



**UNIVERSIDADE CHRISTUS
CURSO DE ODONTOLOGIA**

LETICIA DA PAZ PACHECO CAETANO

**FRATURAS DE INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITÂNIO DURANTE A
INSTRUMENTAÇÃO MECANIZADA EM ENDODONTIA: FATORES
ASSOCIADOS E ESTRATÉGIAS DE PREVENÇÃO
REVISÃO DE LITERATURA INTEGRATIVA**

**FORTALEZA
2026**

LETICIA DA PAZ PACHECO CAETANO

FRATURAS DE INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITÂNIO DURANTE A
INSTRUMENTAÇÃO MECANIZADA EM ENDODONTIA: FATORES ASSOCIADOS
E ESTRATÉGIAS DE PREVENÇÃO
REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)
apresentado ao curso de Odontologia da
Universidade Christus como requisito
parcial para obtenção do título de bacharel
em Odontologia.

Orientador: Profa.Dra. Danna Mota Moreira

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Centro Universitário Christus - Unichristus
Gerada automaticamente pelo Sistema de Elaboração de Ficha Catalográfica do
Centro Universitário Christus - Unichristus, com dados fornecidos pelo(a) autor(a)

C127f Caetano, Leticia da Paz Pacheco.
Fraturas de instrumentos de níquel-titânio durante a instrumentação mecanizada em endodontia : fatores associados e estratégias de prevenção: revisão de literatura / Leticia da Paz Pacheco Caetano. - 2026.
68 f. : il. color.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação) - Centro Universitário Christus - Unichristus, Curso de Odontologia, Fortaleza, 2026.
Orientação: Profa. Dra. Danna Mota Moreira .

1. Endodontia. 2. Instrumentos de níquel-titânio. 3. Instrumentação mecanizada. 4. Fraturas de Instrumentos . 5. Fadiga cíclica . I. Título.

CDD 617.6342

LETICIA DA PAZ PACHECO CAETANO

FRATURAS DE INSTRUMENTOS DE NÍQUEL-TITÂNIO DURANTE A
INSTRUMENTAÇÃO MECANIZADA EM ENDODONTIA: FATORES ASSOCIADOS E
ESTRATÉGIAS DE PREVENÇÃO
REVISÃO DE LITERATURA

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC)
apresentado ao curso de Odontologia da
Universidade Christus como requisito
parcial para obtenção do título de bacharel
em Odontologia.

Orientador: Profa.Dra. Danna Mota Moreira

Aprovado em: ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Danna Mota Moreira

Universidade Christus (UNICHRISTUS)

Prof. Ms. José Artêro Cruz Júnior

Universidade Christus (UNICHRISTUS)

Profa. Ms. Mariana Canuto Melo de Sousa Lopes

Universidade Christus (UNICHRISTUS)

DEDICATÓRIA

Primeiramente, agradeço a Deus, pois toda força e propósito durante essa caminhada vieram dele.

Aos meus pais e minha vó Cristina, minha eterna gratidão por todo apoio, amor e esforço, pois sem vocês nada disso seria possível.

Ao meu filho, Valentim, agradeço por ser minha maior motivação e por ter ressignificado esse propósito muito mais forte hoje, pois essa conquista é por ele.

À minha irmã Lara, obrigada por ser meu apoio, amor e consolo nos momentos que precisei.

A todos que contribuíram de alguma forma para essa trajetória, meu sincero agradecimentos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, pois em muitos momentos de angústia, medo e insegurança, principalmente quando descobri minha gravidez durante a faculdade, pensei que não seria capaz. Houve dias de choro, incertezas e medo do futuro, acreditando que tudo seria pesado demais para carregar. Mas Deus sempre me sustentou, me deu forças quando eu já não tinha e fez com que tudo acontecesse de maneira tão perfeita que hoje entendo: talvez não fosse o meu planejamento, mas era o d'Ele. E os planos d'Ele sempre foram maiores. Hoje compreendo o quanto eu precisava e preciso do meu filho, e o quanto cada desafio teve propósito.

Ao meu filho, Valentim, meu maior amor e minha maior motivação, agradeço por transformar completamente minha forma de enxergar a vida. Antes de ser mãe, achamos que conhecemos o amor e entendemos nossos sonhos, mas só depois de ter um filho descobrimos um amor capaz de ultrapassar qualquer limite. Continuei essa caminhada com você, e em muitos momentos achei que não conseguiria. Mas bastava olhar para você para lembrar que eu precisava continuar. Minha formação deixou de ser apenas uma conquista pessoal e passou a ser também um compromisso: ser alguém melhor por você e para você. Tudo isso é por você. Sempre será.

Aos meus pais, agradeço por terem tornado possível um sonho que talvez eu não conseguisse realizar sozinha. Obrigada por todo apoio, esforço, amor e cuidado durante essa trajetória. Nada disso seria possível sem vocês. O amor que recebi dentro da minha família tornou meus caminhos mais leves e me fez acreditar que eu conseguiria chegar até aqui.

À minha avó Cristina, agradeço por sempre acreditar em mim e nos meus sonhos, mesmo antes de eu acreditar totalmente. Obrigada pelo amor, pelo cuidado e por sempre desejar o meu melhor. Meu amor pela senhora é do tamanho do céu, exatamente como sempre me disse.

À minha irmã, Lara, obrigada por ser apoio, acolhimento e companhia em todos os momentos. Você é uma das pessoas que mais acredita em mim e no meu potencial, muitas vezes mais do que eu mesma. É minha maior companheira de vida e alguém que amo com intensidade impossível de medir. Obrigada por estar ao meu lado em tudo.

Ao meu namorado, Helyedson, agradeço por ser uma das principais pessoas ao meu lado durante todo esse processo. Sei que essa fase não tem sido fácil, principalmente pelos momentos de ansiedade, medo, insegurança e pela pressão que esse TCC trouxe, mas mesmo assim você permaneceu presente. Obrigada por acreditar nos meus sonhos, por me apoiar quando eu estava

cansada, por me acalmar quando achei que não daria conta e por tornar essa trajetória mais leve simplesmente por estar comigo. Seu cuidado, paciência e esforço em me oferecer sempre o melhor fizeram diferença em muitos momentos. Sou grata por ter alguém que escolhe permanecer, apoiar e acreditar em mim mesmo nos dias difíceis. Obrigada por caminhar ao meu lado e por tornar esse processo menos pesado com amor, companhia e acolhimento.

À Gabriela, minha eterna dupla da vida e da faculdade, agradeço por ter sido muito mais do que uma parceira acadêmica ao longo dessa trajetória. A faculdade me deu uma profissão, mas também me deu uma amiga com quem compartilhei grande parte da vida, das angústias, medos, inseguranças, cansaços e conquistas. Obrigada por sempre ter sido apoio nos momentos difíceis, por acreditar em mim quando eu mesma duvidei e por nunca deixar que eu enfrentasse tudo sozinha. Não consigo imaginar essa caminhada sem você, porque sua presença tornou muitos processos mais leves e suportáveis. Levo comigo, além da gratidão, o carinho por uma amizade que desejo carregar para toda a vida.

Às minhas amigas Fernanda, Suelen, Lívia e Nathalia, agradeço por terem sido muito mais do que colegas de graduação. Vocês foram apoio, acolhimento, risadas em dias difíceis, alívio nos momentos de ansiedade e companhia durante uma das fases mais intensas da minha vida. Nossa amizade transformou o peso da rotina acadêmica em lembranças que levarei para sempre. Cada uma, com sua individualidade, deixou marcas únicas em mim, mas juntas sempre fomos abrigo umas para as outras. Sou imensamente grata por ter tido a sorte de viver essa trajetória ao lado da minha maior panelinha, e guardarei com muito carinho tudo o que construímos, dentro e fora da faculdade..

Ao Nathan, meu primeiro amigo da faculdade e minha primeira dupla, agradeço por toda amizade construída ao longo desses anos. Tenho muito carinho pela nossa história desde o primeiro momento em que nos conhecemos. Você ocupa um lugar especial na minha vida e será para sempre lembrado com amor, sendo inclusive padrinho do Valentim de coração. Sou profundamente grata pela nossa amizade.

À Salete, agradeço por ter tornado grande parte dessa trajetória mais leve. Obrigada pela companhia constante, pelo apoio nos momentos difíceis e por sempre estar presente ao longo dessa caminhada. Amo o fato de termos nos dado tão bem desde o início, construindo uma amizade marcada por parceria, acolhimento e cumplicidade. Sinto que seria incapaz de atravessar toda essa trajetória da mesma forma sem ter você ao meu lado. Minha gratidão e carinho por você serão sempre imensos.

Aos meus amigos Gabriel e Paulo Victor, agradeço por toda parceria e pelos momentos compartilhados. Nossa “panelinha dos embaçados” tornou essa caminhada mais leve e mostrou

que até os períodos mais difíceis podem ser suportados quando temos boas pessoas ao lado.

Agradeço, primeiramente, à minha orientadora, Prof.^a Danna, por sua paixão pelo que faz e pela delicadeza com que conduziu minha trajetória acadêmica. Obrigada por ter aceitado o desafio de me orientar, mesmo diante da minha ansiedade e intensidade. Sou grata pela paciência, pelos conselhos, pelo apoio nesta reta final e por sempre me lembrar da importância de desacelerar. Seus ensinamentos ultrapassaram o ambiente acadêmico e levarei comigo não apenas suas orientações profissionais, mas também tudo o que aprendi sobre leveza, calma e confiança no processo. Guardarei com muito carinho sua contribuição na minha formação e o quanto marcou minha caminhada.

Agradeço à Prof.^a Mariana Canuto pelo carinho, acolhimento e apoio em momentos em que a ansiedade, as inseguranças clínicas e o medo de não conseguir conciliar tudo, especialmente a maternidade com a graduação, falaram mais alto. Obrigada pelos conselhos, pela compreensão e por me mostrar, através do exemplo, que é possível ser uma profissional admirável sem deixar de ser uma mãe dedicada. Sua trajetória sempre foi uma inspiração para mim, e por isso não poderia deixar de expressar minha gratidão. Levarei comigo seu exemplo, sua força e a forma humana com que marcou minha caminhada acadêmica.

Agradeço ao Prof. Artero, que com sua calma, leveza e dedicação esteve presente nos meus primeiros passos na Endodontia. Acredito que foi a partir desse início que desenvolvi uma afinidade ainda maior pela área, justamente por ser um desafio constante. Obrigada por compartilhar sua técnica, profissionalismo e, principalmente, por ensinar que tratar um canal vai muito além do procedimento: é também cuidar do paciente com humanidade, empatia e respeito. Levarei comigo seus ensinamentos e sua contribuição na construção da profissional que estou me tornando.

Por fim, agradeço a todos que passaram pela minha trajetória acadêmica e contribuíram de alguma forma para minha formação profissional e pessoal.

RESUMO

A fratura de instrumentos de níquel-titânio (NiTi) durante a instrumentação mecanizada representa uma das principais complicações do tratamento endodôntico, podendo comprometer o preparo químico-mecânico e influenciar negativamente o prognóstico terapêutico. Este estudo teve como objetivo analisar os mecanismos de fratura dos instrumentos de NiTi, os fatores associados à sua ocorrência e as estratégias descritas na literatura para sua prevenção. Trata-se de uma revisão integrativa da literatura, conduzida segundo a estratégia PICO e baseada nas recomendações do PRISMA 2020. A busca foi realizada entre janeiro e março de 2026 nas bases PubMed/MEDLINE, SciELO e Google Scholar, utilizando descritores relacionados à fratura de instrumentos, fadiga cíclica, resistência torsional e instrumentação endodôntica mecanizada. Foram incluídos estudos publicados nos últimos cinco anos, nos idiomas português e inglês, que abordassem fatores relacionados à resistência mecânica dos instrumentos de NiTi e estratégias preventivas. Após aplicação dos critérios de elegibilidade, 20 estudos compuseram a amostra final. Os resultados evidenciaram que a fratura apresenta caráter multifatorial, estando associada principalmente à anatomia radicular desfavorável, curvaturas severas, menor raio de curvatura, reutilização excessiva dos instrumentos, ausência de glide path, falhas no controle do torque e características metalúrgicas dos sistemas empregados. Além disso, instrumentos submetidos a tratamentos térmicos apresentaram maior flexibilidade e melhor desempenho em canais curvos, contribuindo para redução do risco de fratura. Conclui-se que a prevenção das fraturas depende da associação entre conhecimento anatômico, seleção adequada dos instrumentos, controle dos parâmetros operatórios e domínio técnico-clínico, favorecendo maior previsibilidade e segurança durante o tratamento endodôntico.

Palavras-chave: Endodontia; Instrumentos de níquel-titânio; Instrumentação mecanizada; Fratura de instrumentos; Fadiga cíclica.

ABSTRACT

The fracture of nickel-titanium (NiTi) instruments during mechanized instrumentation represents one of the main complications of endodontic treatment, which can compromise the chemical-mechanical preparation and negatively influence the therapeutic prognosis. This study aimed to analyze the fracture mechanisms of NiTi instruments, the factors associated with their occurrence and the strategies described in the literature for their prevention. This is an integrative literature review, conducted according to the PICO strategy and based on the PRISMA 2020 recommendations. The search was carried out between January and March 2026 in the PubMed/MEDLINE, SciELO and Google Scholar databases, using descriptors related to instrument fracture, cyclic fatigue, torsional resistance and mechanized endodontic instrumentation. Studies published in the last five years, in Portuguese and English, that addressed factors related to the mechanical resistance of NiTi instruments and preventive strategies were included. After applying the eligibility criteria, 20 studies made up the final sample. The results showed that the fracture has a multifactorial nature, being mainly associated with unfavorable root anatomy, severe curvatures, smaller radius of curvature, excessive reuse of instruments, absence of glide path, failures in torque control and metallurgical characteristics of the systems used. Furthermore, instruments subjected to heat treatments showed greater flexibility and better performance in curved canals, contributing to reducing the risk of fracture. It is concluded that fracture prevention depends on the association between anatomical knowledge, adequate selection of instruments, control of operative parameters and technical-clinical mastery, favoring greater predictability and safety during endodontic treatment.

Keywords: Endodontics; Nickel-titanium instruments; Mechanized instrumentation; Fracture of instruments; Cyclical fatigue.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Prisma 2020 adaptado.....	43
-------------------------------------	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Mecanismos da Fratura Liga Niquel Titânio.....	44
Tabela 2- Fatores Associados a Fratura.....	48

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Estratégias de busca e filtro.....	40
--	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 OBJETIVOS	17
2.1 Objetivos Gerais.....	17
2.2 Objetivos Específicos	17
3 REFERENCIAL TEÓRICO	18
3.1 Sistema de canais radiculares e preparo químico-mecânico.....	18
3.2 Instrumentação Manual em Endodontia.....	19
3.3 Introdução da Liga níquel-titânio(NiTi).....	20
3.4 Evolução e Princípios da Instrumentação Mecanizada em Endodontia	21
3.5 Propriedades mecânicas dos Instrumentos de NiTi	23
3.6 Complicações das Fraturas da Liga NiTi.....	26
3.6.1 Fadiga Cíclica.....	27
3.6.2 Fratura Torsional	30
3.7.1 Fatores Anatômicos	32
3.7.2 Fatores Operatórios	35
4 METODOLOGIA.....	39
4.1 Estratégia de busca	39
4.2 Critérios de inclusão e exclusão.....	40
4.3 Extração de dados.....	41
4.4 Síntese e análise dos dados	42
4.5 Aspectos éticos.....	42
5 Seleção dos estudos	43
6 DISCUSSÃO	54
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	61
8 REFERÊNCIAS	62

1 INTRODUÇÃO

As infecções endodônticas estão diretamente associadas à presença e persistência de microrganismos no sistema de canais radiculares, sendo consideradas a principal causa do desenvolvimento de lesões periapicais. Dessa maneira, a redução substancial da microbiota intracanal constitui um dos principais objetivos da terapêutica endodôntica, uma vez que a persistência bacteriana pode comprometer o processo de reparo periapical e favorecer a manutenção da inflamação (NAIR, 2006; SIQUEIRA; RÔÇAS, 2008; SIQUEIRA et al., 2012). Desta forma, diferentes estudos destacam que o sucesso do tratamento endodôntico depende diretamente da eficácia das etapas de preparo químico-mecânico e da adequada desinfecção do sistema de canais radiculares (PETERS, 2004; HÜLSMANN; PETERS; DUMMER, 2005).

Entre os fatores que contribuem diretamente para o êxito da terapia endodôntica, destacam-se as peculiaridades da anatomia do sistema de canais radiculares. A anatomia do sistema de canais radiculares apresenta elevada complexidade e variabilidade morfológica, o que representa um desafio significativo para a completa limpeza e desinfecção dessas estruturas. A presença de curvaturas acentuadas, canais acessórios, ramificações laterais, istmos e deltas apicais dificulta o acesso direto dos instrumentos endodônticos às superfícies internas do canal radicular, podendo comprometer a eficácia da instrumentação mecânica (VERTUCCI, 1984; PETERS, 2003; PAQUÉ; GANHAL; PETERS, 2009).

Historicamente, a instrumentação dos canais radiculares era realizada por meio de instrumentos manuais confeccionados em aço inoxidável. Embora esses instrumentos tenham contribuído significativamente para o desenvolvimento da Endodontia, apresentam limitações importantes, especialmente em canais radiculares com curvaturas acentuadas, podendo ocasionar desvios, transporte apical e alterações na anatomia original do canal radicular (PETERS, 2004). Nesse contexto, a introdução de instrumentos confeccionados em liga de níquel-titânio (NiTi) representou um avanço significativo na instrumentação endodôntica. Essa liga metálica apresenta propriedades mecânicas superiores, como superelasticidade e memória de forma, que conferem maior flexibilidade aos instrumentos e permitem melhor adaptação às curvaturas do sistema de canais radiculares (TABASSUM et al., 2019).

Com o avanço das tecnologias aplicadas, foram desenvolvidos sistemas de instrumentação mecanizada baseados em instrumentos rotatórios e reciprocantes de NiTi, os quais proporcionaram maior eficiência e previsibilidade durante o preparo biomecânico dos canais radiculares. Entre as principais vantagens desses sistemas, destacam-se a redução do tempo clínico, a maior padronização da modelagem do canal radicular e a melhor capacidade

de manutenção da anatomia original do canal durante a instrumentação (MARTINS et al., 2020; ZANZA et al., 2021). De maneira convergente, diferentes estudos demonstram que a utilização de sistemas mecanizados contribui para maior eficiência operatória e melhor desempenho na preparação de canais curvos, favorecendo a qualidade do preparo biomecânico (PLOTINO et al., 2015).

Apesar dos benefícios associados ao uso desses sistemas, sua utilização clínica não está isenta de complicações. Entre os acidentes que podem ocorrer durante a instrumentação mecanizada, a fratura de instrumentos endodônticos no interior do canal radicular destaca-se como uma das intercorrências mais relevantes durante o tratamento endodôntico, principalmente em canais com anatomia complexa, curvaturas acentuadas e situações de maior estresse mecânico (BAHCALL, 2005; PARASHOS; MESSER, 2006). A presença de um fragmento metálico no interior do canal pode dificultar o acesso às regiões apicais do sistema de canais radiculares, comprometendo a adequada limpeza e desinfecção do canal e interferindo no prognóstico do tratamento endodôntico (SHEN et al., 2009). Sendo assim, nenhum instrumento está completamente livre do risco de intercorrências, uma vez que a fratura depende da interação entre fatores anatômicos, metalúrgicos, geométricos e operatórios (ALFOUZAN; JAMLEH, 2018; POY et al., 2018; FAVARO et al., 2024).

Do ponto de vista mecânico, a literatura científica descreve que a fratura dos instrumentos de NiTi ocorre, principalmente, por dois mecanismos: fadiga cíclica e fratura torsional. A fadiga cíclica ocorre em decorrência da repetição de ciclos alternados de compressão e tensão sofridos pelo instrumento durante sua rotação em canais curvos, levando à formação progressiva de microfissuras na estrutura metálica até a fratura final do instrumento (TRIPI et al., 2006; PLOTINO et al., 2009). Por outro lado, a fratura torsional ocorre quando a ponta do instrumento permanece presa no interior do canal radicular enquanto sua porção coronária continua em movimento rotatório, excedendo o limite elástico do material e resultando na ruptura do instrumento (KIM et al., 2010; OHRI et al., 2024).

Além dos mecanismos de fratura, diversos fatores podem contribuir para a ocorrência desse evento durante a instrumentação mecanizada. Entre os principais fatores descritos na literatura destacam-se características anatômicas do canal radicular, como curvaturas acentuadas e canais estreitos, bem como fatores relacionados ao próprio instrumento, incluindo design, conicidade, tratamento térmico da liga e número de reutilizações. Somado a isso, fatores operatórios, como pressão apical excessiva, ausência de glide path adequado e utilização de parâmetros inadequados de torque e velocidade, também podem aumentar significativamente o risco de fratura durante o preparo endodôntico (PEDULLÀ et al., 2012;

MARTINS et al., 2020).

Diante desse cenário, surge a problemática: quais fatores anatômicos, mecânicos e operatórios estão associados à fratura de instrumentos de níquel-titânio durante a instrumentação mecanizada e quais estratégias descritas na literatura científica podem contribuir para a prevenção desse evento clínico? A compreensão aprofundada dos mecanismos de fratura, bem como dos fatores envolvidos nesse processo, pode contribuir para a adoção de condutas clínicas mais seguras e previsíveis, podendo reduzir a incidência desse evento durante o tratamento endodôntico.

A importância do conhecimento dos mecanismos de fratura dos instrumentos de NiTi, considerando a relevância clínica destas ocorrências durante a instrumentação mecanizada, consiste que esse evento pode comprometer o acesso às regiões mais apicais do sistema de canais radiculares e dificultar a adequada desinfecção do canal, interferindo diretamente no prognóstico do tratamento endodôntico. Assim, a análise das evidências disponíveis na literatura científica torna-se fundamental para ampliar o conhecimento acerca dos fatores associados à fratura desses instrumentos e identificar estratégias de prevenção que contribuam para maior segurança clínica e melhores resultados no tratamento endodôntico.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivos Gerais

- Analisar, por meio de uma revisão de literatura integrativa, os mecanismos de fratura de instrumentos endodônticos confeccionados em liga de níquel-titânio (NiTi), com ênfase na fadiga cíclica e na fratura torsional, bem como os fatores associados e as estratégias de prevenção durante a instrumentação do sistema de canais radiculares.

2.2 Objetivos Específicos

- Descrever os principais mecanismos de fratura dos instrumentos de NiTi, incluindo fadiga cíclica e fratura por torção;
- Analisar a influência das propriedades mecânicas e metalúrgicas da liga NiTi no comportamento dos instrumentos endodônticos;
- Identificar os fatores anatômicos relacionados à ocorrência de fraturas durante a instrumentação de canais radiculares;
- Avaliar os fatores relacionados ao instrumento, como design, conicidade e tratamentos térmicos, no desempenho mecânico das limas;
- Investigar a influência dos fatores operatórios, incluindo controle de torque, cinemática de movimento, glide path e experiência do operador;
- Discutir as principais estratégias de prevenção da fratura de instrumentos endodônticos com base em evidências científicas;

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 Sistema de canais radiculares e preparo químico-mecânico

As infecções endodônticas estão relacionadas à presença e persistência de microrganismos no interior do sistema de canais radiculares, sendo consideradas a principal causa do desenvolvimento de lesões periapicais. Sendo assim, a redução da carga microbiana intracanal representa um dos principais objetivos do tratamento endodôntico, visto que a persistência microbiana pode comprometer o sucesso terapêutico e favorecer a manutenção do processo inflamatório periapical (Nair, 2006; Siqueira e Rôças, 2008).

Entretanto, a anatomia do sistema de canais radiculares apresenta elevada complexidade e variabilidade morfológica, constituindo um desafio durante a realização do preparo endodôntico. A presença de curvaturas radiculares, canais acessórios, ramificações laterais, istmos e deltas apicais dificulta o acesso dos instrumentos endodônticos às superfícies internas do canal, limitando a eficácia da instrumentação mecânica e da desinfecção dessas estruturas (Vertucci, 1984; Peters, 2004).

O preparo químico-mecânico tem como principal objetivo a remoção de tecidos pulpares remanescentes, microrganismos e detritos presentes no interior do canal radicular, além da modelagem adequada do canal, de modo a favorecer a ação das soluções irrigadoras e permitir a posterior obturação tridimensional do sistema de canais radiculares. Assim, a instrumentação deve ser conduzida de maneira criteriosa, respeitando a anatomia original do canal e evitando alterações iatrogênicas, como transporte apical, formação de degraus ou perfurações radiculares (Hülsmann et al., 2005).

Dessa forma, o preparo químico-mecânico deve ser compreendido como um procedimento integrado que envolve conhecimento da anatomia radicular, seleção adequada dos instrumentos e utilização apropriada das soluções irrigadoras. A execução correta dessa etapa permite reduzir significativamente a carga microbiana presente no sistema de canais radiculares e criar condições favoráveis para a obturação do canal, contribuindo de maneira decisiva para o sucesso do tratamento (Peters, 2004; Siqueira e Rôças, 2008).

3.2 Instrumentação Manual em Endodontia

A instrumentação manual do sistema de canais radiculares representou, durante décadas, o método predominante para a realização do preparo biomecânico no tratamento endodôntico. Tradicionalmente, esse procedimento era realizado por meio de instrumentos confeccionados em aço inoxidável, especialmente as limas tipo K, caracterizadas por sua configuração helicoidal obtida a partir da torção de fios metálicos de seção quadrangular ou triangular. Esses instrumentos foram amplamente utilizados devido à sua capacidade de corte e resistência mecânica, possibilitando a ampliação progressiva dos canais e a remoção de tecidos pulpares, microrganismos e detritos intracanaís (Hülsmann et al., 2005).

Apesar de sua ampla utilização clínica, os instrumentos de aço inoxidável apresentam limitações biomecânicas importantes, principalmente em canais radiculares com curvaturas acentuadas. A elevada rigidez do material reduz sua capacidade de acompanhar a anatomia original do canal, favorecendo a ocorrência de alterações iatrogênicas, como transporte apical, formação de degraus, perfurações e retificação do trajeto radicular. Essas alterações podem comprometer a efetividade da limpeza e desinfecção intracanal, além de dificultar a obturação adequada do sistema de canais radiculares (Tepel et al., 1997; Pettiette et al., 1999).

Estudos experimentais demonstraram que a menor flexibilidade dos instrumentos de aço inoxidável favorece a concentração de tensões durante a instrumentação de canais curvos, aumentando a tendência à deformação permanente e aos desvios da trajetória original do canal. Tepel et al. (1997) observaram maior suscetibilidade à deformação plástica e à fratura quando esses instrumentos foram submetidos a esforços mecânicos repetitivos. De forma semelhante, Guelzow et al. (2005) verificaram limitações na capacidade de centralização do preparo em canais curvos, evidenciando a dificuldade desses instrumentos em preservar a anatomia radicular original.

Diante dessas limitações, tornou-se necessário o desenvolvimento de materiais com maior flexibilidade e melhor capacidade de adaptação às curvaturas do sistema de canais radiculares. Nesse contexto, a introdução da liga de níquel-titânio (NiTi) representou um avanço significativo para a Endodontia, devido às suas propriedades mecânicas superiores, como superelasticidade, maior flexibilidade e maior resistência à fadiga, permitindo preparos mais centralizados e com menor ocorrência de alterações iatrogênicas durante a instrumentação dos canais radiculares (Peters, 2004; Shen et al., 2009; Gavini et al., 2018).

3.3 Introdução da Liga níquel-titânio(NiTi)

O marco inicial da introdução da liga de níquel-titânio (NiTi) na Endodontia ocorreu com o estudo clássico de Walia, Brantley e Gerstein (1988), considerado pioneiro na investigação da aplicação dessa liga em instrumentos endodônticos. Os autores demonstraram que instrumentos confeccionados em NiTi apresentavam maior flexibilidade e maior resistência à deformação quando comparados às limas de aço inoxidável, favorecendo melhor adaptação às curvaturas do canal radicular e reduzindo a tendência de retificação do canal durante a instrumentação.

Do ponto de vista metalúrgico, a liga NiTi apresenta propriedades como superelasticidade e memória de forma, decorrentes da transformação entre as fases austenítica e martensítica. Essas características permitem que os instrumentos suportem deformações significativas e retornem à configuração original após a remoção da tensão aplicada, conferindo maior flexibilidade e melhor adaptação à anatomia radicular, especialmente em canais curvos e complexos (Thompson, 2000; Shen et al., 2009).

Chan e Cheung (1996), ao compararem limas manuais em canais curvos, observaram que os instrumentos confeccionados em NiTi apresentavam menor tendência ao transporte do canal e maior capacidade de manutenção da trajetória original durante o preparo biomecânico, demonstrando um melhor desempenho biomecânico destes instrumentos.

Além da maior flexibilidade, a introdução da liga NiTi possibilitou o desenvolvimento de instrumentos com diferentes geometrias de corte, desenhos e variações de conicidade, contribuindo para maior previsibilidade durante a instrumentação endodôntica. Peters (2004) destaca que instrumentos mais flexíveis favorecem preparos mais centralizados e compatíveis com os objetivos biológicos e mecânicos do tratamento endodôntico. Posteriormente, avanços nos processos de fabricação e nos tratamentos térmicos da liga passaram a influenciar diretamente propriedades como flexibilidade, resistência torsional e resistência à fadiga cíclica (Shen et al., 2013; Gavini et al., 2018).

Dessa forma, a introdução da liga NiTi representou um importante avanço na instrumentação endodôntica, contribuindo para maior preservação da anatomia radicular e para o desenvolvimento de sistemas mecanizados com melhor desempenho mecânico e clínico.

3.4 Evolução e Princípios da Instrumentação Mecanizada em Endodontia

Com o avanço tecnológico da Endodontia, diferentes sistemas mecanizados passaram a ser desenvolvidos, incorporando modificações no design dos instrumentos, incluindo alterações na conicidade, geometria das lâminas de corte e métodos de fabricação. Essas modificações estruturais influenciam diretamente propriedades mecânicas relacionadas à capacidade de corte, flexibilidade, resistência torsional e resistência à fadiga cíclica. Métodos de fabricação por usinagem ou torção da liga metálica podem modificar o desempenho mecânico dos instrumentos de NiTi (Braga et al., 2012). Dessa forma, avanços metalúrgicos e tratamentos térmicos passaram a modificar a microestrutura cristalina da liga, resultando em instrumentos com maior flexibilidade e resistência à fadiga cíclica, essas modificações favoreceram o desenvolvimento de instrumentos mais adequados à instrumentação de canais curvos e anatomias complexas (Shen et al., 2009; Gavini et al., 2018).

Os sistemas mecanizados são utilizados com motores endodônticos capazes de controlar velocidade de rotação e torque durante a instrumentação. O torque gerado pelo motor é transmitido ao instrumento, possibilitando movimentos contínuos e controlados no interior do canal radicular, o que favorece maior regularidade mecânica, melhor manutenção da anatomia original do canal e redução do tempo operatório. Além disso, o controle desses parâmetros está associado à menor extrusão de debris apical e à redução do risco de deformação ou fratura dos instrumentos durante o preparo biomecânico (Fleming et al., 2010; Gavini et al., 2018).

Os sistemas mecanizados disponíveis atualmente apresentam diferentes características relacionadas à cinemática de instrumentação, design dos instrumentos, conicidade, geometria da seção transversal e tratamentos térmicos aplicados à liga NiTi. Entre os sistemas mecanizados disponíveis, os sistemas rotatórios caracterizam-se pelo uso de rotação contínua em um único sentido no interior do canal radicular, favorecendo ampliação progressiva e modelagem mais uniforme do trajeto radicular. Estudos em microtomografia computadorizada demonstram boa capacidade de centralização e modelagem desses sistemas, embora áreas anatômicas complexas possam permanecer parcialmente não instrumentadas, ressaltando a importância da irrigação e da desinfecção complementar durante o preparo biomecânico (Medeiros et al., 2021).

Entre os sistemas rotatórios de rotação contínua destacam-se ProTaper, Mtwo, RaCe e HyFlex, os quais geralmente utilizam sequência progressiva de instrumentos durante o preparo biomecânico. O sistema ProTaper caracteriza-se pela presença de conicidades variáveis ao longo da porção ativa do instrumento, favorecendo maior eficiência de corte e ampliação progressiva do canal radicular. Já os instrumentos Mtwo apresentam desenho com menor

núcleo central e maior espaço entre as lâminas de corte, contribuindo para maior flexibilidade e melhor remoção de debris. O sistema RaCe apresenta geometria alternada das arestas cortantes, desenvolvida com o objetivo de reduzir o efeito de rosqueamento (*screw-in effect*) durante a instrumentação. Por sua vez, os instrumentos HyFlex são produzidos a partir de ligas submetidas a tratamento térmico do tipo CM-Wire, apresentando elevada flexibilidade e capacidade de pré-curvatura, sendo frequentemente indicados para canais curvos e anatomias complexas (Peters, 2004; Shen et al., 2013; Gavini et al., 2018).

Posteriormente, foram introduzidos os sistemas reciprocantes, caracterizados por movimentos alternados nos sentidos horário e anti-horário, com diferentes ângulos de avanço e recuo durante a instrumentação. Essa cinemática foi desenvolvida com o objetivo de reduzir o estresse torsional e flexural gerado pelos movimentos rotatórios contínuos. A utilização do movimento reciprocante destaca aspectos relacionados à simplificação da técnica, redução do número de limas utilizadas, menor custo operatório e menor possibilidade de contaminação cruzada quando associado ao uso (Yared et al., 2008; Plotino et al., 2017; Thu et al., 2020; Zanza et al., 2021).

Entre os sistemas reciprocantes destacam-se WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc e Reciproc Blue. Esses sistemas frequentemente empregam limas únicas para o preparo biomecânico, contribuindo para simplificação técnica e redução do número de instrumentos utilizados. O sistema WaveOne foi desenvolvido a partir da liga M-Wire, apresentando maior resistência à fadiga cíclica quando comparado a instrumentos convencionais de NiTi. Posteriormente, o WaveOne Gold passou a incorporar tratamento térmico Gold Wire, associado a maior flexibilidade e melhor comportamento mecânico em canais curvos. De forma semelhante, o sistema Reciproc utiliza liga M-Wire e apresenta seção transversal em “S”, favorecendo capacidade de corte e remoção de debris. Já o Reciproc Blue incorpora tratamento térmico Blue Wire, que promove alterações na microestrutura da liga relacionadas ao aumento da flexibilidade e resistência à fadiga cíclica (Yared, 2008; Plotino et al., 2017; Zupanc et al., 2018; Martins et al., 2020).

De modo geral, os sistemas rotatórios são frequentemente indicados para preparos sequenciais e maior controle progressivo da modelagem do canal radicular, enquanto os sistemas reciprocantes apresentam vantagens relacionadas à simplificação operatória, redução do tempo clínico e menor acúmulo de tensões mecânicas sobre os instrumentos. Além da cinemática empregada, características estruturais como conicidade, geometria da seção transversal, massa metálica do núcleo interno e tratamentos térmicos influenciam diretamente o comportamento mecânico desses instrumentos, modificando propriedades relacionadas à

flexibilidade, resistência torsional e resistência à fadiga cíclica durante a instrumentação endodôntica (Shen et al., 2009; Gavini et al., 2018; Martins et al., 2020).

3.5 Propriedades mecânicas dos Instrumentos de NiTi

A superelasticidade da liga NiTi está diretamente relacionada às transformações de fase entre as estruturas cristalinas martensítica e austenítica. Esse comportamento permite que o material suporte deformações relativamente elevadas sem sofrer deformação permanente, retornando à sua forma original após a remoção da força aplicada. Na prática clínica, isso se traduz em maior capacidade do instrumento acompanhar trajetórias curvas com menor concentração de tensões, diferentemente do aço inoxidável, que apresenta comportamento mais rígido e menor capacidade de adaptação (Shen et al., 2009; Gavini et al., 2018).

Do ponto de vista estrutural, esse comportamento está associado à capacidade da liga NiTi de sofrer transformações reversíveis em sua rede cristalina. Em nível atômico, a transição entre as fases austenítica (fase parental, estrutura B2) e martensítica (fase produto, estrutura B19') ocorre por rearranjos coordenados dos átomos, sem ruptura das ligações interatômicas. Isso permite que o material se deforme e retorne à sua configuração original após a remoção da tensão ou variação de temperatura, caracterizando a transformação martensítica reversível (Otsuka e Ren, 2005).

Durante a aplicação de tensão, a fase austenítica pode se transformar em martensita induzida por estresse, permitindo deformação significativa do material. Quando essa tensão é removida, ocorre a transformação reversa, com retorno à fase austenítica, restabelecendo a forma original do instrumento. Esse ciclo explica a superelasticidade da liga NiTi, na qual o material se deforma e recupera sua forma sem sofrer deformação permanente, diferentemente do que ocorre em ligas metálicas convencionais (Thompson, 2000; Otsuka e Ren, 2005).

Esse comportamento também pode ser observado nas curvas de tensão-deformação da liga. O material continua se deformando sem aumento significativo da tensão aplicada, isso explica sua capacidade de absorver energia mecânica de forma mais eficiente quando comparado ao aço inoxidável. Na prática clínica, isso permite melhor adaptação às curvaturas do canal radicular, reduzindo a concentração de tensões e o risco de fratura durante a instrumentação (Thompson, 2000; Shen et al., 2009; Zanza et al., 2021).

Além das propriedades intrínsecas da liga, o desempenho mecânico dos instrumentos de NiTi também está relacionado ao seu design. Características como conicidade, diâmetro do núcleo, geometria da seção transversal e configuração das lâminas de corte influenciam diretamente a distribuição das tensões mecânicas durante a instrumentação. Essas variáveis

impactam propriedades fundamentais, como flexibilidade, resistência à torção e resistência à fadiga cíclica, estando diretamente associadas à durabilidade dos instrumentos e ao risco de fratura (Gavini et al., 2018; Martins et al., 2020).

A conicidade (*taper*) dos instrumentos endodônticos constitui uma das principais características estruturais relacionadas ao comportamento mecânico das limas de níquel-titânio (NiTi), sendo definida pelo aumento progressivo do diâmetro ao longo da porção ativa do instrumento, em milímetros por milímetro de comprimento. Instrumentos identificados como 25/.02, 25/.04 e 25/.06 apresentam diâmetro apical inicial correspondente a 0,25 mm, associado a porções de 0,02 mm, 0,04 mm e 0,06 mm por milímetro. A variação da conicidade exerce influência sobre propriedades mecânicas fundamentais, como flexibilidade, capacidade de corte, resistência torsional e resistência à fadiga cíclica, uma vez que instrumentos com maior taper apresentam aumento da massa metálica e do diâmetro do núcleo interno. De maneira geral, limas com conicidade mais acentuada, como .06 e .08, tendem a apresentar maior rigidez estrutural e maior resistência à torção, suportando níveis mais elevados de torque antes da ocorrência de fratura. Entretanto, o aumento da massa metálica reduz a capacidade de deformação elástica do instrumento, favorecendo maior concentração de tensões mecânicas em canais curvos e, conseqüentemente, maior suscetibilidade à fadiga cíclica. Instrumentos com menor conicidade, como .02 e .04, apresentam maior flexibilidade e maior capacidade de adaptação às curvaturas radiculares, reduzindo as tensões flexurais geradas durante a instrumentação, embora possam apresentar menor eficiência de corte e menor resistência torsional. Adicionalmente, instrumentos com conicidade mais acentuada tendem a promover maior contato com as paredes dentinárias, aumentando o atrito, o torque gerado durante o preparo e a ocorrência de alterações indesejáveis, como transporte apical e efeito de rosqueamento (*screw-in effect*). Assim, o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos não depende exclusivamente das propriedades intrínsecas da liga NiTi, mas da interação multifatorial entre conicidade, geometria da seção transversal, tratamento térmico, cinemática empregada e complexidade anatômica do canal radicular, fatores que atuam conjuntamente na distribuição das tensões mecânicas e na suscetibilidade à fratura durante a instrumentação endodôntica.

Nos últimos anos, avanços na metalurgia da liga NiTi permitiram o desenvolvimento de diferentes tratamentos termomecânicos aplicados aos instrumentos endodônticos. Esses tratamentos modificam a microestrutura da liga, alterando a proporção entre as fases martensítica e austenítica e resultando em instrumentos com comportamento mecânico mais favorável. De modo geral, instrumentos submetidos a tratamento térmico apresentam maior

flexibilidade e maior resistência à fadiga cíclica, especialmente em canais curvos, contribuindo para maior segurança durante a instrumentação (Zupanc et al., 2018; Zanza et al., 2021).

Instrumentos com predominância de fases martensíticas ou fase R em temperatura intracanal apresentam maior resistência à fadiga cíclica em comparação com instrumentos predominantemente austeníticos, evidenciando a influência direta da condição metalúrgica no desempenho clínico (El Abed et al., 2025). Além disso, instrumentos submetidos a tratamentos térmicos apresentam maior flexibilidade e maior capacidade de deformação antes da fratura, embora essa maior ductilidade nem sempre esteja associada a maior resistência torsional. Esses achados indicam que o comportamento mecânico dos instrumentos resulta da interação entre composição da liga, tratamento térmico e características estruturais (Kang et al., 2025).

Nos últimos anos, avanços metalúrgicos permitiram o desenvolvimento de diferentes ligas e tratamentos termomecânicos aplicados aos instrumentos endodônticos de NiTi. Entre as principais tecnologias destacam-se a M-Wire, CM-Wire (Controlled Memory), Blue Wire, Gold Wire, Max-Wire e os instrumentos produzidos por usinagem EDM (Electrical Discharge Machining). Esses tratamentos modificam a microestrutura da liga, alterando a proporção entre as fases martensítica e austenítica e resultando em instrumentos com maior flexibilidade, maior resistência à fadiga cíclica e comportamento mecânico mais favorável durante a instrumentação de canais curvos (Shen et al., 2013; Zupanc et al., 2018).

A tecnologia M-Wire foi uma das primeiras modificações termomecânicas desenvolvidas para aumentar a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios. Posteriormente, surgiram ligas como a CM-Wire, caracterizada por maior flexibilidade e possibilidade de pré-curvatura do instrumento, além dos tratamentos Blue e Gold, que promovem alterações relacionadas ao aquecimento controlado da liga, aumentando a resistência mecânica e a flexibilidade dos instrumentos. Mais recentemente, a tecnologia Max-Wire passou a apresentar capacidade de modificação da forma do instrumento em resposta à temperatura intracanal, enquanto a usinagem por descarga elétrica (EDM) passou a produzir superfícies com características mecânicas diferenciadas, relacionadas, principalmente, ao aumento da resistência à fadiga cíclica.

Essas variações apresentam diferenças importantes no comportamento mecânico, principalmente, em relação à flexibilidade e à resistência à fadiga cíclica. De maneira geral, instrumentos fabricados com ligas tratadas termicamente apresentam melhor desempenho quando comparados às ligas convencionais, contribuindo para a redução do risco de fratura durante a instrumentação (Gavini et al., 2018; Martins et al., 2020).

Nesse contexto, torna-se evidente que as modificações metalúrgicas desempenham papel central na evolução dos instrumentos endodônticos. Instrumentos de gerações mais recentes tendem a apresentar maior capacidade de adaptação às curvaturas e melhor resistência mecânica, favorecendo tanto a eficiência do preparo quanto a preservação da anatomia radicular. Dessa forma, a evolução das ligas NiTi representa não apenas um avanço tecnológico, mas também um ganho significativo em previsibilidade e segurança clínica (Zanza et al., 2021).

Apesar dessas vantagens, os instrumentos de NiTi permanecem suscetíveis a falhas durante o uso clínico. Entre os principais mecanismos de fratura descritos na literatura destacam-se a fadiga cíclica e a fratura por torção, que podem ocorrer de forma isolada ou combinada. Esses fenômenos estão diretamente relacionados às tensões mecânicas geradas durante a instrumentação, especialmente, em canais curvos ou em situações de travamento da ponta do instrumento no interior do canal (Plotino et al., 2017; Martins et al., 2020).

3.6 Complicações das Fraturas da Liga NiTi

A fratura de instrumentos de níquel-titânio (NiTi) durante o preparo biomecânico representa uma das complicações mais desafiadoras da Endodontia contemporânea, podendo comprometer a desinfecção do sistema de canais radiculares, dificultar a continuidade do tratamento e influenciar negativamente o prognóstico clínico. A principal consequência clínica da separação do instrumento é a obstrução parcial ou total do canal radicular, impedindo o adequado acesso às regiões apicais e dificultando a instrumentação, irrigação e obturação completa do sistema de canais radiculares (Cheung, 2009).

Além da limitação mecânica do preparo químico-mecânico, a presença do fragmento fraturado pode favorecer a permanência de microrganismos em áreas não instrumentadas, principalmente, em casos associados à necrose pulpar e lesão periapical pré-existente. Nesses casos, dentes com instrumentos retidos apresentam menor potencial de reparo quando comparados àqueles sem lesão periapical inicial (Terauchi, 2022). O impacto da fratura do instrumento diante do prognóstico do caso depende diretamente do estágio da infecção, da localização do fragmento e da possibilidade de descontaminação apical após o acidente (Cheung, 2009).

Outro ponto de atenção envolve a elevada complexidade técnica associada à remoção dos instrumentos fraturados. Procedimentos de remoção frequentemente exigem ampliação dentinária adicional, utilização de ultrassom, microscópio operatório e, em muitos casos,

tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT), aumentando o tempo clínico e a dificuldade operatória (Terauchi, 2022). Embora técnicas ultrassônicas apresentem elevadas taxas de sucesso, a tentativa de remoção pode resultar em acidentes iatrogênicos importantes, como desgaste excessivo de dentina, transporte do canal, perfurações e aumento da susceptibilidade à fratura radicular vertical (Terauchi, 2022).

A localização anatômica do fragmento influencia diretamente a previsibilidade da remoção. Instrumentos localizados antes da curvatura do canal apresentam maior taxa de sucesso de remoção, enquanto fragmentos situados além da curvatura são consideravelmente mais difíceis de acessar e remover, especialmente, em raízes finas e canais severamente curvos (Terauchi, 2022). Nessas situações, a tentativa excessiva de remoção pode enfraquecer, significativamente, a estrutura radicular, tornando mais prudente, em alguns casos, a manutenção do fragmento sob acompanhamento clínico e radiográfico.

Além das repercussões biológicas e mecânicas, a fratura de instrumentos também possui implicações psicológicas e legais. Segundo Cheung (2009), o acidente pode gerar insegurança tanto para o paciente quanto para o profissional, especialmente quando não há comunicação adequada sobre o ocorrido. Dessa forma, recomenda-se que o paciente seja informado sobre a intercorrência, as possibilidades terapêuticas e os riscos associados à remoção ou manutenção do fragmento intracanal.

Diante dessas complicações, a melhor abordagem clínica continua sendo a prevenção da fratura dos instrumentos. O conhecimento aprofundado dos mecanismos envolvidos na fadiga cíclica e na fratura torsional, associado à compreensão dos fatores anatômicos, operatórios e metalúrgicos relacionados ao comportamento mecânico das limas NiTi, é fundamental para reduzir a incidência desses acidentes durante a instrumentação endodôntica (Cheung, 2009; Terauchi, 2022).

3.6.1 *Fadiga Cíclica*

A fadiga cíclica é reconhecida como o principal mecanismo responsável pela fratura de instrumentos endodônticos confeccionados em liga de níquel-titânio (NiTi) durante a instrumentação mecanizada do sistema de canais radiculares, especialmente em condições clínicas que envolvem canais curvos e anatomias complexas (Plotino et al., 2009; Baruwa et al., 2026).

Esse fenômeno ocorre quando o instrumento é submetido a ciclos repetitivos de tensão alternada de compressão e tração ao longo de sua rotação ou movimento recíprocante em canais curvos. Na região de maior curvatura, ocorre concentração de tensões mecânicas, onde a face interna do instrumento é submetida à compressão, enquanto a face externa sofre tração. A repetição contínua desses ciclos promove a nucleação de microdefeitos estruturais, que evoluem para microtrincas e, posteriormente, para a propagação de fissuras até a fratura completa do instrumento (Tripi et al., 2006; Plotino et al., 2009; Nehme et al., 2025).

Do ponto de vista microestrutural, a fadiga cíclica está relacionada à presença de irregularidades superficiais decorrentes do processo de fabricação, como ranhuras de usinagem e microvazios, que atuam como pontos de concentração de tensões e locais preferenciais para a iniciação de trincas (Nehme et al., 2025). Além disso, análises por microscopia eletrônica de varredura demonstram que essas descontinuidades estruturais favorecem a progressão do dano ao longo do uso clínico, contribuindo para a redução da resistência mecânica dos instrumentos (Nehme et al., 2025).

A anatomia do canal radicular constitui um dos principais fatores determinantes para o desenvolvimento da fadiga cíclica. Parâmetros como ângulo e raio de curvatura influenciam diretamente a magnitude das tensões geradas durante a instrumentação. Canais com curvaturas acentuadas e raios reduzidos promovem maior concentração de estresse mecânico em regiões específicas do instrumento, reduzindo sua vida útil e aumentando a probabilidade de fratura (Pruett et al., 1997; Plotino et al., 2009).

Um aspecto importante da fadiga cíclica é o seu caráter silencioso. Ao contrário da fratura por torção, que frequentemente pode apresentar sinais prévios de deformação, a fadiga cíclica geralmente ocorre sem alterações visíveis no instrumento antes da falha. Esse comportamento está relacionado às características da liga de níquel-titânio, que permite deformações elásticas reversíveis sem deformação plástica evidente, dificultando a identificação clínica de danos estruturais prévios. Dessa forma, esse tipo de fratura torna-se particularmente relevante do ponto de vista clínico, podendo ocorrer mesmo quando o operador acredita estar trabalhando dentro de condições seguras (Plotino et al., 2009; Gavini et al., 2018; Martins et al., 2020).

Outro aspecto relevante refere-se à influência das propriedades metalúrgicas da liga NiTi sobre a resistência à fadiga cíclica. A microestrutura da liga pode existir em diferentes fases cristalográficas, como austenita, martensita e fase R, sendo que a predominância de cada fase depende de fatores como temperatura e tratamentos termomecânicos aplicados durante a fabricação. Ligas submetidas a tratamentos térmicos apresentam maior proporção de fase

martensítica, resultando em maior flexibilidade e maior resistência à fadiga cíclica quando comparadas ao NiTi convencional (Shen et al., 2013; Zupanc et al., 2018; Baruwa et al., 2026).

A temperatura de trabalho exerce influência significativa sobre o comportamento mecânico dos instrumentos. A resistência à fadiga cíclica pode ser reduzida em temperatura corporal (aproximadamente 37 °C), devido à alteração das fases cristalográficas da liga, favorecendo a predominância da fase austenítica, que apresenta maior susceptibilidade à propagação de trincas (Nehme et al., 2025). Esse fator evidencia a importância de considerar condições clínicas reais na avaliação do desempenho dos instrumentos.

A resistência à fadiga cíclica também é influenciada por características geométricas e de design dos instrumentos. Parâmetros como diâmetro do núcleo metálico, conicidade, geometria da seção transversal e acabamento superficial podem alterar a distribuição das tensões ao longo do instrumento durante a instrumentação. Dessa forma, instrumentos com design otimizado e submetidos a tratamentos térmicos avançados apresentam maior resistência à fadiga, evidenciando a interação entre fatores geométricos e metalúrgicos (Gavini et al., 2018; Martins et al., 2020; Baruwa et al., 2026).

A cinemática de movimento também desempenha papel relevante nesse contexto. Sistemas que utilizam movimento recíprocante foram desenvolvidos com o objetivo de reduzir o acúmulo contínuo de tensões mecânicas, contribuindo para o aumento da resistência à fadiga cíclica e prolongando a vida útil dos instrumentos quando comparados aos sistemas de rotação contínua (Baruwa et al., 2026).

Outro fator crítico refere-se à reutilização dos instrumentos endodônticos. O uso repetido, associado a ciclos de esterilização, promove alterações na topografia superficial dos instrumentos, incluindo aumento da rugosidade, formação de microtrincas e deformações estruturais progressivas, aumentando significativamente o risco de fratura (Da Silva et al., 2025). Além disso, análises por microscopia eletrônica de varredura evidenciam deterioração progressiva da superfície após múltiplos usos, o que compromete a integridade estrutural do instrumento ao longo do tempo. A resistência à fadiga cíclica pode ser reduzida de forma significativa após o uso repetido dos instrumentos, sendo essa redução dependente do tipo de instrumento e de suas características geométricas. Instrumentos com maior massa metálica, como aqueles com maior conicidade ou diâmetro apical, tendem a apresentar maior redução na resistência à fadiga ao longo do uso clínico (Jo et al., 2026).

Outro aspecto relevante refere-se ao fenômeno de transformação martensítica induzida por estresse (*Stress-Induced Martensitic Transformation - SIMT*), no qual a aplicação de carga mecânica pode promover alterações na microestrutura da liga NiTi, influenciando seu

comportamento mecânico. Esse fenômeno pode alterar a resistência à fadiga dos instrumentos ao longo do uso, embora sua relação direta com o desempenho clínico ainda necessite de investigação mais aprofundada (Jo et al., 2026).

Além disso, a fadiga cíclica raramente ocorre de forma isolada em condições clínicas. Evidências indicam que esse mecanismo frequentemente está associado a componentes torsionais concomitantes, resultando em um comportamento mecânico complexo e multifatorial durante a instrumentação endodôntica (Da Silva et al., 2025; Baruwa et al., 2026).

Dessa forma, a fadiga cíclica pode ser compreendida como um processo progressivo de deterioração estrutural dos instrumentos de NiTi, resultante da interação entre fatores anatômicos, metalúrgicos, geométricos e operatórios (Da Silva et al., 2025; Baruwa et al., 2026).

3.6.2 Fratura Torsional

Na prática clínica, ela costuma estar relacionada a situações em que o instrumento deixa de girar livremente dentro do canal radicular. Em geral, isso acontece quando a ponta da lima fica presa às paredes do canal, enquanto a parte superior continua em rotação. Com isso, há um acúmulo progressivo de tensão até que o material não suporte mais a carga e ocorra a fratura (Kim et al., 2010; Pedullà et al., 2022).

Quando se observa esse fenômeno do ponto de vista mecânico, dois parâmetros são fundamentais: o torque máximo até a fratura e o ângulo de deformação no momento da ruptura. O primeiro indica a força que o instrumento consegue suportar antes de se romper, o segundo mostra o quanto ele consegue se deformar até atingir esse limite. Instrumentos que suportam maior deformação tendem a apresentar comportamento mais dúctil. Já aqueles que fraturam com pouca deformação costumam ser menos tolerantes às tensões torsionais (Pedullà et al., 2022; Kang et al., 2025).

A resistência torsional não depende de um único fator. Pelo contrário, ela resulta da combinação de várias características do instrumento, sendo o design um dos aspectos mais importantes. Elementos como a forma da seção transversal, a quantidade de massa metálica, o diâmetro do núcleo e o passo influenciam diretamente a forma como as tensões se distribuem ao longo da lima durante o uso. Isso foi evidenciado por Baek et al. (2011) que demonstrou que instrumentos com maior área de seção transversal tendem a apresentar maior rigidez torsional. Além disso, a geometria da seção, como por exemplo, triangular ou retangular também interfere no comportamento mecânico. Outro ponto observado pelos autores foi que instrumentos com menor passo, ou seja, com mais espiras ao longo de sua extensão, apresentam maior resistência à torção.

Mais recentemente, estudos têm mostrado que essa análise não deve se limitar apenas ao formato externo da lima. A organização interna da estrutura também exerce influência. Nanthapraphip et al. (2025) destacaram que instrumentos com maior área de núcleo interno apresentam menor concentração de tensão de cisalhamento, o que favorece uma maior resistência à fratura torsional

Outro ponto relevante diz respeito à metalurgia da liga NiTi. Com o avanço dos processos de fabricação, especialmente os tratamentos térmicos, houve mudanças importantes nas propriedades desses instrumentos. De modo geral, essas modificações aumentam a flexibilidade e a capacidade de deformação. Kang et al. (2025) observaram que instrumentos submetidos a tratamento térmico podem suportar maiores deformações antes da fratura, o que sugere maior capacidade de absorver energia. Por outro lado, isso não significa necessariamente que apresentem capacidade de suportar o torque máximo. Na prática, isso mostra que existe um equilíbrio entre flexibilidade e resistência à torção, e esse equilíbrio é que determina o desempenho do instrumento.

Inclusive, é importante ter cuidado ao interpretar essa relação. Instrumentos mais flexíveis costumam se adaptar melhor a canais curvos, o que é vantajoso clinicamente. No entanto, essa maior flexibilidade nem sempre está associada a maior resistência torsional. Em algumas situações, o aumento da ductilidade vem acompanhado de redução na resistência ao torque máximo. Ou seja, não existe uma propriedade isolada que determine o melhor desempenho, mas sim a interação entre várias características mecânicas (Baek et al., 2011; Kang et al., 2025).

Além das características do instrumento, a forma como ele é utilizado também tem grande impacto. Fatores operatórios, como ausência de glide path, uso de força excessiva, escolha inadequada da lima ou ajuste incorreto de torque e velocidade no motor, aumentam significativamente o risco de travamento no interior do canal. Quando isso acontece, o instrumento pode sofrer deformações que nem sempre são perceptíveis durante o procedimento, evoluindo posteriormente para fratura quando o limite do material é ultrapassado (Pedullà et al., 2022).

Outro aspecto que tem sido discutido na literatura recente é a influência do ângulo de inserção do instrumento. Di Nardo et al. (2021) observaram que, em determinadas condições, o aumento da angulação pode elevar o torque provocando a fratura do instrumento. Isso sugere que o comportamento mecânico da lima não depende apenas do material ou do design, mas também da forma como ela é utilizada clinicamente. No entanto, os próprios autores alertam que esse aumento da resistência torsional pode vir acompanhado de redução na resistência à

fadiga cíclica, o que evidencia a complexidade desse sistema.

A análise da superfície de fratura também ajuda a entender melhor esse mecanismo. Em instrumentos que falham por torção, é comum observar marcas circulares concêntricas, estruturas estas conhecidas como dimples fibrosos, próximas ao centro de rotação. Esses padrões são característicos desse tipo de fratura e permitem diferenciá-la da fadiga cíclica, que apresenta morfologia distinta (Di Nardo et al., 2021; Kang et al., 2025).

Por fim, embora a fratura torsional seja frequentemente descrita de forma isolada, na prática clínica ela dificilmente ocorre sozinha. Diferentes tipos de estresse mecânico atuam simultaneamente durante a instrumentação. Pedullà et al. (2022) destacam que fatores como design, propriedades da liga, tratamento de superfície e tipo de movimento influenciam vários mecanismos de falha ao mesmo tempo. Dessa forma, a fratura torsional deve ser entendida como um fenômeno multifatorial, que resulta da interação entre o instrumento e as condições clínicas em que ele é utilizado.

3.7 Fatores Associados a Fratura de Instrumentos de Níquel-Titânio

A fratura de instrumentos endodônticos confeccionados em liga de níquel-titânio (NiTi) não deve ser compreendida como um evento isolado ou imprevisível, mas sim como o resultado da interação de múltiplos fatores que influenciam o comportamento mecânico desses instrumentos durante a instrumentação do sistema de canais radiculares. Nesse contexto, a literatura evidencia que a ocorrência de falhas estruturais está diretamente relacionada a aspectos anatômicos, características do instrumento e variáveis operatórias, os quais atuam de forma simultânea e interdependente (Plotino et al., 2017; Zanza et al., 2021).

Além disso, estudos mais recentes demonstram que esses fatores não apenas aumentam o risco de fratura, mas também modulam o tipo de mecanismo envolvido, podendo favorecer tanto a fadiga cíclica quanto a fratura torsional, ou ainda a combinação de ambos (Pedullà et al., 2022; Martins et al., 2022). Dessa forma, a compreensão desses fatores é essencial para o planejamento e execução segura do tratamento endodôntico.

3.7.1 Fatores Anatômicos

Os fatores anatômicos exercem papel fundamental no comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi), influenciando diretamente a distribuição das tensões ao longo da lima durante o preparo do sistema de canais radiculares. Diferentemente de outros fatores, que podem ser controlados pelo operador, a anatomia radicular representa

uma variável inerente ao dente, o que torna sua compreensão ainda mais relevante para a prática clínica. Características como curvatura do canal, raio de curvatura, localização da curvatura e complexidade tridimensional da anatomia radicular estão associadas ao risco de fratura dos instrumentos (Plotino et al., 2010; Zanza et al., 2021).

A curvatura do canal radicular é amplamente descrita na literatura como um dos principais fatores predisponentes à fratura por fadiga cíclica (Plotino et al., 2010). Durante a instrumentação em canais curvos, o instrumento é submetido a tensões alternadas de tração e compressão na região de maior flexão, o que favorece a formação e propagação de microtrincas ao longo do tempo. Estudos experimentais demonstram que o aumento do ângulo de curvatura, associado à redução do raio, intensifica a concentração de tensões mecânicas, reduzindo significativamente o número de ciclos até a fratura (Plotino et al., 2010). Esse comportamento evidencia que a severidade da curvatura não apenas influencia, mas pode determinar a vida útil do instrumento durante o uso clínico.

Além disso, evidências clínicas reforçam essa relação entre curvatura e fratura. Em um estudo conduzido em canais radiculares humanos, foi observado que a ocorrência de fraturas esteve diretamente associada a canais com curvaturas mais acentuadas, sendo relatado que todos os casos de fratura ocorreram em canais com ângulo superior a 30 (Martín et al., 2003). Esse achado é particularmente relevante, pois demonstra, em condições clínicas reais, que existe um limiar de risco a partir do qual a probabilidade de falha estrutural aumenta consideravelmente, independentemente de outros fatores.

Outro aspecto que merece atenção é o raio de curvatura, que está relacionado à intensidade das tensões geradas no instrumento. Curvaturas com menor raio concentram maior estresse em uma área reduzida da lima, favorecendo a nucleação de microdefeitos estruturais e acelerando o processo de fadiga (Plotino et al., 2010; Malik e Al-Zaka, 2023). Embora alguns estudos apontem que o raio, isoladamente, possa não apresentar significância estatística em determinadas condições, sua influência é amplamente reconhecida quando analisado em conjunto com o ângulo de curvatura e outras variáveis anatômicas (Martín et al., 2003).

Para além da severidade da curvatura, a sua localização ao longo do canal radicular também exerce influência significativa sobre a resistência dos instrumentos. De maneira geral, curvaturas posicionadas no terço médio tendem a gerar maior concentração de tensões quando comparadas às curvaturas apicais. Isso ocorre porque, nessa região, o instrumento apresenta maior diâmetro, o que aumenta sua rigidez e reduz sua capacidade de adaptação à curvatura, favorecendo a ocorrência de falhas por fadiga (Lopes et al., 2011). Dados experimentais demonstram que instrumentos submetidos a curvaturas localizadas no terço

médio apresentam menor número de ciclos até a fratura em comparação àqueles submetidos a curvaturas apicais, evidenciando a importância da localização da curvatura no comportamento mecânico das limas (Sobotkiewicz et al., 2020).

Estudos mais recentes indicam que a análise da curvatura deve ir além de sua magnitude e localização, incorporando também fatores relacionados ao acesso ao canal e à orientação espacial da instrumentação (Assaf et al., 2024). Foi demonstrado que ângulos de acesso desfavoráveis podem potencializar os efeitos da curvatura, reduzindo significativamente a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos. Em determinadas situações, o ângulo de acesso foi identificado como um dos fatores mais influentes no comportamento mecânico das limas, superando, inclusive, o impacto do tipo de instrumento utilizado (Assaf et al., 2024). Esse dado reforça a ideia de que fatores anatômicos e operatórios frequentemente atuam de forma combinada, aumentando a complexidade do fenômeno.

Outro ponto relevante diz respeito à presença de curvaturas múltiplas, frequentemente observadas em canais radiculares com anatomia mais complexa, como aqueles em formato de “S”. Nessas situações, o instrumento é submetido a múltiplos pontos de flexão ao longo de sua extensão, o que aumenta significativamente o acúmulo de tensões e reduz sua resistência à fadiga cíclica. Estudos experimentais demonstram que canais com dupla curvatura apresentam menor número de ciclos até a fratura quando comparados a canais com curvatura única, evidenciando o impacto da complexidade anatômica sobre o desempenho dos instrumentos (Aminsobhani et al., 2022).

Além disso, a anatomia dos canais radiculares deve ser compreendida como uma estrutura tridimensional, e não apenas bidimensional, como frequentemente representado em exames radiográficos convencionais. A presença de curvaturas em diferentes planos do espaço altera a distribuição de tensões ao longo do instrumento, podendo modificar tanto o local quanto a intensidade do estresse gerado durante a instrumentação. Estudos que utilizaram modelos tridimensionais baseados em tomografia computadorizada de feixe cônico demonstram que essa complexidade espacial influencia diretamente a resistência à fadiga dos instrumentos, tornando o comportamento mecânico mais imprevisível quando comparado a modelos bidimensionais (Piasecki et al., 2020).

Dessa forma, os fatores anatômicos devem ser analisados de maneira integrada, considerando não apenas a presença da curvatura, mas também sua severidade, localização e complexidade tridimensional. A interação entre essas variáveis determina a distribuição de tensões ao longo do instrumento e influencia diretamente sua resistência à fratura.

3.7.2 Fatores Operatórios

Além das características anatômicas do canal radicular e das propriedades inerentes aos instrumentos, os fatores operatórios exercem papel determinante na ocorrência de fraturas durante a instrumentação endodôntica. Diferentemente dos demais, esses fatores estão diretamente relacionados à conduta clínica do operador, sendo, portanto, passíveis de controle e ajuste ao longo do tratamento. Nesse sentido, variáveis como controle de torque, tipo de movimento, preparo prévio do canal (glide path), reutilização dos instrumentos e até mesmo a experiência do operador influenciam diretamente o comportamento mecânico das limas de níquel-titânio (Sattapan et al., 2000; Pedullà et al., 2013).

Entre esses fatores, o controle do torque aplicado durante a instrumentação merece destaque. Quando o instrumento encontra resistência ao avançar no interior do canal, especialmente em regiões mais estreitas ou com maior atrito, pode ocorrer o travamento da sua porção apical. Nessas condições, a continuidade da rotação associada a níveis elevados de torque favorece o acúmulo de tensões torsionais, podendo ultrapassar o limite de resistência do material e resultar em fratura (Sattapan et al., 2000). Dessa forma, o uso de motores com controle de torque e o respeito aos parâmetros recomendados pelos fabricantes tornam-se essenciais para reduzir o risco de falha.

A cinemática de movimento também influencia significativamente o desempenho dos instrumentos. Sistemas reciprocantes, por promoverem movimentos alternados, tendem a reduzir o acúmulo de tensões ao longo da lima, aumentando sua resistência à fadiga cíclica quando comparados aos sistemas rotatórios contínuos (Wan et al., 2011; Pedullà et al., 2013). Essa diferença se torna ainda mais relevante em canais com maior complexidade anatômica, nos quais o controle das tensões mecânicas é fundamental para evitar falhas durante a instrumentação.

Outro ponto importante diz respeito à realização adequada do glide path. A criação de um trajeto inicial favorece a progressão do instrumento mecanizado, reduzindo o atrito com as paredes do canal e, conseqüentemente, o acúmulo de tensões. Estudos demonstram que a ausência desse preparo prévio aumenta o risco de sobrecarga mecânica, enquanto sua execução adequada contribui para maior resistência à fadiga dos instrumentos (Gambarini et al., 2014; Yilmaz et al., 2018).

Além disso, a reutilização dos instrumentos deve ser considerada com cautela. Embora seja uma prática comum na clínica, evidências indicam que o uso repetido, associado aos ciclos de esterilização, promove alterações progressivas na estrutura do material, como formação de

microtrincas e desgaste superficial, reduzindo sua resistência mecânica ao longo do tempo (Hilfer et al., 2011; De Oliveira Neto et al., 2025). Esse processo, muitas vezes silencioso, pode aumentar significativamente a susceptibilidade à fratura, mesmo quando não há sinais visíveis de deformação.

Nesse contexto, a experiência do operador também se destaca como um fator relevante, embora frequentemente subestimado. Estudos recentes indicam que a forma como o instrumento é manipulado durante o preparo pode influenciar seu comportamento mecânico, especialmente em sistemas rotatórios. Operadores com menor experiência tendem a aplicar forças de maneira menos controlada, o que pode resultar em maior deformação dos instrumentos e alterações no tempo até a fratura (Isik et al., 2025). No entanto, essa influência não é absoluta, uma vez que sistemas com cinemática recíproca parecem apresentar comportamento mais estável, independentemente do nível de experiência clínica.

Outro aspecto interessante é que o uso clínico isolado nem sempre resulta em redução imediata da resistência torsional dos instrumentos, o que sugere que a falha estrutural está mais relacionada ao acúmulo progressivo de tensões e microdanos do que a um único evento clínico (Isik et al., 2025). Isso reforça a ideia de que a fratura dos instrumentos é um fenômeno multifatorial, no qual diferentes variáveis interagem ao longo do tempo.

3.8 Estratégias de Prevenção da Fratura de Liga Níquel-Titânio

A fratura de instrumentos endodônticos permanece como uma complicação relevante durante o preparo do sistema de canais radiculares, mesmo diante dos avanços observados nos sistemas mecanizados e nas ligas de níquel-titânio (NiTi). Nesse contexto, a prevenção não deve ser compreendida como uma medida isolada, mas como um conjunto de decisões clínicas que envolvem conhecimento do comportamento mecânico dos instrumentos, escolha adequada do sistema e execução técnica controlada (Di Fiore, 2007).

Entre as estratégias mais consolidadas, a realização do glide path associada à ampliação cervical, frequentemente executada por meio da técnica crown-down, ocupa papel central. A ampliação inicial do terço cervical do canal permite a remoção de interferências coronárias e favorece um trajeto mais retilíneo para a instrumentação. Como consequência, há redução da resistência ao avanço do instrumento, diminuindo o atrito com as paredes dentinárias e o risco de travamento apical (Peters, 2004). Do ponto de vista mecânico, esse efeito está diretamente relacionado à diminuição das tensões torsionais, uma vez que o travamento da ponta é um dos principais fatores associados à fratura por torção.

Corroborando esse raciocínio, Berutti et al. (2009) demonstraram que o pré-alargamento coronário aumenta a resistência à torção dos instrumentos de NiTi, evidenciando que a redução das tensões mecânicas durante o preparo contribui diretamente para a prevenção da fratura. Além disso, estudos que avaliam a influência do glide path indicam que a preparação prévia do canal está associada ao aumento da resistência à fadiga cíclica, uma vez que reduz a curvatura abrupta e melhora o alinhamento do instrumento durante sua progressão no interior do canal (Plotino et al., 2010; Gambarini et al., 2014; Yilmaz et al., 2018). Esses achados demonstram que a preparação inicial do canal atua simultaneamente na prevenção de diferentes mecanismos de falha.

O controle do torque e da força aplicada durante a instrumentação também é fundamental. Quando o operador insiste na progressão do instrumento em regiões de maior resistência, ocorre aumento das tensões torsionais, favorecendo a fratura. Nesse sentido, o uso de motores com controle de torque e a adoção de movimentos suaves e progressivos são medidas essenciais para reduzir o risco de falha estrutural (Kwak et al., 2022). Essa relação reforça que a fratura torsional está diretamente associada à forma como o instrumento é conduzido durante o preparo.

A cinemática de movimento também desempenha papel importante na prevenção. Sistemas reciprocantes têm demonstrado melhor desempenho em relação à fadiga cíclica quando comparados aos sistemas rotatórios contínuos, uma vez que o movimento alternado reduz o acúmulo contínuo de tensões ao longo do instrumento. Esse efeito torna-se ainda mais relevante em canais curvos, nos quais há maior incidência de tensões de tração e compressão (Kim et al., 2012; Ahn et al., 2016). Entretanto, evidências mais recentes indicam que a prevenção da fratura não depende apenas de fatores operatórios. O comportamento da liga em condições clínicas reais também exerce influência significativa. Nehme et al. (2025) demonstraram que a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos de NiTi diminui em temperatura corporal quando comparada à temperatura ambiente, evidenciando que o desempenho mecânico da liga pode ser diferente em ambiente clínico. Esse fenômeno está relacionado à transformação de fase da liga, na qual o aumento da temperatura favorece a predominância da fase austenítica, mais rígida e mais suscetível à propagação de trincas, enquanto a fase martensítica apresenta maior flexibilidade e resistência à fadiga.

Essa discussão é ampliada por estudos que avaliam simultaneamente diferentes mecanismos de falha. Weissheimer et al. (2023) demonstraram que instrumentos reciprocantes tratados termicamente apresentam comportamento favorável tanto em relação à fadiga cíclica quanto à resistência torsional. Esse achado é particularmente relevante, pois reflete a realidade

clínica, na qual os instrumentos estão frequentemente submetidos a múltiplos tipos de estresse ao mesmo tempo. Dessa forma, a escolha de sistemas que apresentem equilíbrio entre flexibilidade e resistência mecânica pode ser considerada uma estratégia preventiva mais eficiente.

Adicionalmente, estudos recentes reforçam o papel da metalurgia na prevenção da fratura. El Abed et al. (2025) demonstraram que instrumentos com maior predominância de fase martensítica ou fase R apresentam maior resistência à fadiga cíclica, especialmente em temperatura intracanal. Da mesma forma, Kang et al. (2025) observaram que instrumentos tratados termicamente apresentam maior capacidade de deformação antes da fratura, embora nem sempre apresentem maior resistência torsional. Esses achados indicam que a escolha do instrumento deve considerar não apenas sua geometria, mas também suas propriedades metalúrgicas e seu comportamento em condições clínicas reais.

Outro fator relevante diz respeito à reutilização dos instrumentos. O uso repetido, associado aos ciclos de esterilização, promove alterações estruturais progressivas, como formação de microtrincas e desgaste superficial, reduzindo a resistência mecânica ao longo do tempo. Esse comportamento cumulativo está diretamente relacionado ao aumento do risco de fratura (Yilmaz et al., 2018; Punnarai et al., 2025).

A experiência do operador também deve ser considerada. A capacidade de identificar aumento de resistência durante a instrumentação, bem como a decisão de interromper ou modificar a técnica, influencia diretamente o comportamento mecânico do instrumento. Mesmo com instrumentos modernos, a execução clínica continua sendo determinante na prevenção de falhas (Gomes et al., 2021; Isik et al., 2025).

4 METODOLOGIA

No presente trabalho, foi utilizada uma revisão integrativa da literatura, com o objetivo de reunir e analisar as evidências disponíveis sobre a fratura de instrumentos endodônticos confeccionados em liga de níquel-titânio durante a instrumentação mecanizada. O estudo buscou compreender os principais mecanismos de falha desses instrumentos, com evidência na fadiga cíclica e na fratura torsional, além de identificar os fatores anatômicos, instrumentais e operatórios associados à ocorrência dessas fraturas.

A escolha da revisão integrativa como método de pesquisa neste estudo se justifica pela necessidade de compreender, de forma organizada, os fatores que contribuem para a fratura dos instrumentos de NiTi durante o preparo químico-mecânico. Além disso, esse método possibilita a comparação entre estudos laboratoriais, experimentais, clínicos observacionais e estudos de análise mecânica.

Para orientar a construção da pergunta de pesquisa e estruturar o processo de busca, foi utilizada a estratégia PICO. Assim, definiu-se como **P** a fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio; como **I**, a instrumentação mecanizada e as características dos instrumentos; como **C**, as diferenças entre sistemas rotatórios e reciprocantes, tratamentos térmicos, ligas, geometrias e condições operatórias; e como **O**, a resistência à fratura, relacionada à fadiga cíclica e à fratura por torção.

A pergunta que orientou esta revisão para uma análise de busca no pubmed foi, quais fatores estão associados à fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio durante a instrumentação mecanizada e quais estratégias podem contribuir para sua prevenção?

O relato desta revisão foi inspirado nas recomendações do PRISMA 2020, adotando seus princípios quando aplicáveis a revisões integrativas sem metanálise.

4.1 Estratégia de busca

As buscas eletrônicas foram realizadas entre janeiro e março de 2026 na base de dados PubMed/MEDLINE, utilizando descritores relacionados à fratura de instrumentos de níquel-titânio, fadiga cíclica, resistência torsional e instrumentação mecanizada em Endodontia. As estratégias de busca, bem como os filtros aplicados, estão apresentados no quadro 1. O processo de identificação, triagem, elegibilidade e inclusão dos estudos encontra-se descrito no fluxograma PRISMA 2020 adaptado (figura 1).

Foram utilizados descritores controlados e palavras-chave em inglês, combinados pelos operadores booleanos AND e OR. Os principais termos utilizados foram: “nickel-titanium

instruments”, “NiTi files”, “cyclic fatigue”, “torsional resistance”, “instrument fracture”, “endodontic instrumentation”, “rotary instrumentation”, “reciprocating motion”, “heat-treated NiTi”, “glide path”, “root canal curvature” e “instrument reuse”.

As estratégias foram organizadas conforme os principais eixos da revisão: mecanismos de fratura, fatores anatômicos, fatores relacionados ao instrumento, fatores operatórios e estratégias de prevenção.

Quadro 1- Estratégias de busca e filtro

Base de dados	Estratégia de busca	Filtros
PubMed/MEDLINE	(“nickel-titanium instruments” OR “NiTi files”) AND (“cyclic fatigue” OR “torsional resistance” OR “instrument fracture”) AND “endodontics”	2021-2026 inglês/português
PubMed/MEDLINE	(“reciprocating motion” OR “rotary instrumentation”)AND (“cyclic fatigue” OR “instrument fracture”)	2021-2026 inglês/português
PubMed/MEDLINE	(“heat-treated NiTi” OR “thermomechanical treatment”) AND (“cyclic fatigue” OR “torsional resistance”)	2021-2026 inglês/português
PubMed/MEDLINE	(“nickel-titanium instruments” OR “NiTi files”) AND (“reuse” OR “sterilization”) AND “endodontics”	2021-2026 inglês/português

Fonte: Elaborado pela autora

4.2 Critérios de inclusão e exclusão

Foram estabelecidos critérios específicos para inclusão e exclusão dos estudos, com o objetivo de garantir a qualidade das evidências comprovadas.

Incluídos estudos científicos publicados entre os anos de 2021 e 2026, disponíveis na íntegra, nos idiomas português e inglês, que abordassem diretamente a fratura de instrumentos endodônticos confeccionados em liga de níquel-titânio (NiTi) durante a instrumentação mecanizada. Foram considerados estudos que investigam mecanismos de fratura, como fadiga cíclica e fratura torcional, bem como fatores associados (anatômicos, instrumentais e operatórios), incluindo curvatura do canal e localização da curvatura, geometria e design do instrumento, tratamento térmico, conicidade, cinemática, reutilização/esterilização, presença e qualidade de glide path e estratégias de prevenção.

Foram priorizados estudos primários, incluindo:

- estudos experimentais in vitro e laboratoriais;
- análises por microscopia eletrônica de varredura (MEV/SEM), micro-CT e/ou ensaios mecânicos;
- estudos comparativos entre sistemas rotativos e recíprocos;
- estudos clínicos observacionais que avaliam defeitos/fraturas após uso real.

Foram excluídos :

- publicações sem acesso ao texto completo;
- estudos sem relação direta com o tema;
- resumos de eventos, editoriais e capítulos sem dados originais;
- revisões narrativas, revisões sistemáticas e revisões integrativas (incluindo artigos cujo foco principal seja sintetizar a literatura sem apresentar dados primários mensuráveis sobre mecanismos/fatores de fratura e/ou prevenção);
- estudos que não apresentam avaliação dos mecanismos de falha e/ou variáveis mecânicas ou operacionais relevantes para a instrumentação mecanizada.

4.3 Extração de dados

A extração dos dados teve como objetivo organizar as principais informações dos estudos incluídos. Após a triagem dos títulos e resumos, os textos considerados elegíveis foram lidos na íntegra.

Para cada estudo selecionado, foram extraídas as seguintes informações: autor, ano de publicação, título do artigo, tipo de estudo, amostra, metodologia empregada, instrumentos avaliados, e principais resultados.

Os estudos foram organizados em tabelas comparativas. A primeira tabela (tabela 2) reuniu estudos relacionados especificamente a mecanismos da fratura fadiga cíclica e à fratura torcional dos instrumentos de NiTi. A segunda tabela (tabela 3) reuniu estudos sobre fatores

associados à fratura, divididos em fatores anatômicos, instrumentais e operatórios.

A organização em tabelas permitiu comparar os achados dos estudos e identificar padrões importantes, como a influência da curvatura do canal na fadiga cíclica, o papel do travamento apical na fratura por torção, a importância do tratamento térmico na resistência mecânica, o impacto da reutilização e a influência da cinemática recíproca e rotatória no comportamento dos instrumentos.

4.4 Síntese e análise dos dados

A análise dos dados foi realizada de forma descritiva e qualitativa, por meio da comparação crítica dos resultados apresentados nos estudos incluídos. Não foram aplicados testes estatísticos, uma vez que o objetivo deste trabalho foi sintetizar e interpretar as evidências disponíveis, sem realização de metanálise.

Os achados foram organizados em eixos temáticos: mecanismos de fratura, fatores anatômicos, fatores relacionados ao instrumento, fatores operatórios e estratégias de prevenção. Essa divisão permitiu discutir a fratura dos instrumentos de NiTi como um fenômeno multifatorial, dependente da interação entre a anatomia do canal radicular, as características do instrumento e a conduta clínica do operador.

As divergências entre os estudos foram analisadas considerando diferenças metodológicas, como tipo de instrumento utilizado, sistema de cinemática, temperatura do teste, tipo de canal simulado, número de usos da lima NiTi, presença de tratamento térmico e método de avaliação da fratura.

4.5 Aspectos éticos

Não foi necessária a submissão ao Comitê de Ética em Pesquisa, uma vez que este estudo se trata de uma revisão integrativa da literatura, utilizando exclusivamente dados secundários disponíveis em artigos científicos publicados. Não houve coleta de dados com seres humanos, prontuários, imagens clínicas de pacientes ou informações individuais identificáveis.

Ainda assim, todas as informações foram tratadas com rigor científico e ético, respeitando a autoria dos estudos utilizados e garantindo a integridade acadêmica na análise e apresentação dos dados.

5 SELEÇÃO DOS ESTUDOS

A busca nas bases de dados recuperou estudos relacionados à fratura de instrumentos de níquel-titânio durante a instrumentação mecanizada em Endodontia. Foi realizada a triagem dos títulos e resumos, com exclusão dos estudos que não apresentavam relação direta com o tema e estudos de revisão de literatura. Em seguida, os textos completos dos artigos potencialmente relevantes foram avaliados conforme os critérios de inclusão e exclusão previamente estabelecidos.

Os estudos incluídos atenderam aos objetivos desta revisão por abordarem mecanismos de fratura, fatores associados e estratégias de prevenção. A síntese qualitativa final foi composta por estudos experimentais, laboratoriais, clínicos observacionais e análises mecânicas, organizados em tabelas comparativas.

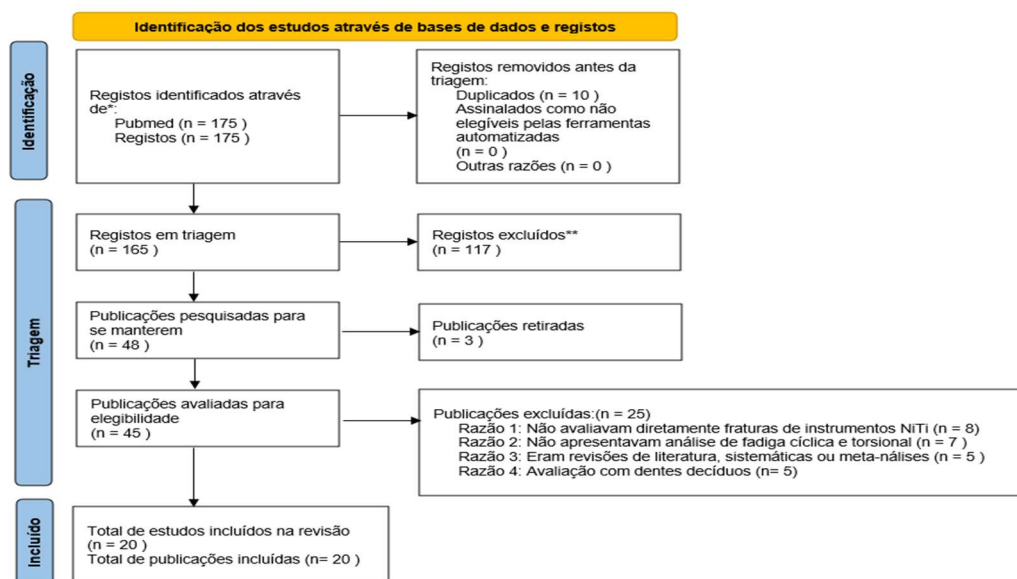


Figura 1- Prisma 2020 adaptado

Tabela 1- Mecanismos da Fratura Liga Niquel Titânio

Autor/Ano	Título	Estudo	Amostra	Metodologia	Resultados
Zanza et al., 2021.	Role of the Crystallographic Phase of NiTi Rotary Instruments in Determining Their Torsional Resistance during Different Bending Conditions.	Estudo experimental in vitro.	200 instrumentos NiTi F-One 20.04, (austenítico) e Grupo B (martensítico, tratamento térmico AFTM- R Wire). martensíticos (mesmas dimensões, diferente fase cristalográfica).	Teste estático de torção em dispositivo específico onde instrumentos são fixados a 3 mm da ponta e rotacionados a 500 rpm até fratura; submetidos a diferentes condições de flexão em canais artificiais de aço inox com ângulos de curvatura de 60° e 90° combinados com raios de curvatura de 3 mm e 5 mm, além de canal reto. Torque na fratura (TtF) foi registrado. Análise estatística e microscopia eletrônica de varredura realizada.	O Torque na Fratura aumentou significativamente com o aumento do ângulo e a diminuição do raio de curvatura para ambos os grupos ($p < 0,05$). Sem diferenças significativas entre fases em condições de canal reto ou 60°. Nas condições de 90° de curvatura, instrumentos austeníticos apresentaram resistência torsional significativamente maior que martensíticos ($p < 0,05$). A fase cristalográfica influencia a resistência torsional em curvaturas severas.

Continuação da tabela 1

Jo et al. (2021)	Torsional Resistance of Heat-Treated Nickel-Titanium Instruments under Different Temperature Conditions.	Experimental in vitro com análise metalúrgica associada	Instrumentos OneShape, OneCurve, WaveOne Gold e HyFlex EDM testados em temperatura ambiente e corporal.	Testes de resistência torsional (torque máximo e ângulo de deformação), associados à análise térmica por DSC e análise fractográfica por MEV para identificação do padrão de falha	Evidenciou que a fratura torsional pode ocorrer de forma progressiva e cumulativa, com múltiplos pontos de iniciação de trinca. Mostra que a torção não é apenas um evento súbito, contribuindo para uma visão mais realista do mecanismo de falha.
Gürler et al (2024)	Comparison of cyclic fatigue resistance of three different single-file systems after clinical use	Estudo experimental in vitro	120 pacientes + 90 instrumentos (WaveOne Gold, One Curve, Reciproc Blue)	Instrumentação em molares inferiores (1º e 3º uso) seguida de teste de fadiga cíclica em canal artificial e análise por SEM;	Reciproc Blue apresentou maior resistência à fadiga cíclica; o uso clínico influenciou significativamente o comportamento mecânico dos instrumentos, com variações entre os sistemas; análise por SEM confirmou padrão típico de fratura por fadiga

Continuação da tabela 1

Youssef et al., (2024)	Comparing Cyclic Fatigue Resistance and Free Recovery Transformation temperature of Niti Endodontic single-file sytems using a novel testing setup	Estudo experimental in vitro	O estudo avaliou 120 arquivos NiTi (30 por grupo: OS, WO, WOG), em canais com curvas de 60°, a 20 °C e 37 °C, usando curvas de 3 e 5 mm.	Testes de fadiga cíclica em metal block customizado com canais artificiais; arquivo introduzidos 18 mm; uso de sistemas motor e movimento conforme fabricante (OS rotação, WO e WOG: recíprocante) temperatura controlada por elemento Peltier; tempo até a fratura registrado; testes de transformação de fase via método bend and free recovery para determinar temperatura.	Temperatura corporal (37) diminui a resistência á fadiga cíclica dos arquivos para quase todos os casos; arquivos WO e WOG apresentam maior resistência comparado a OS; apresentaram temperatura de transformação abaixo da temperatura corporal; influencia clínica importante na escolha e manuseio de arquivos NiTi.
Silva et al., (2025)	Avaliação da resistência á fadiga de instrumentos de NiTi: uma abordagem baseada em DSC	Estudo experimental comparativo com abordagem metalúrgica	50 instrumentos NiTi: 25 ProTaper Universal F2 e 25 ProTaper Gold F2, com design geométrico idêntico, mas ligas metálicas distintas	Inspeção microscópica para detectar defeitos. Análise de design geométrico e composição elementar por espectroscopia por dispersão de energia. Calorimetria diferencial de varredura (DSC) para determinar temperaturas de transformação de fase. Testes de fadiga cíclica em canal artificial padronizado a 20°C e 35°C.	ProTaper Gold começa a fase R a 44°C, enquanto o ProTaper Universal a 16,2°C. Ambos têm maior resistência à fadiga cíclica a 20°C do que a 35°C, sendo o ProTaper Gold superior em ambos os casos. A análise DSC mostrou que a transformação de fase afeta significativamente a fadiga. Testes mecânicos em temperatura fixa isolada não são suficientes para entender totalmente o comportamento.

Conclusão Tabela 1

Kang et al. (2025)	Fracture resistances of heat-treated nickel-titanium files used for minimally invasive instrumentation.	Experimental in vitro com abordagem multifatorial.	Sistemas EndoRoad, TruNatomy e ProTaper Gold (15 instrumentos por grupo)	Avaliação integrada de fadiga cíclica (a 37°C), resistência torsional, flexibilidade, energia absorvida (toughness), análise por SEM e DSC para caracterização metalúrgica.	Instrumentos mais flexíveis apresentaram maior resistência à fadiga, porém menor resistência torsional, evidenciando um equilíbrio entre propriedades mecânicas.
El Abed et al. (2025)	The impact of alloy treatment on the dynamic cyclic fatigue resistance of triangular base cross-section NiTi endodontic instruments.	Estudo experimental in vitro (análise mecânica e metalúrgica)	36 instrumentos NiTi (Race Evo, ZenFlex, Tia Tornado Blue)	Teste de fadiga cíclica dinâmica em canal artificial (45°, 5 mm raio) a 34°C, análise de flexibilidade, DSC, XRD e SEM	Demonstrou que a resistência à fadiga depende da interação entre geometria e metalurgia, não de um fator isolado. Instrumentos com melhor acabamento e maior presença de fases flexíveis apresentaram melhor desempenho.

Fonte: Elabora pela autora com base nos estudos selecionados (2026)

Tabela 2- Fatores Associados a Fratura

Autor/Ano	Título do artigo	Fator Principal	Tipo de estudo e amostra	Metodologia	Resultados
Gambarini et al. (2021).	Influence of Shaft Length on Torsional Behavior of Endodontic Nickel– Titanium Instruments.	Fator do Instrumental	Instrumentos de 23 mm e 27 mm da mesma série.	Teste torsional com ponta fixada a 3 mm e rotação até fratura; mensuração do torque e análise fractográfica por MEV	Instrumentos mais longos apresentaram maior resistência torsional, indicando que o comprimento influencia a distribuição de tensões e a capacidade de absorção de energia
Di Nardo et al., (2021).	Angle of Insertion and Torsional Resistance of Nickel– Titanium Rotary Instruments	Instrumental	180 instrumentos NiTi (90 F-One Blue 25/04 - martensítico; 90 HeroShaper 25/04 - austenítico)	Testes torcionais estáticos em dispositivo customizado com ângulo de inserção controlado (0°, 10° e 20°); rotação a 500 rpm até fratura; registro do torque até fratura (TtF) e comprimento do fragmento (FL); análise estatística (ANOVA e Bonferroni); análise fractográfica por SEM.	O aumento do ângulo de inserção aumentou significativamente a resistência torsional para ambos os instrumentos; para F-One Blue o aumento foi de até 37% a 20°, para HeroShaper até 63%; não houve diferença significativa na medição do comprimento dos fragmentos; fractografia confirmou falha por torção típica.
Ubaed & Bakr, (2022)	Cyclic Fatigue Resistance of Nickel– Titanium Rotary Instruments after Simulated Clinical Use.	Anatômico, instrumento e operatório	Experimental in vitro comparativo.	Instrumentação de canais radiculares curvos padronizados em molares mandibulares, seguida por teste de fadiga cíclica em canal artificial de aço inoxidável com curvatura de 50° e raio de 5 mm; cálculo do número de ciclos até a fratura (NCF); limpeza, esterilização e análise estatística (Welch ANOVA, Mann–Whitney)	AF F-One apresentou redução significativa da resistência à fadiga após uso clínico (P < 0,05). 2Shape não foi significativamente afetado pelo uso clínico (P > 0,05). AF F-One teve maior NCF do que 2Shape em todos os grupos (P < 0,05). Velocidade de rotação maior (500 rpm em AF F-One vs 300 rpm em 2Shape) e design influenciam o desempenho. A utilização múltipla pode diminuir a resistência e aumentar o risco de fratura.

Continuação tabela 2

Thu et al., (2022)	Effect of different axial speed patterns on cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments	Operatório e instrumental	Estudo experimental in vitro; 80 instrumentos NiTi rotatórios (40 ProTaper Universal - PTU e 40 ProTaper Gold - PTG), tamanho #30/.09, divididos em 4 grupos por velocidade axial (n=10 por grupo)	Ciclo de fadiga dinâmico em canal artificial de aço inoxidável padrão (18 mm, 45° curvatura, raio 5mm); pecking motion com velocidade descendente fixa (100 mm/min) e velocidade ascendente variada (100, 150, 200, 300 mm/min); medição do tempo para falha (Tf), número de ciclos para falha (Nf) e número de pecking motions para falha (Np); análise estatística não paramétrica; SEM para fractografia.	O estudo mostrou que instrumentos ProTaper Gold (PTG) têm maior resistência à fadiga cíclica do que ProTaper Universal (PTU), apresentando maior tempo e número de ciclos até a fratura. Além disso, quando a velocidade de retirada (movimento para cima) do instrumento foi maior que a de inserção, especialmente na velocidade mais alta testada (300 mm/min), houve um aumento significativo no número de movimentos de pecking antes da fratura, indicando maior resistência, embora o tempo e o número total de ciclos até a fratura não tenham mudado significativamente entre os grupos.
Pedullà et al. (2022)	Torsional, Static, and Dynamic Cyclic Fatigue Resistance of Reciprocating and Continuous Rotating Nickel-Titanium Instruments	Operatório e instrumento	Experimental in vitro. 120 instrument NiTi divididos em quatro grupos: reciprocantes (One RECI, WaveOne Gold) e rotatórios (One Curve, ProTaper Next X2)	Testes de resistência à fadiga cíclica estática e dinâmica em canal artificial com curvatura de 60° e raio de 5 mm em temperatura intracanal (35°C), além de ensaio de torção conforme ISO 3630-1. Avaliação do tempo até fratura (TTF), torque máximo e ângulo de rotação, com análise fractográfica por MEV	Demonstrou que instrumentos reciprocantes apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, especialmente em condições dinâmicas, quando comparados aos rotatórios contínuos. O movimento reciprocante reduz a concentração de tensões e prolonga a vida útil do instrumento. Por outro lado, sistemas como WaveOne Gold apresentaram maior resistência torsional. Evidencia que o tipo de cinemática (reciprocante vs contínua) é um fator determinante na fratura, atuando em conjunto com design e tratamento térmico

Continuação tabela 2

El Abed et al., (2023)	Effect from Autoclave Sterilization and Usage on the Fracture Resistance of Heat-Treated Nickel–Titanium Rotary Files	Anatomia e instrumental	Estudo experimental in vitro. 60 arquivos One Curve NiTi divididos em 3 grupos: novos (N), usados (U) e usados + esterilizados (S) (n=10 por teste por grupo)	Simulação de preparo em canal artificial com arquivos grupo-U e grupo- S.Esterilização em autoclave 132°C por 30 min para grupo S.Testes de resistência à fadiga cíclica em dispositivo customizado à temperatura corporal (37°C).Teste de resistência à torção a 2 rpm até fratura, temperatura corporal..Análise do padrão de fratura por microscopia eletrônica de varredura (SEM)	One Curve aumentou a resistência à fadiga cíclica, enquanto a esterilização por autoclave após o uso reduziu essa resistência; já a resistência à torção máxima não foi afetada significativamente , embora os arquivos novos apresentassem maior tenacidade e maior ângulo de distorção em comparação com os usados e esterilizados.
Greco et al. (2024)	Cyclic Fatigue Resistance of Four Heat-Treated Nickel-Titanium Files in Severely Curved Simulated Canals: An In Vitro Study	Anatômico + instrumento + apoio operatório	Estudo in vitro com 120 arquivos Ni-Ti em 4 sistemas, testados em curvaturas de 60° e 90°.	Arquivos Ni-Ti testados em canais metálicos simulados de 60° e 90°; usados motor X-Smart Plus com velocidades e torques recomendados; avaliados tempo e número de ciclos até fratura (limite 15 min); análises estatísticas Kruskal–Wallis.	Em canais com curvatura moderada (60°), todos os arquivos de níquel-titânio resistiram bem por até 15 minutos sem quebrar. Em curvaturas acentuadas (90°), o arquivo FQ 25.06 foi o mais resistente à fadiga, enquanto o Blueshaper Z4 quebrou mais rápido; ProTaper Ultimate e ProTaper Gold tiveram desempenho intermediário. Essas variações se devem ao design, tipo de liga e velocidade

Continuação tabela 2

Kang et al. (2025)	Fracture resistances of heat-treated nickel-titanium files used for minimally invasive instrumentation	Instrumento	Estudo experimental comparativo. 3 sistemas de arquivos NiTi: TruNatomy (#26/.04v), EndoRoad (#25/.06v) e ProTaper Gold (#25/.08v), n = 15 para cada grupo	Foram realizados testes de resistência torsional (fixação a 3 mm da ponta, 60 rpm até fratura), flexão (dobra de 45° e medição do ângulo residual) e fadiga cíclica (canal artificial curvo a 45°, rotação dinâmica em temperatura corporal, tempo até fratura), além de análise por MEV para superfície e DSC para fases metálicas.	ProTaper Gold apresentou maior resistência torsional; EndoRoad destacou-se pelo maior ângulo de distorção, tenacidade e resistência à fadiga cíclica; TruNatomy foi o menos resistente. Arquivos minimamente invasivos oferecem alta resistência à fadiga, mas com diferenças mecânicas importantes, devendo a escolha considerar a condição do dente e do canal.
da Silva et al. (2025)	Cyclic fatigue resistance, number of uses, and morphological/chemical analysis of RCS Rainbow Files, VDW Rotate and ProTaper Ultimate: in vitro study	Anatomia+ instrumental	Experimental in vitro 3 sistemas rotatórios (10 instrumentos por grupo), utilizados em múltiplos ciclos de instrumentação e autoclave	Teste de fadiga cíclica em canal artificial padronizado (curvatura 60°, raio 3 mm), uso sequencial e esterilização por autoclave (3 ciclos); análise SEM a 500× para morfologia superficial e espectroscopia EDS para composição.	RCS Rainbow Files e VDW Rotate tiveram maior resistência à fadiga que ProTaper Ultimate. Todos mostraram desgaste e maior risco de fratura após múltiplos usos/esterilização. Presença de carbono, alumínio (excessivo no VDW) e oxigênio indicam contaminações e alterações na estrutura metálica.

Continuação tabela 2

Murat et al., (2025)	Impact of the reuse of reciprocating instruments on cyclic fatigue resistance: WaveOne Gold and R-Motion	Instrumental	Estudo laboratorial experimental. 48 instrumentos NiTi (24 WOG 25.07 e 24 RM 25.06), divididos em subgrupos por número de usos simulados (0 a 3 usos)	Simulação em canais radiculares 3D, teste de fadiga cíclica em aço inoxidável com NaOCl 2,5% a 37°C. ANOVA e testes múltiplos. Análise morfológica pré e pós-fratura por microscopia eletrônica.	RM teve maior tempo até fratura que WOG ($p < 0,05$); sem diferença entre subgrupos ($p > 0,05$). Tamanho dos fragmentos e resistência até 3 usos foram semelhantes. Fraturas exibiram características frágeis com microcavidades, indicando comportamento previsível.
Schoppmeier et al., (2025)	Influence of Thermal Pretreatments on the Cyclic Fatigue Resistance of Novel Reciprocating Nickel-titanium Files	Anatomia e instrumental	Estudo In vitro; n=50 arquivos, 4 sistemas de NiTi reciprocantes: 2 de pré-tratamento térmico baixo (EdgeOne R-Utopia, Procodile Q) e 2 alto (Reciproc Blue, CC One Blue). Testados em 2 configurações de canal (curvatura simples e dupla)	Teste de fadiga cíclica em aço inoxidável a $35 \pm 1^\circ\text{C}$ com movimento reciprocante. Avaliados TTF, NCF e FL. Análise Weibull e SEM realizadas.	Não houve diferença significativa na resistência à fadiga entre pré-tratamentos térmicos ($p = 0,203$). O design e a composição do ligante foram os fatores principais. Procodile Q teve maior resistência, mesmo em canais duplamente curvados. SEM confirmou trincas por fadiga em áreas críticas.

Conclusão da Tabela 2

Jo et al., (2026)	File-Specific Cyclic Fatigue Resistance of NiTi Instruments After Repeated Use in Simulated Canals: Patterns Compatible with Potential Stress-Induced Martensite Transformation Effects	Instrumental	Estudo laboratorial experimental; 225 arquivos PTUL (5 tipos: Slider, Shaper, F1, F2, F3), divididos em 3 grupos de uso (0, 2 e 4 canais simulados)	Uso sequencial em canais simulados de resina com curvatura J de 35°; teste de fadiga cíclica em canal de aço curvo a 400 rpm, temperatura 37°C; medição do número de ciclos até fratura (NCF); análise estatística com ANOVA/Kruskal-Wallis	Slider e Shaper mantiveram estabilidade na resistência após uso repetido; F1 apresentou aumento transitório na resistência após 2 usos seguido por redução; F2 e F3 tiveram redução progressiva significativa na resistência, sendo F3 a mais afetada; sugere influência do tamanho do arquivo e possível efeito SIM em F1.
Baruwa, Fernandes e Martins (2026)	Impact of Metallurgical and Geometric Features on the Cyclic Fatigue Strength of Reciprocating Endodontic Files		Estudo experimental comparativo in vitro. 4 sistemas de limas reciprocantes NiTi: Reciproc Blue, WaveOne Gold, EdgeOne Fire e Easy-File Flex; n=10 instrumentos por grupo	Avaliação da geometria, composição, propriedades metalúrgicas e fadiga cíclica; análise estatística pelo teste da mediana de Mood (p<0,05).	Reciproc Blue apresentou maior comprimento ativo, densidade de espirais, melhor acabamento e resistência à fadiga; Easy-File Flex foi o menos resistente. Diferenças metalúrgicas e de design influenciam a performance, com combinação de lâmina ativa longa, alta densidade de espirais e fases R e austeníticas aumentando a durabilidade.

Fonte: Elaborado pela autora com base nos estudos selecionados (2026)

6 DISCUSSÃO

A fratura de instrumentos endodônticos de níquel-titânio (NiTi) não deve ser interpretada como resultado de um único fator isolado, mas como consequência da interação entre anatomia radicular, propriedades metalúrgicas, geometria do instrumento, cinemática empregada e fatores operatórios durante o preparo químico-mecânico. De maneira geral, os estudos analisados convergem ao demonstrar que o comportamento mecânico das limas sofre influência direta das condições anatômicas do canal radicular, principalmente em curvaturas severas e em menores raios de curvatura, nos quais ocorre maior concentração de tensões compressivas, trativas e torsionais sobre o instrumento (Zanza et al., 2021; Greco et al., 2024).

Os estudos relacionados à fadiga cíclica demonstraram forte influência da anatomia radicular sobre a resistência mecânica dos instrumentos de níquel-titânio. Greco et al. (2024) observaram que canais com curvaturas severas de 90° promoveram redução significativa da resistência à fadiga quando comparados a curvaturas moderadas, evidenciando maior concentração de tensões mecânicas em situações anatômicas extremas. Resultados semelhantes também foram observados por Di Nardo et al. (2021) e Youssef et al. (2024), especialmente em canais com menor raio de curvatura. A análise conjunta desses estudos sugere que a anatomia radicular exerce mais impacto sobre a fadiga cíclica do que diferenças isoladas entre determinados sistemas comerciais, uma vez que a severidade da curvatura modifica diretamente o comportamento mecânico das limas durante a instrumentação. Isso ocorre devido a flexão repetitiva sofrida pelo instrumento em regiões curvas, gerando ciclos contínuos de compressão e tração, favorecendo o surgimento e propagação de microtrincas até a fratura (Assaf et al., 2024).

A influência da metalurgia e dos tratamentos térmicos também demonstrou papel importante sobre a resistência mecânica dos instrumentos NiTi. Zanza et al. (2021), El Abed et al. (2025) e Baruwa et al. (2026) observaram melhor resistência à fadiga cíclica em instrumentos submetidos a tratamentos térmicos, enquanto Kang et al. (2025) identificaram maior flexibilidade e comportamento mecânico mais favorável nesses sistemas. Sendo assim, as modificações metalúrgicas alteram a temperatura de transformação da liga, favorecendo maior presença de fases martensítica e fase R próximas à temperatura corporal, aumentando a capacidade de dissipação das tensões mecânicas acumuladas durante a instrumentação. Além disso, Baruwa et al. (2026) demonstraram que instrumentos com melhor acabamento superficial, maior densidade espiral e geometria mais favorável apresentaram maior resistência à fadiga, reforçando que o desempenho mecânico resulta da interação entre metalurgia e design geométrico. Entretanto, Schornmeier et al. (2025) não observaram diferenças estatisticamente

significativas entre determinados sistemas tratados termicamente, indicando que o tratamento térmico isoladamente não é suficiente para determinar o comportamento mecânico do instrumento. Essa divergência pode estar relacionada às diferenças metodológicas entre os estudos, incluindo temperatura experimental, tipo de canal artificial e dinâmica dos ensaios laboratoriais. Dessa forma, a escolha do instrumento não deve considerar apenas o tratamento térmico da liga, mas também características estruturais, geometria e complexidade anatômica do caso clínico em específico, levando em consideração que cada caso possui suas peculiaridades.

A influência da cinemática sobre a resistência dos instrumentos é um fator discutido entre os estudos, mostrando que sistemas reciprocantes podem oferecer vantagens importantes em canais curvos, embora a seleção do instrumento deva considerar simultaneamente resistência torsional, anatomia radicular e características estruturais da lima. Pedullà et al. (2022) observaram que sistemas reciprocantes apresentaram maior resistência à fadiga cíclica quando comparados aos sistemas rotatórios contínuos, especialmente em canais curvos e em testes dinâmicos. Resultados semelhantes foram observados por Baruwa, Fernandes e Martins (2026) e Murat et al. (2025), que também identificaram maior durabilidade em sistemas reciprocantes. O melhor desempenho desses sistemas parece estar relacionado à alternância dos sentidos de rotação, reduzindo o acúmulo contínuo de tensões compressivas e torsionais sobre a lima. Entretanto, os próprios estudos demonstraram que essa superioridade não depende exclusivamente da cinemática. Pedullà et al. (2022) observaram que determinados sistemas apresentaram maior resistência torsional mesmo sem apresentar maior resistência à fadiga cíclica, evidenciando um equilíbrio biomecânico entre flexibilidade e rigidez estrutural. Além disso, Lee et al. (2013) e Kang et al. (2025) reforçam que características metalúrgicas e geométricas específicas podem modificar significativamente o comportamento mecânico, mesmo entre instrumentos com cinemática semelhante.

A temperatura intracanal também demonstrou influência importante sobre o comportamento mecânico dos instrumentos NiTi. Youssef et al. (2024) verificaram redução significativa da resistência à fadiga cíclica em testes realizados a 37 °C, enquanto Pedullà et al. (2022) e El Abed et al. (2023) observaram alterações importantes no desempenho mecânico dos instrumentos em condições térmicas semelhantes às do ambiente intracanal. Silva et al. (2025), por meio de calorimetria diferencial de varredura, também demonstraram que as temperaturas de transformação da liga influenciam diretamente a resistência à fadiga cíclica. Provavelmente, isso ocorre porque a temperatura corporal modifica a distribuição das fases cristalográficas da liga de NiTi, alterando flexibilidade, comportamento elástico e capacidade de dissipação de

tensões. Esses resultados reforçam uma limitação importante dos estudos laboratoriais realizados exclusivamente em temperatura ambiente, já que essas condições podem superestimar o desempenho clínico real dos sistemas mecanizados.

Os estudos relacionados à reutilização e esterilização demonstraram tendência predominante de redução progressiva da resistência mecânica após múltiplos usos clínicos. Ubaed e Bakar (2022) observaram diminuição significativa da resistência à fadiga após uso clínico simulado, enquanto El Abed et al. (2023) e da Silva et al. (2025) relataram aumento do desgaste superficial, formação de microtrincas e maior suscetibilidade à fratura após sucessivos ciclos de uso e esterilização. Resultados semelhantes também foram observados por Murat et al. (2025), que identificaram padrões de fratura mais frágeis em instrumentos reutilizados. Esses achados sugerem que o uso repetido favorece o acúmulo progressivo de defeitos microscópicos na superfície metálica, reduzindo a vida útil dos instrumentos. Entretanto, Jo et al. (2026) observaram relativa estabilidade mecânica em determinados sistemas após reutilizações limitadas, indicando que o efeito da reutilização pode variar conforme características metalúrgicas e estruturais específicas de cada instrumento. Além disso, parte dessas divergências provavelmente decorre das diferenças metodológicas entre os estudos, incluindo número de reutilizações, anatomia simulada, protocolo de esterilização e tipo de cinemática empregada. Na prática clínica, esses resultados reforçam que a reutilização deve ser realizada com cautela, especialmente em canais curvos, estreitos ou com maior risco de travamento apical.

A resistência torsional também demonstrou relação direta com fatores geométricos e estruturais dos instrumentos. Zanza et al. (2021) observaram que não apenas a massa metálica, mas também o momento polar de inércia, o raio interno do núcleo e as características longitudinais da lima influenciam diretamente a resistência torsional. Da mesma forma, Gambarini et al. (2021) demonstraram que instrumentos mais longos apresentaram maior resistência ao torque, enquanto Di Nardo et al. (2021) verificaram influência do ângulo de inserção sobre o comportamento torsional. Kang et al. (2025) também observaram que instrumentos minimamente invasivos e mais flexíveis apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, porém menor resistência torsional quando comparados a sistemas mais rígidos. Esses achados evidenciam que maior flexibilidade não significa necessariamente maior segurança contra travamento intracanal. Instrumentos mais flexíveis tendem a dissipar melhor tensões flexurais, mas podem apresentar menor capacidade de suportar cargas torsionais elevadas.

Do ponto de vista operatório, os estudos reforçam a importância de movimentos suaves, controle de pressão apical, glide path adequado e redução de interferências cervicais como

estratégias fundamentais de prevenção da fratura. Thu et al. (2022) observaram que movimentos axiais mais rápidos e controlados aumentaram a resistência à fadiga cíclica dinâmica, enquanto La Rosa et al. (2024) verificaram que diferentes amplitudes do movimento de bicada modificaram significativamente o desempenho mecânico dos instrumentos. Provavelmente, isso ocorre porque movimentos curtos e progressivos reduzem concentração de tensões em regiões específicas do canal, diminuindo o estresse acumulado sobre a lima.

De maneira geral, os estudos analisados convergem ao demonstrar que a fratura dos instrumentos de níquel-titânio possui natureza multifatorial, envolvendo interação complexa entre anatomia radicular, metalurgia, geometria, cinemática e fatores operatórios. Apesar dos avanços tecnológicos observados nas últimas décadas, nenhum sistema mostrou-se completamente resistente à fratura, sobretudo diante da variabilidade anatômica encontrada na prática clínica (Di Nardo et al., 2021; Jo et al., 2021; El Abed et al., 2023; Greco et al., 2024; Youssef et al., 2024; Da Silva et al., 2025). Além disso, parte das divergências observadas entre os estudos provavelmente está relacionada à ausência de padronização metodológica dos ensaios experimentais, incluindo diferenças no tipo de canal artificial utilizado, temperatura experimental, dinâmica de instrumentação, protocolos de reutilização e modelos de fadiga estática ou dinâmica (Gürler et al., 2024; Greco et al., 2024; Da Silva et al., 2025; Jo et al., 2026). Dessa forma, as evidências atuais permitem identificar tendências biomecânicas importantes, embora ainda apresentem limitações para estabelecer superioridade absoluta entre os sistemas disponíveis. Sendo assim, é importante que haja futuramente novos estudos *in vivo* para reforçar a melhoria clínica das fraturas.

De forma integrada, os estudos demonstram que os principais fatores associados à fratura são: curvatura acentuada, menor raio de curvatura, travamento da ponta ativa, reutilização, ciclos de esterilização, maior calibre dos instrumentos de acabamento, geometria desfavorável, maior rigidez, acesso angulado, pressão apical excessiva e ausência de estratégias de alívio de tensão. A convergência entre os estudos está na ideia de que a fratura é multifatorial e que nenhum sistema é totalmente imune à separação. A divergência está no peso atribuído a cada fator: alguns estudos indicam maior influência da reutilização; outros apontam maior relevância do design; outros mostram papel decisivo da configuração anatômica ou da cinemática (Di Nardo et al., 2021; El Abed et al., 2023; Greco et al., 2024; Gürler et al., 2024; Da Silva et al., 2025; Jo et al., 2026). A crítica metodológica é essencial para interpretar esses achados. A maioria dos estudos possui delineamento *in vitro*, utiliza canais artificiais metálicos, dentes de resina ou modelos padronizados, o que favorece controle experimental, mas reduz a reprodução da complexidade clínica. Canais reais apresentam dentina, detritos, variações

anatômicas, calcificações, interferências coronárias, múltiplas curvaturas e ação variável do operador. Além disso, os estudos diferem quanto ao ângulo e raio de curvatura, temperatura, tipo de cinemática, número de reutilizações, protocolo de esterilização, velocidade, torque e modelo de fadiga estático ou dinâmico. Portanto, as evidências são fortes para indicar tendências biomecânicas, mas ainda limitadas para estabelecer regras universais de descarte ou superioridade absoluta de um sistema.

Os resultados analisados mostram que a prevenção da fratura dos instrumentos de níquel-titânio começa antes mesmo da instrumentação, durante a avaliação da anatomia radicular. Canais severamente curvos, menor raio de curvatura e anatomias mais complexas foram frequentemente associados à redução da resistência à fadiga (Di Nardo et al., 2021; Greco et al., 2024; Youssef et al., 2024), exigindo esses casos maior atenção clínica. Isso indica que canais curvos não devem ser conduzidos da mesma forma que canais amplos e retilíneos. Nessas situações, preparo progressivo, menor pressão apical e maior cuidado durante o avanço da lima podem ajudar a reduzir o acúmulo de tensões mecânicas (Di Nardo et al., 2021; Greco et al., 2024; Youssef et al., 2024).

Os estudos também mostram que a escolha do instrumento deve considerar o tipo de dificuldade presente no canal. Kang et al. (2025) observaram que instrumentos mais flexíveis apresentaram maior resistência à fadiga cíclica, porém menor resistência torsional. Na prática clínica, isso sugere que, em canais curvos, instrumentos com maior flexibilidade podem favorecer melhor adaptação à anatomia e menor acúmulo de tensões durante a instrumentação. Por outro lado, em canais estreitos, calcificados ou com maior possibilidade de travamento apical, a resistência torsional passa a assumir maior importância. Esses achados indicam que a seleção da lima não deve ser baseada apenas na flexibilidade ou no tratamento térmico, mas na compatibilidade entre propriedades do instrumento e complexidade anatômica encontrada em cada situação clínica.

Os resultados relacionados à metalurgia reforçam essa ideia. Estudos observaram melhor desempenho em instrumentos submetidos a tratamentos térmicos, principalmente pela maior presença de fase martensítica e fase R, associadas à maior flexibilidade (Silva et al., 2025; El Abed et al., 2025; Baruwa et al., 2026). Apesar disso, Schoppmeier et al. (2025) não encontraram superioridade consistente apenas pelo tratamento térmico. Isso sugere que modificações metalúrgicas podem favorecer o desempenho mecânico em determinadas situações, principalmente em canais curvos, mas não parecem suficientes para compensar

completamente uma anatomia desfavorável ou falhas durante a instrumentação. Na prática, esses resultados indicam que a escolha de instrumentos tratados termicamente pode representar uma alternativa favorável em casos mais complexos, porém essa decisão deve ser associada ao planejamento do caso e à técnica empregada pelo operador.

Pedullà et al. (2022), Thu et al. (2022) e La Rosa et al. (2024) demonstraram que movimento axial, movimento de bicada e cinemática influenciam diretamente a resistência mecânica das limas. Embora alguns sistemas reciprocantes tenham apresentado melhor resistência à fadiga em determinados estudos (Pedullà et al., 2022; Murat et al., 2025), essa vantagem não foi observada de forma constante entre os resultados analisados. Isso sugere que fatores relacionados à técnica operatória, como controle da pressão apical, progressão cuidadosa da instrumentação e redução da permanência prolongada da lima em regiões críticas, podem exercer influência importante sobre a prevenção da fratura. Dessa forma, o desempenho do instrumento parece depender não apenas da cinemática utilizada, mas também da maneira como a instrumentação é conduzida durante o preparo do canal.

Os estudos sobre reutilização apresentaram resultados menos homogêneos. Ubaed e Bakr (2022), Da Silva et al. (2025), Gürler et al. (2024) e El Abed et al. (2023) observaram redução progressiva da resistência mecânica após múltiplos usos, enquanto Jo et al. (2026) identificaram estabilidade relativa em alguns instrumentos após reutilizações limitadas. Essa divergência sugere que o impacto do reuso pode variar conforme características específicas da lima, protocolo de esterilização e condições de uso. Assim, a decisão de descarte não parece depender apenas do número de reutilizações, mas também do tipo de caso realizado, presença de deformações visíveis, dificuldade anatômica e histórico prévio de utilização do instrumento.

Além disso, Jo et al. (2021) mostraram que falhas torsionais podem ocorrer de forma progressiva, enquanto outros estudos identificaram microtrincas precedendo a fratura completa (Da Silva et al., 2025; Murat et al., 2025). Esses achados sugerem que danos estruturais ao instrumento podem se acumular ao longo do uso, mesmo antes do aparecimento de falhas evidentes. Na fratura torsional, deformações plásticas ou alterações morfológicas podem surgir previamente, tornando a inspeção visual uma medida útil durante a decisão de descarte. Por outro lado, falhas relacionadas à fadiga cíclica costumam ocorrer de forma mais silenciosa, muitas vezes sem deformações visíveis antes da fratura, já que o acúmulo progressivo de microtrincas ocorre internamente até a falha completa do instrumento (Plotino et al., 2009; Cheung, 2009). Isso reforça que a inspeção do instrumento após o uso é importante, mas nem

sempre suficiente para eliminar o risco de fratura, principalmente após utilização em canais curvos ou em situações de maior estresse mecânico.

Dessa forma, a prevenção da fratura de instrumentos endodônticos deve ser compreendida como um processo multifatorial. Estratégias como realização do glide path, ampliação cervical, controle de torque, escolha da cinemática, limitação da reutilização e conhecimento das propriedades da liga devem ser aplicadas de forma integrada. Mais do que seguir protocolos isolados, prevenir fraturas exige compreensão do comportamento mecânico dos instrumentos em diferentes condições clínicas. Nesse sentido, a associação entre técnica adequada e conhecimento científico sobre os materiais utilizados representa o principal caminho para aumentar a segurança e a previsibilidade do tratamento endodôntico.

Por fim, ainda são necessários mais estudos, principalmente clínicos, que avaliem o comportamento desses instrumentos em situações reais, especialmente em relação ao número seguro de reutilizações e à influência das diferentes condições anatômicas sobre a resistência mecânica dos sistemas de NiTi. Apesar dos avanços tecnológico, os achados desta revisão demonstram que não existe um instrumento completamente isento de falhas. A redução do risco de fratura está diretamente relacionada não apenas à evolução metalúrgica dos instrumentos, mas também ao conhecimento biomecânico do operador, ao planejamento adequado do caso e à aplicação criteriosa das técnicas de instrumentação. Assim, compreender os mecanismos envolvidos nas fraturas e os fatores associados à sua ocorrência torna-se essencial para uma prática endodôntica mais segura, previsível e conservadora.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A fratura de instrumentos de níquel-titânio durante o preparo químico-mecânico permanece como uma das principais complicações da Endodontia contemporânea. A análise dos estudos incluídos evidenciou que esse evento apresenta caráter multifatorial, resultando da interação entre fatores anatômicos, instrumentais e operatórios. Curvaturas acentuadas dos canais radiculares, características relacionadas ao design e à metalurgia dos instrumentos, além de aspectos como controle de torque, realização do glide path e reutilização das limas, influenciam diretamente o risco de fratura. Observou-se ainda que os mecanismos de fadiga cíclica e fratura torsional frequentemente coexistem durante a prática clínica, tornando o processo de falha mecânica ainda mais complexo.

Além disso, instrumentos submetidos a tratamentos térmicos tendem a apresentar maior flexibilidade e melhor resistência à fadiga cíclica, enquanto os sistemas reciprocantes demonstram desempenho superior nesse aspecto quando comparados aos sistemas rotatórios contínuos. Entretanto, nenhum sistema está isento do risco de fratura. Dessa forma, conclui-se que a prevenção dessas intercorrências depende da associação entre conhecimento anatômico, seleção adequada dos instrumentos e domínio dos princípios da instrumentação mecanizada, sendo fundamentais medidas como a realização do glide path, o controle dos parâmetros operatórios e a utilização criteriosa dos instrumentos para aumentar a segurança e a previsibilidade do tratamento endodôntico.

8 REFERÊNCIAS

- BARUWA, A. O.; FERNANDES, F. M. B.; MARTINS, J. N. R. Impact of metallurgical and geometric features on the cyclic fatigue strength of reciprocating endodontic files. **Dentistry Journal**, v. 14, n. 2, p. 76, 2026. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/dj14020076>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- CHO, O. I.; VERSLUIS, A.; CHEUNG, G. S. P.; HA, J. H.; HUR, B.; KIM, H. C. Cyclic fatigue resistance tests of nickel-titanium rotary files using simulated canal and weight loading conditions. **Restorative Dentistry & Endodontics**, v. 38, n. 1, p. 31-35, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.5395/rde.2013.38.1.31>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- DA SILVA, T. L.; LOPES, P. C.; REZENDE, M. G. B.; ABU HASNA, A. Cyclic fatigue resistance, number of uses, and morphological/chemical analysis of RCS Rainbow Files, VDW Rotate and ProTaper Ultimate: in vitro study. **BMC Oral Health**, v. 25, p. 1789, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12903-025-07164-y>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- DI FIORE, P. M. A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. **Journal of the American Dental Association**, v. 138, n. 2, p. 196-201, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0136>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- DI NARDO, D.; ZANZA, A.; SERACCHIANI, M.; DONFRANCESCO, O.; GAMBARINI, G.; TESTARELLI, L. Angle of insertion and torsional resistance of nickel–titanium rotary instruments. **Materials**, v. 14, n. 13, p. 3744, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma14133744>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- EL ABED, R. *et al.* The impact of alloy treatment on the dynamic cyclic fatigue resistance of triangular base cross-section NiTi endodontic instruments. **Odontology**, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10266-025-01230-1>. Acesso em: 15 jun. 2026.
- EL ABED, R. *et al.* Effect from autoclave sterilization and usage on the fracture resistance of heat-treated nickel–titanium rotary files. **Materials**, v. 16, n. 6, p. 2261, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma16062261>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GAVINI, G. *et al.* Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. **Brazilian Oral Research**, v. 32, supl. 1, e67, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GAMBARINI, G. *et al.* Influence of shaft length on torsional behavior of endodontic nickel-titanium instruments. **Odontology**, v. 109, p. 568-573, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10266-020-00572-2>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A. M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. **International Endodontic Journal**, v. 38, n. 10, p. 743-752, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.01010.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GUELZOW, A.; STAMM, O.; MARTUS, P.; KIELBASSA, A. M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. **International Endodontic Journal**, v. 38, n. 10, p. 743-752, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2005.01010.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GÜRLER, K.; YILMAZ, S.; DUMANI, A.; YOLDAS, O. Comparison of cyclic fatigue resistance of three different single-file systems after clinical use. **BMC Oral Health**, v. 24, p. 1482, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05287-2>. Acesso em: 15 jun. 2026.

GRECO, K. *et al.* Cyclic fatigue resistance of four heat-treated nickel-titanium files in severely curved simulated canals: an in vitro study. **Journal of Clinical Medicine**, v. 13, n. 19, p. 5739, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/jcm13195739>. Acesso em: 15 jun. 2026.

HÜLSMANN, M.; PETERS, O. A.; DUMMER, P. M. H. Preparo mecânico de canais radiculares: objetivos, técnicas e meios de modelagem. **Endodontic Topics**, v. 10, p. 30-76, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.00152.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

JO, H. J.; KWAK, S. W.; KIM, H. C.; KIM, S. K.; HA, J. H. Torsional resistance of heat-treated nickel-titanium instruments under different temperature conditions. **Materials**, v. 14, n. 18, p. 5295, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma14185295>. Acesso em: 15 jun. 2026.

JO, H.; KWAK, S. W.; HA, J. H.; SIGURDSSON, A.; KIM, H. C. File-specific cyclic fatigue resistance of NiTi instruments after repeated use in simulated canals: patterns compatible with potential stress-induced martensite transformation effects. **Materials**, v. 19, p. 866, 2026. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma19050866>. Acesso em: 15 jun. 2026.

KANG, Y. J. *et al.* Fracture resistances of heat-treated nickel-titanium files used for minimally invasive instrumentation. **BMC Oral Health**, v. 25, p. 126, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05487-4>. Acesso em: 15 jun. 2026.

MARTÍN, B. *et al.* Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. **International Endodontic Journal**, v. 36, n. 4, p. 262-266, 2003. Disponível em: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00630.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

MARTINS, J. N. R. *et al.* Design, metallurgical features, mechanical performance and canal preparation of rotary and reciprocating systems. **International Endodontic Journal**, v. 53, n. 7, p. 1007-1026, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/iej.13293>. Acesso em: 15 jun. 2026.

MURAT, G. *et al.* Impact of the reuse of reciprocating instruments on cyclic fatigue resistance: WaveOne Gold and R-Motion. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, v. 17, n. 9, p. e1050-e1056, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.4317/jced.62925>. Acesso em: 15 jun. 2026.

NAIR, PN. Sobre as causas da periodontite apical persistente: uma revisão. **International Endodontic Journal**, v. 39, n. 4, p. 249-281, 2006. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2006.01099.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

PAQUÉ, F.; GANAHL, D.; PETERS, O. A. Efeitos do preparo do canal radicular na

geometria apical avaliados por microtomografia computadorizada. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 7, p. 1056-1059, jul. 2009. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.04.020>. Acesso em: 15 jun. 2026.

PARASHOS, P.; MESSER, H. H. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. **Journal of Endodontics**, v. 32, n. 11, p. 1031-1043, 2006. Disponível em:

<https://doi.org/10.1016/j.joen.2006.06.008>. Acesso em: 15 jun. 2026.

PETERS, OA. Desafios e conceitos atuais no preparo de sistemas de canais radiculares: uma revisão. **Journal of Endodontics**, v. 30, n. 8, p. 559-567, ago. 2004.

DOI: <https://doi.org/10.1097/01.don.0000129039.59003.9d>. Acesso em: 15 jun. 2026.

PETTIETTE, M. T.; METZGER, Z.; PHILLIPS, C.; TROPE, M. Endodontic complications of root canal therapy performed by dental students with stainless-steel K-files and nickel-titanium hand files. **Journal of Endodontics**, v. 25, n. 4, p. 230-234, 1999. Disponível em:

[https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80148-4](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80148-4). Acesso em: 15 jun. 2026.

PLOTINO, G. *et al.* Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review – part II: properties and effectiveness. **Journal of Endodontics**, v. 41, n. 12, p. 1939-1950, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.08.018>. Acesso em: 15 jun. 2026.

SCHOPPMEIER, C. M.; SUN, L.; JANSON, M.; WITTICH, F. K.; BARBE, A. G. Influence of thermal pretreatments on the cyclic fatigue resistance of novel reciprocating nickel-titanium files: a comparison of low- and high-temperature modified systems. **European Endodontic Journal**, v. 10, p. 333-342, 2025. Disponível em:

<https://doi.org/10.14744/ej.2025.95866>. Acesso em: 15 jun. 2026.

SHEN, Y. *et al.* Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 5: single use from endodontic specialty practices. **Journal of Endodontics**, v. 35, n. 10, p. 1363-1367, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.06.030>. Acesso em: 15 jun. 2026.

SIQUEIRA JÚNIOR, José F.; RÔÇAS, Isabela N. Implicações clínicas e microbiologia da persistência bacteriana após procedimentos de tratamento. **Revista de Endodontia**, v. 11, pág. 1291-1301.e3, 2008. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.07.028>. Acesso em: 15 jun. 2026.

SIQUEIRA, JF et al. Causas microbianas de falha no tratamento endodôntico. **Dental Clinics of North America**, v. 55, n. 1, p. 51-69, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2003.00671.x>. Acesso em: 15 jun. 2026.

SILVA, E. J. N. L.; MARTINS, J. N. R.; ALCALDE, M. P.; VERSIANI, M. A. Evaluation of fatigue resistance of NiTi instruments: a DSC-based approach to understanding temperature effects. **International Endodontic Journal**, v. 58, n. 8, p. 1267-1276, 2025. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/iej.14257>. Acesso em: 15 jun. 2026.

TABASSUM, S.; KHAN, F. R. Endodontic treatment failure: the usual suspects. **European Journal of Dentistry**, v. 13, n. 1, p. 144-147, 2019. Disponível em: https://doi.org/10.4103/ejd.ejd_378_18. Acesso em: 15 jun. 2026.

TEPEL, J.; SCHÄFER, E.; HOPPE, W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. **Journal of Endodontics**, v. 23, n. 7, p. 418-421, 1997. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(97\)80284-5](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(97)80284-5). Acesso em: 15 jun. 2026.

THU, M. *et al.* Effect of different axial speed patterns on cyclic fatigue resistance of rotary nickel-titanium instruments. **BMC Oral Health**, v. 22, p. 617, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02639-8>. Acesso em: 15 jun. 2026.

UBAED, H. R.; BAKR, D. K. Cyclic fatigue resistance of nickel–titanium rotary instruments after simulated clinical use. **Applied Bionics and Biomechanics**, v. 2022, Article ID 1716008, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1155/2022/1716008>. Acesso em: 15 jun. 2026.

VERTUCCI, F. J. Anatomia do canal radicular dos dentes permanentes humanos. **Oral**

Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, v. 58, n. 5, p. 589-599, 1984. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(84\)90085-9](https://doi.org/10.1016/0030-4220(84)90085-9). Acesso em: 15 jun. 2026.

WALIA, H. M.; BRANTLEY, W. A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. **Journal of Endodontics**, v. 14, n. 7, p. 346-351, 1988. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1). Acesso em: 15 jun. 2026.

YOUSSEF, E.; JUNGBLUTH, H.; JEPSEN, S.; GRUENER, M.; BOURAUUEL, C. Comparing cyclic fatigue resistance and free recovery transformation temperature of NiTi endodontic single-file systems using a novel testing setup. **Materials**, v. 17, p. 566, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma17030566>. Acesso em: 15 jun. 2026.

ZANZA, A. *et al.* Role of the crystallographic phase of NiTi rotary instruments in determining their torsional resistance during different bending conditions. **Materials**, v. 14, n. 21, p. 6324, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/ma14216324>. Acesso em: 15 jun. 2026.