up of files with different geometry. Evaluations are based on recent reviews of the pertinent literature (2,3).

Fonte: AMERICAN Association of Endodontics, (2008).

ÍNDICE REMISSIVO

A

Alteração de cor 64, 116

Anatomia 14, 71, 73, 76, 77, 78, 95, 96, 103, 112, 143

Ansiedade 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27

C

Cisto dentígero 56, 57, 58, 59, 60, 61

Cistos odontogênicos 56

Clareamento 62, 63, 64, 66, 67, 68, 69, 70, 114

Contenção 28, 29

Coronavirus 29

D

Dente 3, 13, 16, 17, 42, 56, 57, 59, 60, 69, 71, 73, 99, 108, 110, 111, 146, 147, 149, 150

Design 30, 31, 33, 36, 39, 41, 42, 43, 44, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 126, 136, 137, 156

Diagnóstico bucal 56

Disfunção temporomandibular 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27

E

Educação 2, 4, 5, 8, 24, 115

Estética dentária 63

Evolução 22, 28, 34, 40, 46, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 107, 109, 117, 143

F

Filogenia 71, 72, 73

G

Gestantes 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9

H

Humanos 37, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79

I

Implantes dentários 10, 13, 17, 18, 20, 118, 120, 121

Infecções 7, 8, 29, 119

Instrumentação rotatória 30, 32, 33, 45

Instrumentos endodônticos 30, 32, 34, 35, 39, 40, 42, 44, 47, 49, 51, 52

O

Odontólogos 8, 29, 83, 86, 87, 88, 89

Osseointegração 10

P

Pandemias 29

Peróxido de Carbamida 63, 66

R

Riscos biológicos 28, 29

S

Saúde 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 23, 25, 27, 28, 30, 63, 65, 69, 70, 71, 74, 78, 103, 110, 113, 114, 115, 147

Saúde bucal 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 25, 27

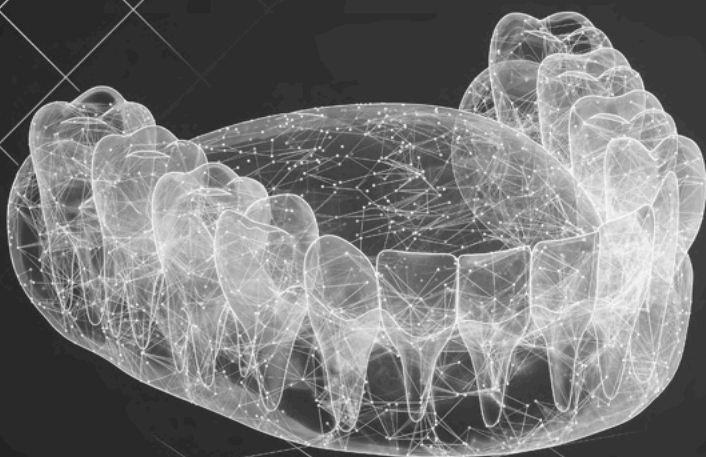
Síndrome de DTM 22, 23

Substitutos ósseos 10

T

Transplante ósseo 10

Novas tecnologias e
propriedades clínicas em
ODONTOLOGIA



Novas tecnologias e
propriedades clínicas em
ODONTOLOGIA

