



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO COMPARATIVO COM MICRO-CT DOS MOVIMENTOS
RECIPROCANTE E DE ROTAÇÃO CONTÍNUA DAS LIMAS
ENDODÔNTICAS RECIPROC® EM BLOCOS DE ACRÍLICO**

Trabalho submetido por
Christophe da Silva Pereira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Novembro 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO COMPARATIVO COM MICRO-CT DOS MOVIMENTOS
RECIPROCANTE E DE ROTAÇÃO CONTÍNUA DAS LIMAS
ENDODÔNTICAS RECIPROC® EM BLOCOS DE ACRÍLICO**

Trabalho submetido por
Christophe da Silva Pereira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor João Dias

Novembro 2021

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais. Este trabalho pertence-lhes tanto como a mim. Apoiaram-me sempre ao máximo e serei eternamente grato por tudo que fizeram por mim. Pai, Mãe obrigado devo-vos tudo.

Não posso deixar passar a oportunidade de dedicar também este trabalho à Myriam, minha companheira, para o resto da vida.

Agradecimentos

Antes de tudo, quero agradecer à instituição Egas Moniz, pelo ensino e valores que me transmitiu ao longo destes anos, nunca teria chegado aqui sem tudo o que me deram.

Quero também agradecer ao Prof. Doutor João Dias, que aceitou de ser o meu orientador, e que me acompanhou da melhor forma possível. Foi uma honra trabalhar consigo, Professor.

Um imenso obrigado à Doutora Margarida Franco, do CDRSP, que me apoiou e acompanhou com toda a dedicação ao longo deste projeto. Sem a sua ajuda, este trabalho também nunca seria possível, agradeço imenso pela oportunidade que me deram.

Quero também agradecer ao Doutor Nuno Alves, diretor do CDRSP, que nos recebeu, a mim e ao Prof. Doutor João Dias da melhor forma possível, e que mostrou interesse pelo meu trabalho. Agradeço imenso por me ter dado a oportunidade de realizar este projeto.

Um imenso obrigado à Anabela, Zé e Pedro, que me trataram como filho, um irmão.

Um imenso obrigado à Madalena, que me ofereceu todo o apoio possível.

Um imenso obrigado ao Sr. José, que também me tratou como um filho, e que me levou até Leria para avançar neste projeto. Um imenso obrigado Sr. José.

Quero também agradecer aos meus amigos, Romain, Tiago Vargas, Ion, Nicolas, Alban, Seb, Quentin, Gab e a todos que não mencionei.

Um grande obrigado também à Rita, da residência, ainda temos de fazer mais uns jogos de força juntos !

Resumo

Objectivo:

Comparar a eficácia da instrumentação do sistema de limas **Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha) em blocos de acrílico em movimento reciprocante e rotatório contínuo.

Materiais e métodos:

Foram seleccionados vinte blocos em acrílico. Estes foram analisados por micro tomografia computadorizada a fim de medir o *structure model index* (SMI), a superfície e o volume (em μm^2 e μm^3 respetivamente).

Após esta análise preliminar, os blocos foram repartidos aleatoriamente entre 2 grupos de 10 blocos cada um. Os blocos do primeiro grupo foram instrumentados com lima **Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha) com movimentos reciprocantes enquanto que o segundo foi instrumentado com a mesma lima (**Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha)) mas em rotação contínua. Cada bloco foi instrumentado com uma lima **Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha) nova. Os blocos foram instrumentados efetuando 3 movimentos de *pecking motion* seguidos por uma irrigação com soro fisiológico e permeabilização do canal com uma lima K #8. Este ciclo repetiu-se até chegar ao comprimento de trabalho. Após instrumentação, os blocos foram novamente submetidos a análise através de micro-CT a fim de avaliar novamente os parâmetros seleccionados, sendo estes o SMI, o volume e a superfície. Foram seleccionados artigos entre 2000 e 2021. Os critérios de inclusão consistem na avaliação do sistema de limas que tratassem da liga de NiTi, particularmente da M-Wire e de cinemáticas das limas endodônticas. Foram excluídos todos os artigos que não tratavam da liga NiTi em endodontia. Foram assim consultados mais de 120 artigos através da Pubmed, Cochrane e pesquisas na Google scholar, e foram seleccionados 84.

Resultados:

Não foram encontradas diferenças significativas a nível das variações do volume, da superfície e do SMI entre os 2 grupos.

Conclusão:

No quadro das limitações deste estudo, concluímos que não existem diferenças significativas entre a cinemática reciprocante e a rotação contínua quando aplicadas às limas Reciproc® R25 (VDW, Munique, Alemanha).

Palavras chave:

Micro-CT, cinemática reciprocante, rotação contínua, configuração dos canais, SMI

Abstract

Objectives:

To compare the instrumentation efficacy of reciprocal motion and continuous rotation with **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munich, Germany) files in acrylic blocs.

Materials and Methods:

For this study, twenty acrylic blocs had been selected. These had been first analyzed by micro computed tomography to evaluate, the structure model index (SMI), area, and volume (in μm^2 and μm^3 respectively).

After this preliminar analysis, the acrylic blocs were aleatory distributed in 2 groups of 10 blocs. The blocs of the first group had been instrumented with **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munich, Germany) file in reciprocal motion whereas the second group of blocs had been instrumented with the same kind of file (**Reciproc**[®] R25 (VDW, Munich, Germany)), but in continuous rotation. Each bloc had been instrumented with a new exemplar. These had been instrumented by doing 3 pecking motions followed by irrigation with physiological serum and permeabilized with a K #8 file. This cycle had been repeated until reach the working length. Then, the blocs had been submitted to another micro-CT analysis to evaluate the same parameters again, which are the SMI, volume and area.

We selected articles from 2000 to 2021. The inclusion criteria were the evaluation of the NiTi alloy, particularly M-Wire alloy and studies about endodontic cinematic files. Exclusion criteria was the absence of the subject of NiTi alloy in endodontics. More than 120 articles had been consulted through Pubmed, Cochrane and Google Scholar and only 84 had been selected.

Results:

In the context of the limitations of this study, we conclude that there are no significant differences had been found for variation of volume, area and SMI between the 2 groups.

Conclusion:

There are no significant differences between reciprocal motion and continuous rotation when applied to **Reciproc**[®] R25 files (VDW, Munich, Germany).

Keywords:

Micro-CT, Reciprocal motion, continuous rotation, canal shaping, SMI

Índice geral

1.	Introdução.....	11
2.	Materiais e métodos.....	13
3.	Princípios da instrumentação de canais.....	19
3.1.	Instrumentação mecânica	19
3.1.1.	O torque.....	19
3.1.2.	A velocidade de rotação	20
3.1.3.	Relação entre torque e velocidade de rotação no âmbito da endodontia.....	21
3.2.	Instrumentação mecânica e manual.....	22
4.	Cinemática de rotação contínua e recíproca	23
4.1.	Movimentos de rotação contínua.....	23
4.2.	Movimento recíproco.....	23
4.3.	Risco de fratura.....	24
4.4.	Extrusão apical	25
4.5.	Redução de enterococcus faecalis (EF).....	26
4.6.	Defeitos dentinários.....	27
4.7.	Outros tipos de cinemáticas.....	28
5.	Limas endodônticas em NiTi.....	31
5.1.	Ligas de níquel titânio	31
5.1.1.	Fase austenítica.....	34
5.1.2.	Fase R.....	34
5.1.3.	Fase martensítica	36
5.1.4.	M-Wire	37
5.1.5.	CM-Wire.....	38
6.	O sistema Reciproc®.....	41
6.1.	Características.....	41

6.2.	Protocolo.....	41
6.3.	Limitações	42
7.	Resultados.....	45
7.1.	Superfície.....	46
7.2.	Volume	48
7.3.	Structure model index (SMI).....	50
8.	Discussão.....	55
9.	Conclusão	65
10.	Referências bibliográficas	67
	Anexos.....	

Índice de figuras

Figura 1. Motor Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha).	15
Figura 2. Micro-CT SkyScan 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica).....	16
Figura 3. Variação da superfície dos canais instrumentados com cinemática recíprocante (em μm^2)	48
Figura 4. Variação da superfície dos canais instrumentados com rotação contínua (em μm^2).	48
Figura 5. Variação do volume dos canais instrumentados com cinemática recíprocante (em μm^3)	50
Figura 6. Variação do volume dos canais instrumentados com rotação contínua (em μm^3)...	50
Figura 7. Variação do SMI dos canais instrumentados com cinemática recíprocante	53
Figura 8. Variação do SMI dos canais instrumentados com rotação contínua.	53
Figura 9. Bloco 14, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação via cinemática recíprocante.	54
Figura 10. Bloco 12, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação via rotação contínua.	54
Figura 11. Bloco 1, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	81
Figura 12. Bloco 2, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	81
Figura 13. Bloco 3, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	81
Figura 14. Bloco 4, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	81
Figura 15. Bloco 5, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	82
Figura 16. Bloco 6, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	82
Figura 17. Bloco 7, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	82
Figura 18. Bloco 8, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	82
Figura 19. Bloco 9, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	83
Figura 20. Bloco 10, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	83
Figura 21. Bloco 11, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	83
Figura 22. Bloco 13, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	83
Figura 23. Bloco 15, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	84
Figura 24. Bloco 16, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	84
Figura 25. Bloco 17, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	85
Figura 26. Bloco 18, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	85
Figura 27. Bloco 19, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	85
Figura 28. Bloco 20, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.....	85

Índice de tabelas

Tabela 1. Comprimentos de trabalho.....	77
Tabela 2. Aplicação dos testes de normalidade.....	46
Tabela 3. Teste de Student para amostras emparelhadas.....	46
Tabela 4. Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante em μm^2 (e mm^2).....	47
Tabela 5. Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua em μm^2 (e mm^2).....	47
Tabela 6. Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante em μm^3 (e mm^3).....	49
Tabela 7. Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua em μm^3 (e mm^3).....	49
Tabela 8. Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante.....	52
Tabela 9. Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua.....	52
Tabela 10. Dados estatísticos da variação da superfície dos canais instrumentados com cinemática recíprocante.....	78
Tabela 11. Dados estatísticos da variação da superfície dos canais instrumentados com rotação contínua.....	78
Tabela 12. Dados estatísticos da variação do volume dos canais instrumentados com cinemática recíprocante.....	79
Tabela 13. Dados estatísticos da variação do volume dos canais instrumentados com rotação contínua.....	79
Tabela 14. Dados estatísticos da variação do SMI dos canais instrumentados com cinemática recíprocante.....	80
Tabela 15. Dados estatísticos da variação do SMI dos canais instrumentados com rotação contínua.....	80

Lista das abreviaturas

A_f: Austenite finish

A_s: Austenite start

DSC: Differential Scanning Calorimetry

EF : Enterococcus faecalis

M_f: Martensite finish

M_s: Martensite start

NiTi: níquel-titânio

SAF: Self-Adjusting-File

SIM: stress induced martensite

SMI: Structure Model Index

XRD: X-ray diffraction.

1. Introdução

Os objetivos da instrumentação dos canais são remover remanescentes pulpare, tecidos necróticos, micro organismos e detritos a fim de preparar o canal para o seu preenchimento a 3 dimensões (Turkistani et al., 2019), sem alterar a sua configuração original (Wei et al., 2017). O desenvolvimento das limas, constituídas por ligas de níquel-titânio, permitiu uma melhoria das suas propriedades em certos aspetos, tais como, aumento da flexibilidade, menor tendência para a criação de degraus e uma eficácia superior em termos de tempo necessário para terminar o processo de instrumentação (Generalì et al., 2020). A partir destas, foram desenvolvidas outras ligas de níquel-titânio denominadas de M-Wire e CM-Wire através de um tratamento termomecânico, com o objetivo de aumentar a sua flexibilidade e resistência á fratura. A liga M-Wire sofre um tratamento que permite mudar o estado cristalino da liga da fase austenítica para a fase R, consistindo esta numa fase intermédia entre austenítica e martensítica. A liga CM-Wire resulta, também, da aplicação de um tratamento termomecânico específico que permite manter a liga principalmente na fase martensítica (Rodrigues et al., 2016).

Os movimentos reciprocantes foram também introduzidos a fim de aumentar a resistência á fratura, e consistem em movimentos de rotação parcial num sentido e numa segunda fase no sentido oposto (Wan et al., 2011). Apesar de estudos efetuados para comparar a rotação contínua com movimentos reciprocantes (Hoppe et al., 2016), a comunidade científica ainda não chegou a um consenso sobre os diferentes efeitos e resistência á fratura (Ferreira et al., 2017). Existem poucos estudos, até ao momento, que comparem a eficácia da utilização de limas reciprocantes nos 2 tipos de cinemática (reciprocante e rotação contínua). Neste sentido, foi nosso propósito avaliar através do recurso microtomografia computadorizada, avaliar a eficácia da utilização de limas reciprocantes em movimento de rotação contínua. A utilização da microtomografia computadorizada permite obter resultados mais fiáveis, podendo atingir uma resolução de 5 a 55 micrómetros. Esta tecnologia permite fazer igualmente análises 3D das amostras, em vários tempos, sem necessitar de alterar ou destruir a mesma. A principal limitação consiste no facto de que, implicando uma elevada quantidade de radiações, não constitui uma tecnologia viável para o uso em ambiente clínico (Marciano et al., 2012).

2. Materiais e métodos

Para efetuar o estudo, foram selecionados 20 blocos de acrílico da **VDW®** (VDW, Munique, Alemanha), apresentando cada um, um canal curvo, e repartidos em 2 grupos de 10 blocos.

Primeiramente, os blocos foram analisados com micro-CT, a fim de determinar a superfície, o volume do canal. Para completar esta análise, será também analisado o *structure model index* (SMI) (Haupt et al., 2020; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013). Segundo vários autores, o SMI varia de 0 a 4, sendo que 0 corresponde a um círculo perfeito, 3, a um cilindro e 4 a uma esfera (Peters, Laib, Rügsegger, Barbakow, 2000, citados por Haupt et al., 2020; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013).

Pretendia-se também realizar o cálculo da variação do centróide, no entanto, devido a dificuldades técnicas e de logística, não foi possível realizar a sua avaliação. No entanto, este será calculado a fim de complementar o estudo, num objetivo de publicação.

O volume e a superfície estudados constituem características tridimensionais, sendo que o volume representa o espaço em três dimensões comprido no interior do canal, enquanto que a superfície representa a área total da parede interna do canal. O SMI, tal como os dois primeiros parâmetros, constitui outro parâmetro de análise tridimensional. Estes 3 parâmetros foram obtidos informaticamente, através do cálculo automático efetuado pelo programa CTan[©] (Bruker[™], Kontich, Bélgica). Segundo a Bruker[™] (Bruker[™], Kontich, Bélgica), este calcula-se através da seguinte fórmula:

$$SMI = 6 \times \frac{S' \times V}{S^2}$$

Onde “S’ ” representa uma variação da superfície, V refere-se ao volume inicial do canal e “S” representa a sua superfície inicial. A constante “6” é fixa, e está pré definida na literatura. (Haupt et al., 2020; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013).

Numa segunda fase, os blocos foram instrumentados com limas endodônticas **Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha), tendo os blocos do primeiro grupo sido instrumentados através de movimentos recíprocos enquanto que os blocos do segundo grupo foram instrumentados

com rotação contínua. Este procedimento foi realizado por um estudante do 5º ano de medicina dentária do Instituto Universitário Egas Moniz na Clínica Universitária Egas Moniz.

Durante esta fase, antes de iniciar a instrumentação propriamente dita, o comprimento de trabalho foi sistematicamente avaliado com uma lima de aço inoxidável tipo K # 8. Para tal, a lima foi inserida no canal até chegar ao forâmen apical. De seguida, foi medido este comprimento com uma régua endodôntica e retirou-se 0.5 mm a esta medida, obtendo-se desta forma o comprimento de trabalho. Estes valores estão disponíveis em anexo, na tabela 1. Os canais foram regularmente irrigados com soro fisiológico mediante uma seringa descartável com agulhas de irrigação navitip e permeabilizados com a mesma lima tipo K # 8.

Os blocos do primeiro e segundo grupo foram instrumentados com movimentos de *pecking motion* até ao comprimento de trabalho. Cada bloco foi instrumentado com uma lima nova (Vilas-Boas et al., 2011).

Posteriormente, os blocos foram novamente submetidos a exame com micro-CT a fim de observar e comparar as variações das características de interesse antes e após instrumentação entre os 2 grupos de blocos (Haupt et al., 2020; Pérez Morales et al., 2021; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013).

Para a instrumentação, foi utilizado um motor **Silver® Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha), conforme apresentado na figura 1. Os blocos instrumentados através da cinemática recíprocante seguiram os parâmetros pré-definidos pelo fabricante. Com os outros 10 blocos, instrumentados com as limas em rotação contínua, foram utilizados os parâmetros do sistema **ProTaper®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), visto que este sistema de limas é igualmente composto pela liga M-Wire. Assim, foi aplicado um torque de 200 g.cm e uma velocidade de 300 RPM.



Figura 1. Motor Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha).

O aparelho de micro-CT utilizado neste estudo é um modelo concebido pela Bruker™ (Bruker™, Kontich, Bélgica), apresentado na figura 2. Trata-se do modelo Skyscan® 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica). A tensão e a intensidade elétrica foram calibradas respetivamente a 50 kV e 800 μ A. O tempo de exposição aplicado foi de 5500 ms, a rotação, de 0.9°. A gestão destes parâmetros de análise foi efetuada através do software Skyscan® (Bruker™, Kontich, Bélgica). Os blocos foram analisados sob a forma de cortes transversais, que permitiram reconstituir um modelo em 3 dimensões para avaliar um número importante de parâmetros. Obteve-se 1020 cortes, espaçados 19.6 μ m, dos quais apenas foram considerados 560 úteis, estando os restantes não relacionados com o canal.

Os scans foram de seguida submetidos a tratamento informático através do programa Dataviewer® (Bruker™, Kontich, Bélgica) a fim de realizar os alinhamentos e finalmente, os dados foram obtidos através do programa CTan® (Bruker™, Kontich, Bélgica).

Os modelos 3D dos canais foram obtidos através do programa CTvol® (Bruker™, Kontich, Bélgica).

Os procedimentos de análise por micro-CT foram realizados no Centre for Rapid and Sustainable product development (CDRSP), pertencendo ao Instituto Politécnico de Leiria.



Figura 2. Micro-CT SkyScan 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica).

O objetivo deste estudo consiste na determinação e quantificação de uma eventual diferença entre o uso de uma mesma lima (**Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha)) em movimentos recíprocantes e contínuos, sendo esta inicialmente prevista pelo fabricante para ser utilizada exclusivamente em movimentos recíprocantes. Para cada bloco, o seu canal foi dividido em 560 imagens, espaçada por 19.6 micrómetros.

Assim, pretende-se verificar se existe uma diferença significativa na variação dos parâmetros analisados entre os blocos.

Definimos como hipótese nula não haver diferença significativa entre os diferentes parâmetros, entre os canais instrumentados com cinemática recíprocante e os canais instrumentados com rotação contínua. Em oposição, definimos a hipótese não nula como havendo diferenças significativas entre os parâmetros estudados, entre os blocos do primeiro grupo e os blocos do segundo grupo. Os resultados estão apresentados em anexo, sob a forma de quadros, respetivamente para a superfície, o volume e o SMI.

Os blocos foram inicialmente numerados de 1 a 20 e de seguida aleatoriamente distribuídos entre os 2 grupos.

Os dados foram analisados através do programa SPSS® (IBM, Armonk, Nova Iorque, Estados Unidos).

No objetivo de comparar os resultados deste projeto, foram selecionados os estudos que avaliassem obrigatoriamente a capacidade de configuração dos canais da lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha). Foram também selecionados em prioridade os estudos que avaliassem os mesmos parâmetros que este trabalho (variações da superfície, do volume e do SMI). Foi unicamente encontrado um artigo que avaliasse a capacidade de configuração dos canais da lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha) em cinemática recíproca e em rotação contínua. No entanto, este estudo não avaliou os mesmos parâmetros que se pretendeu avaliar através deste trabalho. As restantes investigações que serviram de comparação avaliaram assim unicamente a capacidade de configuração dos canais da lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha) em cinemática recíproca.

3. Princípios da instrumentação de canais

Os objetivos da instrumentação consistem em permitir uma boa desinfecção química e permitir preenchimento eficaz do canal radicular (Tomson & Simon, 2016; Turkistani et al., 2019; Vilas-Boas et al., 2011).

A instrumentação do canal vai permitir uma melhor desinfecção química através de uma remoção mecânica dos micro-organismos e nutrientes presentes, tecidos necrosados mas também promover uma penetração mais profunda das soluções irrigantes no interior da estrutura dentinária (Tomson & Simon, 2016; Turkistani et al., 2019).

Foram determinados 3 grandes princípios para servir de linha condutora, assim como para avaliar a qualidade de uma boa instrumentação do canal radicular, sendo estes a obtenção de uma conicidade constante, a manutenção do eixo original do canal radicular, levando ao último princípio, que consiste na preservação da posição e da forma inicial do ápex (Tomson & Simon, 2016).

Contudo, é de realçar que a instrumentação do canal radicular implica a eliminação de uma determinada quantidade de dentina, podendo levar à fragilização do dente tratado (Tomson & Simon, 2016).

3.1. Instrumentação mecânica

3.1.1. O torque

O torque, também chamado momento de força, exprime e quantifica a tendência de uma força em provocar um movimento circular num objeto à volta de um determinado eixo. Por outras palavras, o torque exprime a capacidade de um contra-ângulo em gerar uma rotação constante em presença de forças de reação provocadas pelo contacto da lima endodôntica contra a parede dentinária (Mangat et al., 2018). Este deve beneficiar de uma atenção particular na prática da endodontia, uma vez que, as diferentes limas apresentam características físicas e mecânicas distintas, e, por conseguinte, um limite máximo de torque específico. Este não deverá ser

ultrapassado de forma a evitar a fratura do instrumento. Um torque superior implica uma maior capacidade de desgaste da lima (Mangat et al., 2018).

3.1.2. A velocidade de rotação

Existem várias classificações das peças de mão em função da velocidade que podem alcançar. Assim, as peças de mão de alta velocidade (turbinas) são utilizadas em procedimentos restauradores e na realização de acessos endodônticos. Os contra-ângulos, são geralmente utilizados em processos restauradores, cirurgia oral e periodontal, assim como na endodontia, ortodontia e nos procedimentos de higiene oral ou em ambiente laboratorial. Os motores endodônticos convencionais assim como os mais recentes podem gerar uma rotação de 150 a 40000 rotações por minuto (Mangat et al., 2018).

Existem várias classificações dos instrumentos rotatórios, entre as quais, temos a classificação de Marzouk.

Segundo Marzouk:

- instrumentos de ultra baixa velocidade: entre 300 e 3000 rotações por minuto,
- instrumentos de baixa velocidade: entre 3000 e 6000 rotações por minuto,
- instrumentos de velocidade média: entre 20000 e 45000 rotações por minuto,
- instrumentos de alta velocidade: entre 45000 e 100000 rotações por minuto,
- instrumentos de ultra alta velocidade: mais de 100000 rotações por minuto (Mangat et al., 2018).

Em endodontia, a velocidade varia entre 150 e 40000 rotações por minuto. Quanto mais elevada esta for, maior será a capacidade cortante do instrumento. No entanto, um aumento da velocidade de rotação implica também uma série de desvantagens, as quais são:

- perda de sensação tátil,
- fratura dos instrumentos por distorção das suas espiras,
- alteração da curvatura anatômica do canal,
- perda de controlo (Mangat et al., 2018).

3.1.3. Relação entre torque e velocidade de rotação no âmbito da endodontia

A capacidade de corte do instrumento vai, então, consistir num equilíbrio entre a velocidade de rotação e o torque que lhe são transmitidos (Yared, 2004, citado por Mangat et al., 2018). Os valores ideais destes parâmetros vão depender de outras variáveis, tais como a secção transversal, o diâmetro, a conicidade, o ângulo das hélices, a liga constituinte ou o formato da ponta (Çapar & Arslan, 2016).

Foi demonstrado, a partir do sistema **Vortex**[®] (Dentsply Maillefer[©], Ballaigues, Suíça), que o torque e a velocidade não apresentam uma relação linear. Assim, o torque revelou ser máximo a 200 rotações por minuto e menor quando utilizadas rotações entre 400 e 600 RPM. Um aumento da velocidade pode levar a um aumento do torque até uma dada velocidade, a partir da qual este vai diminuir, apesar de manter o aumento da velocidade (Bardsley et al., 2011).

Os instrumentos acionados com ar comprimido atingem uma maior velocidade de rotação, no entanto o torque gerado é muito inferior aquele provocado pelos instrumentos acionados eletricamente, apresentando estes últimos uma capacidade de corte superior (Yared, 2004, citado por Mangat et al., 2018).

Quanto menor a eficácia de corte do instrumento, maior a quantidade de calor gerada durante a sua utilização (Gambarini, 2000). A formação de calor torna-se ainda mais relevante quando o operador exerce pressão apical com o instrumento, devido ao aumento da fricção entre a dentina e o instrumento de corte (Dyson & Darvell, 1999, citados por Mangat et al., 2018).

O uso de motores de baixo torque permite limitar o risco de fratura das limas porque têm a capacidade de parar o movimento e até reverter o sentido de rotação quando a lima é sujeita ao torque máximo pré determinado (Suffridge et al., 2003, citados por Çapar & Arslan, 2016). A utilização das limas com um torque mais baixo permite limitar a fadiga provocada na lima (Buretti et al., 2004, citados por Mangat et al., 2018).

Foi demonstrado que a velocidade do movimento de *pecking motion* está relacionada com a tensão provocada sobre as limas, assim, quanto maior a velocidade do movimento, maior será o torque gerado (Thu et al., 2021). Pode existir a tendência por parte do clínico, quando

utiliza um instrumento de baixo torque, de exercer uma pressão apical superior, o que leva ao aumento do risco de uma parte do instrumento ficar bloqueada no canal e fraturar (Versümer, Hulsmann, Schaffers, 2002, citados por Mangat et al., 2018).

3.2. Instrumentação mecânica e manual

Uma das vantagens da instrumentação mecânica frente à instrumentação manual consiste no encurtamento do tempo necessário para a instrumentação do canal radicular (Hecksher et al., 2018).

Alguns estudos mostraram que o uso de instrumentos manuais reduzia a probabilidade de criação de defeitos dentinários (S. Bürklein et al., 2013).

4. Cinemática de rotação contínua e reciprocante

4.1. Movimentos de rotação contínua

Os sistemas mecânicos de rotação contínua são agora muito utilizados, e permitiram aumentar a velocidade de instrumentação do canal radicular assim como uma melhoria da conicidade e centralização do canal (Vilas-Boas et al., 2011).

Os primeiros instrumentos rotatórios em NiTi foram desenvolvidos em 1992 por John McSpadden, com uma conicidade de 0.2, respeitando assim as normas ISO. Em 1994, Johnson desenvolveu o sistema **ProFile 0.4®** e **ProFile 0.6®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), sendo estes os primeiros sistemas de limas a não respeitar as normas ISO (Gavini et al., 2018).

Mais recentemente, o sistema **ProTaper®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), introduzido em 2001, implementou um novo conceito, que consiste na conicidade variável da lima (Gavini et al., 2018).

4.2. Movimento reciprocante

O conceito de movimentos reciprocantes já é relativamente antigo. O primeiro dispositivo que gerava uma cinemática reciprocante para as limas foi desenvolvido em 1928, chamado Cursor Filing Contra-Angle® (W&H®, Australia). Podemos também citar os aparelhos Racer®, desenvolvido também pela W&H em 1958 e o Giromatic® em 1964 (Micro-Mega®, France) (Tomson & Simon, 2016).

O princípio deste sistema consiste na repetição de um ciclo dinâmico, rápido e repetitivo provocando uma alternância entre movimento horário e anti-horário da lima dentro da estrutura dentinária (Hoppe et al., 2016).

Este conceito foi reintroduzido pelo clínico Yared, em 2008, que utilizou unicamente limas **ProTaper Gold® F2** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) em movimento reciprocante.

Deste estudo, concluiu-se que as vantagens deste processo foram o uso limitado de limas, uma por paciente, e a diminuição do risco de infecção cruzada por priões.

4.3. Risco de fratura

Estes 2 sistemas foram comparados em vários estudos a fim de avaliar o risco de fratura associado a cada um.

A bibliografia revela conclusões diferentes, consoante o estudo, alguns mostraram que os movimentos recíprocantes melhoravam a resistência à fratura (Gavini et al., 2012; Kim et al., 2012) enquanto que outro estudo não detetou diferença entre os 2 sistemas (S. Bürklein et al., 2012).

No caso de testes realizados com o mesmo sistema de limas, com um grupo utilizando a rotação contínua e outro grupo a cinemática recíprocante, foram obtidos melhores resultados neste segundo grupo. Foi utilizada a lima **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha), em canais curvos. Em média, as limas submetidas a movimentos recíprocantes podiam suportar 1787 ciclos, enquanto que as limas em que foi aplicada a rotação contínua, aguentavam apenas 816 ciclos quando lhes era aplicada rotação contínua (Gavini et al., 2012).

Outros estudos compararam diferentes cinemáticas no que concerne à resistência à fratura. Neste caso foram comparados sistemas entre si, utilizando o movimento previsto pelo fabricante (S. Bürklein et al., 2012; Kim et al., 2012). As conclusões encontradas foram diferentes, tendo-se verificado uma melhor resistência à fratura apresentada pelos sistemas recíprocantes, (**Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha) e **WaveOne®** (1ª lima) (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça)), comparativamente com a lima F2 do sistema **ProTaper** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça). A lima **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha) aguentou 2069 ciclos enquanto que a lima **ProTaper® F2** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) obteve o pior resultado, com uma média de 595 ciclos antes de fraturar. Pôde verificar-se igualmente que o comprimento dos fragmentos era também superior, em média, com as limas F2 (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) apresentando estas

fragmentos de 4.75 mm em contraposição com os 3.89 mm dos fragmentos da lima **Reciproc**[®] (R25) (Kim et al., 2012).

Por outro lado, Bürklein e colaboradores, em 2012, concluíram, não existir diferenças significativas entre estes 2 tipos de cinemática. Foram testados os sistemas **MTwo**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) (limas 10 a 30), **ProTaper**[®] (SX, S1, S2, F1, F2) (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), **Reciproc**[®] (R25) (VDW[®], Munique, Alemanha) e **WaveOne**[®] (1ª lima: 25, 0.08 mm/mm) (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça). No entanto, neste estudo, os sistemas foram submetidos a um número reduzido de ciclos em virtude que apenas terem sido instrumentados 4 canais, não atingindo por isso o limite de resistência para cada lima. Acresce o facto de, como os sistemas de rotação contínua utilizados neste estudo serem compostos de várias limas faz com cada lima tenha sido submetida a um número reduzido de ciclos (S. Bürklein et al., 2012).

Em termos do torque, o sistema **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça) parece ser o sistema que suporta a maior carga, 3,55 N.cm contra 2.51 N.cm para o sistema **ProTaper**[®] (Kim et al., 2012).

4.4. Extrusão apical

Relativamente à extrusão de material através do ápex, também as conclusões não foram consensuais. Sebastian Bürklein et al., em 2012 concluíram que o sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) quando comparado com os sistemas **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), **MTwo** (VDW[®], Munique, Alemanha) e **ProTaper**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça) provocou mais extrusão apical do que os 3 outros sistemas.

Por outro lado, Koçak e colaboradores, em 2013, e Tinoco et al, em 2014 concluíram que os sistemas recíprocos provocam menos extrusão apical.

O sistema **BioRace**[™] (FKG Dentaire SA[®], La Chaux-de-Fonds, Suíça), sendo um sistema de cinemática contínua (FKG Dentaire SA[®], La Chaux-de-Fonds, Suíça), foi associado a maior

extrusão bacteriana, quando comparado com os sistemas **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) e **MTwo®** (VDW®, Munique, Alemanha) (Tinoco et al., 2014).

Num outro estudo, realizado por Koçak e colaboradores em 2013, o sistema **Reciproc®** (R25, Munique, Alemanha) foi comparado com os sistemas **ProTaper®** F2 (25, .08) (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), o **Self-Adjusting File®** (1.5- mm diameter; Re-Dent Nova®, Ra'anana, Israel) e **Revo-S SU®** (25, .06; MicroMega®, Besancon, France), tendo revelado valores de extrusão apical inferiores (Koçak et al., 2013).

4.5. Redução de enterococcus faecalis (EF)

A diminuição de enterococcus faecalis é um ponto crucial, visto que este micro-organismo está fortemente associado à persistência da periodontite apical sintomática, assim como a fracassos dos tratamentos endodônticos (Stuart et. al, 2005, citados por Laurindo & De Figueiredo, 2016).

Ferrer-Luque, em 2014, comparou os 3 sistemas **MTwo®** (VDW®, Munique, Alemanha), **TwistedFile™** (SybronEndo®, Orange, CA) e **WaveOne®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) no que diz respeito à diminuição de EF, utilizando a água destilada como solução irrigante, e verificou que os melhores resultados foram apresentados pelo sistema **MTwo®** (VDW®, Munique, Alemanha). De seguida, os mesmos sistemas foram comparados, mas utilizando desta vez o hipoclorito de sódio como solução irrigadora e os resultados revelaram não existirem diferenças significativas entre eles. Alves e colaboradores, em 2012, e Martinho et al., em 2014, não encontraram diferenças significativas entre sistemas recíprocos e sistemas de rotação contínua no que diz respeito à redução deste micro-organismo. Martinho e colaboradores, em 2014, comparou os sistemas **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha), **WaveOne®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), **ProTaper®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), **Mtwo®** (VDW®, Munique, Suíça) enquanto Alves et al., em 2012 compararam os sistemas **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) e **BioRace™** (FKG Dentaire SA®, La Chaux-de-Fonds, Suíça).

4.6. Defeitos dentinários

A instrumentação pode provocar microfraturas e fissuras na dentina. A progressão destes defeitos devido à aplicação de cargas repetitivas poderá levar a fraturas verticais comprometendo o prognóstico do dente (Laurindo & De Figueiredo, 2016).

Foram assim feitos vários estudos a fim de verificar as consequências da instrumentação sobre a dentina do canal, tendo estes obtido resultados contraditórios.

Um desses estudos, realizado por Sebastian Bürklein, et al., em 2013, pretendeu assim comparar a quantidade de microfraturas provocadas por sistemas recíprocos em comparação com sistemas de cinemática contínua. Foram utilizados 100 dentes, divididos em 5 grupos de 20. Um grupo de controlo, com 20 dentes, e 4 outros grupos, nos quais foi utilizado em cada um, um sistema de limas distinto. Os sistemas utilizados foram o **Mtwo**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha), o **ProTaper**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), o **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) e **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), sendo o sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) aquele que revelou originar mais microfraturas seguido pelo sistema **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), **ProTaper** (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça) e por último pelo sistema **MTwo** (VDW[®], Munique, Alemanha).

Abou El Nasr & Abd El Kader, em 2014, comparam a formação de microfissuras a nível da dentina de 65 raízes com canais ovais. Foram comparados 2 sistemas diferentes de limas, o sistema **ProTaper Next**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça) em rotação contínua num grupo e cinemática recíproca noutro grupo, e **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça). Foi também constituído um grupo de controlo no qual os canais não foram instrumentados. Este estudo revelou ausência de microfraturas da dentina nos canais dos grupos de controlo enquanto que o sistema **ProTaper Next**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça) provocou aproximadamente o dobro de microfraturas do que o sistema **WaveOne**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), tanto em rotação contínua como em cinemática recíproca.

Ashwinkumar et al., em 2014 procurou comparar os sistemas **WaveOne®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), **Protaper manual®** (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), **ProTaper® mecânico** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) e limas de **NiTi manuais**. Para tal, foram selecionados 100 dentes, divididos por 5 grupos, cada um com 20 dentes. Cada grupo de dentes foi instrumentado com um dos sistemas e o quinto grupo, considerado o grupo de controlo, não foi instrumentado. O único sistema que não provocou microfraturas foi o sistema de limas de **NiTi manuais**, enquanto que o sistema **ProTaper® mecânico** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) foi o sistema que provocou mais microfraturas. Os sistemas **ProTaper® manual** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) e **WaveOne®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) criaram microfraturas em proporções comparáveis (Ashwinkumar et al., 2014).

4.7. Outros tipos de cinemáticas

Cronologicamente, foram inicialmente desenvolvidos sistemas que funcionavam com movimentos oscilatórios, em 1964. Em 1992, foram concebidos sistemas que funcionavam através de rotação cêntrica. Após mais de 10 anos, em 2008, foi reintroduzida a ideia de aplicação de movimentos recíprocantes. Em 2010, apareceram sistemas com movimentos axiais, e finalmente, em 2013, apareceram os movimentos rotatórios excêntricos e os movimentos adaptativos (Gavini et al., 2018).

O sistema **Self Adjusting File®** (SAF) (ReDent-Nova®, Ra'anana, Israel) introduziu os movimentos axiais. Este sistema compõe-se de limas com uma superfície abrasiva utilizadas com um sistema de irrigação **VATEA®** (ReDent-Nova, Ra'anana, Israel) que permite uma irrigação constante durante a instrumentação. Este sistema vibra a uma frequência de 3000 a 5000 vibrações por minuto, com uma amplitude de 0.4 mm (Peters et al., 2010).

A rotação excêntrica, introduzida em 2013, significa que o centro de rotação do instrumento encontra-se desviado do centro da sua secção transversal (Gavini et al., 2018). Entre os diferentes sistemas que funcionam desta maneira, podemos contar os sistemas **Revo-S™**

(Micro-Mega, Besançon, França), **ProTaper Next**[®] (Dentsply Maillefer[®], Ballaigues, Suíça), **OneShape**[®] (MicroMega[®], Besançon, França) e **TruShape**[®] (Dentsply Sirona[®], York, Pensilvânia, Estados Unidos) (Çapar & Arslan, 2016).

O sistema **TruShape**[®] (Dentsply Sirona[®], York, Pensilvânia, Estados Unidos) mostrou melhores resultados que o sistema **TwistedFile**[™] (Sybron Endo[®], Orange, CA) no tratamento de canais ovais (Bortoluzzi et al., 2015).

A cinemática adaptativa, introduzida com o sistema **TwistedFile Adaptive**[®] (SybronEndo[®], Orange, CA) necessita de um aparelho capaz de detetar a pressão exercida. Quando é ultrapassado um valor considerado como limite, a cinemática passa de rotação contínua para movimentos recíprocos. Durante a fase de rotação contínua, o sistema efetua uma pausa todos os 600° de rotação a fim de permitir que a estrutura cristalina dos átomos que compõem a liga da lima, tenha o tempo necessário para se adaptar. Quando passa para a fase de movimentos recíprocos, esta efetua 370° no sentido horário e 50° no sentido anti horário (Karataş et al., 2016).

5. Limas endodônticas em NiTi

No início do século XX, as limas endodônticas eram feitas em aço inoxidável ou em aço carbono. As segundas foram rapidamente abandonadas devido à sua importante corrosão, enquanto que as primeiras ainda são utilizadas, mas também apresentam importantes limitações, como a elevada rigidez, que acarreta portanto uma flexibilidade limitada (Gao et al., 2012).

Ao longo do tempo, estas limas foram evoluindo, a fim de facilitar o seu uso, melhorar a segurança e a eficácia. Inicialmente compunham-se de espiras passivas radiais, e passaram a ser constituídas por espiras cortantes/ativas, conicidade variável, alterações do material, da secção transversal e da cinemática (Tomson & Simon, 2016).

As espiras, foram mais especificamente elaboradas a fim de aumentar a eficácia de corte enquanto que a conicidade variável a fim de limitar o desgaste em porções específicas do canal (Tomson & Simon, 2016).

As limas podem fraturar de 2 maneiras: por fadiga cíclica (flexão) e por fadiga torcional (Laurindo & De Figueiredo, 2016). A primeira ocorre após uma repetição de movimentos que vão provocar uma zona de tensão e de compressão no local de máxima flexão da lima, que coincide com a zona de maior curvatura do canal radicular enquanto, que no segundo caso, esta ocorre quando a extremidade da lima fica presa na dentina enquanto o resto do instrumento continua o seu movimento (Cheung, 2010). Estas tensões vão levar à progressiva formação de micro fraturas na estrutura da lima que poderão levar à fratura (Vilas-Boas et al., 2011).

5.1. Ligas de níquel titânio

As ligas de NiTi com memória de forma foram descobertas nos anos 1960 pelo *Naval Ordnance Laboratory* (White Oak, MD, USA), tendo sido atribuído o nome de nitinol, acrónimo de níquel (Ni), Titânio (Ti) e Naval Ordnance Laboratory (Nol) (Zupanc et al., 2018). Desde então, o numero das suas aplicações não parou de aumentar, graças à suas propriedades

de super-elasticidade e memória de forma, assim como, uma excelente biocompatibilidade (Gao et al., 2012).

As ligas de níquel-titânio foram introduzidas no mercado para a fabricação de instrumentos endodônticos em 1988, devido à sua flexibilidade superior comparativamente com a do aço inoxidável (Tomson & Simon, 2016). Esta inovação permitiu reduzir o número de fracassos causados pela instrumentação com instrumentos em aço inoxidável (Vilas-Boas et al., 2011) assim como aumentar a eficácia do tratamento (Turkistani et al., 2019).

Entre as novas ligas que apareceram, podemos destacar as ligas M-Wire, R-Phase e CM-Wire (Turkistani et al., 2019). Relativamente às vantagens, quando comparadas com as ligas de aço inoxidável, estas apresentam uma maior flexibilidade assim como uma maior resistência à fratura torcional (Cheung & Liu, 2009). Em consequência, as limas constituídas nestas ligas promovem uma melhor centralização do canal (Setzer et al., 2010).

Cheung & Liu, em 2009, compararam os resultados clínicos entre um sistema manual em aço inoxidável e um sistema mecânico com limas constituídas de níquel-titânio. Este estudo evidenciou que as limas de níquel titânio provocaram menos falsos trajetos e perfurações. No entanto o desgaste, a extrusão apical (do material de obturação) e o número de fraturas nos instrumentos foram sensivelmente iguais.

O NiTi é composto por aproximadamente 56 % de níquel e 44 % de titânio em termos de peso, correspondendo a um ratio atômico de 1:1 (Thompson, 2000). A liga de NiTi pode adotar duas principais formas cristalinas diferentes, a fase austenítica e a fase martensítica. A primeira existe a temperaturas mais elevadas, e adota uma estrutura cristalina do tipo B2 cúbica enquanto que a segunda aparece a temperaturas mais baixas e adota uma estrutura monoclinica B19', sendo esta a que confere as características de super-elasticidade e de memória de forma a esta liga. Estas características explicam-se graças à capacidade da liga NiTi de efetuar uma transição estrutural da fase austenítica para a fase martensítica, falamos de transformação martensítica. Esta transformação pode ser induzida de 2 formas, através da aplicação de tensão mecânica ou pela diminuição da temperatura da liga (Shen, Zhou, Zheng, et al., 2013).

Em condições particulares, como por exemplo, a elevação da temperatura a valores superiores a 400 °C, causando a precipitação da fase Ti₃Ni₄, ou a substituição de um elemento como o

ferro ou o alumínio ou, ainda a aplicação de calor após trabalho a frio, os átomos podem adotar uma conformação romboédrica chamada fase R, sendo uma fase intermédia entre a fase austenítica e a fase martensítica (Miyazaki & Otsuka, 1986, citados por Zupanc et al., 2018). Durante o processo de mudança de fase, partindo da fase austenítica para a fase martensítica, vamos observar uma transição em que ocorre uma competição entre as fases R e martensítica (Otsuka & Ren, 2005, citados por Zupanc et al., 2018).

Instrumentos compostos pela fase austenítica exibiram um módulo de elasticidade de 80 a 90 GPa, contra 30 a 40 GPa para instrumentos compostos por NiTi na fase martensítica (Dan Ammon, Vincent Shotton, Yong Gao, 2014).

Foram determinadas as temperaturas em que se iniciam e se terminam estas conversões de fase. Assim, partindo da fase austenítica, ao refrigerar progressivamente a liga, vamos chegar a uma temperatura em que a fase inicia a sua transição de conformação. Chamamos esta temperatura *martensite start* (M_s). Ao longo da diminuição da temperatura, a fase martensítica vai se tornar cada vez mais presente até ao ponto em que a totalidade da liga se encontra na fase martensítica. Chamamos esta temperatura *martensite finish* (M_f). Ao contrário quando partimos desta última para a fase austenítica, vamos também encontrar uma temperatura em que se inicia a transição, que vamos nomear *austenite start* (A_s). A temperatura vai assim subir, até atingir a temperatura *austenite finish* (A_f), em que a liga já se encontra na sua totalidade na fase austenítica (Zupanc et al., 2018).

A fase austenítica apresenta rigidez e dureza elevadas enquanto que a fase martensítica confere á liga ductilidade, super-elasticidade assim como, memória de forma. Quando a liga é submetida a uma tensão mecânica, vai ocorrer uma alteração da sua estrutura, passando da fase austenítica para a fase martensítica (H. Zhou et al., 2013).

Para modificar as propriedades mecânicas do NiTi, um dos objetivos dos fabricantes foi de conseguir alterar as temperaturas de transformação da liga. Isto foi conseguido através do tratamento térmico, mecânico ou através da modificação da sua composição química (Zupanc et al., 2018). As temperaturas de transformação são analisadas através do *Differential Scanning Calorimetry* (DSC) enquanto que a análise da configuração cristalina do material pode ser analisada de diferentes formas, entre as quais podemos destacar a *X-ray diffraction* (XRD), exame metalográfico, microscopia eletrónica (Shen, Zhou, Zheng, et al., 2013).

Antes de serem distribuídas aos fabricantes, a liga é previamente trabalhada a frio. A sua microestrutura é constituída por zonas na fase martensítica no interior de uma matriz na fase austenítica. Assim, o material apresenta uma elevada rigidez (Zupanc et al., 2018). A liga é submetida a altas temperaturas, entre 450 a 550°C para transmitir energia que vai permitir uma reorganização da rede cristalina. Após este processo, as ligas podem ser treinadas através da aplicação de ciclos de calor e de frio combinados com aplicação de tensão mecânica sob a forma de tração, deformando o material entre 1 a 4 %. Durante estes ciclos, geralmente, as temperaturas vão de - 10 a 0°C durante a fase de aplicação de frio e de 100 a 180°C durante a fase de aplicação de calor. Este treino vai permitir uma melhor formação da fase martensítica quando aplicada força mecânica sobre o material (Zupanc et al., 2018).

Assim, são estas fases que marcam a diferença entre a liga de NiTi inicial e as ligas obtidas após tratamento termomecânico (Zupanc et al., 2018). Enquanto as primeiras são compostas principalmente pela fase austenítica, as segundas contem uma proporção variável de fase R e martensítica (Iacono et al., 2017).

5.1.1. Fase austenítica

Esta compõe-se de uma estrutura cristalina cúbica do tipo B2 (Shen, Zhou, Zheng, et al., 2013). É esta fase que vai permitir salientar a qualidade de super-elasticidade da liga de NiTi (H. Zhou et al., 2013), através da transformação martensítica induzida pela aplicação de uma tensão (Zupanc et al., 2018). Este efeito vai permitir a recuperação da conformação inicial em deformações até 8 %. Quando a tensão mecânica, deixa de ser aplicada, a fase martensítica não sendo estável, a sua configuração vai se reverter e assim voltar para a fase austenítica inicial (Zupanc et al., 2018). Este fenómeno vai permitir à liga de aguentar uma deformação de cerca de 8 %, sem sofrer alteração permanente do material (Thompson, 2000).

5.1.2. Fase R

A fase R foi introduzida em 2008, pela **SybronEndo®** (Orange, CA, USA) no sistema **TwistedFile®** SybronEndo, Orange, CA) (Zupanc et al., 2018).

A sua técnica de fabricação passa por 3 diferentes passos, que são uma aplicação de calor, torsão da liga, e por fim, um condicionamento de superfície específico. Esta segunda fase, de torsão, que ocorre em simultâneo com um tratamento térmico específico, leva à conversão do material da fase austenítica para a fase R (Larsen et al., 2009).

As limas concebidas neste material obtiveram bons resultados em termos de resistência à fratura (Aminsobhani et al., 2015; Ersoy et al., 2016). Aminsobhani et al., em 2015, compararam o sistema **TwistedFile**® (SybronEndo®, Orange, CA) com os sistemas **RaCe**™ (FKG Dentaire SA®, La-Chaux-de-Fonds, Suíça), sendo que o primeiro apresentou uma maior flexibilidade e um torque limite superior ao do segundo sistema antes, de ocorrer a fratura (Aminsobhani et al., 2015).

Ersoy et al., em 2016, avaliaram o número máximo de ciclos antes da fratura dos sistemas **TwistedFile**® (SybronEndo®, Orange, CA), **F360**® (Komet Brasseler®, Lemgo, Alemanha), **FlexMaster**® (VDW®, Munique, Alemanha), **RaCe**™ (FKG Dentaire SA®, La-Chaux-de-Fonds, Suíça). Estes concluíram que o sistema mais resistente foi o sistema **F360**® (Komet Brasseler®, Lemgo, Alemanha) com 1075.88 ciclos, seguido do sistema **TwistedFile**® (SybronEndo®, Orange, CA) com uma média de 801.48 ciclos (Komet Brasseler, Lemgo, Alemanha).

Gianluca Gambarini et al., em 2008 assim como Larsen et al., em 2009 não encontraram diferença, em termos de resistência à fadiga cíclica, entre instrumentos concebidos em NiTi na sua fase R e elementos compostos pela liga M-Wire. No entanto, relativamente à fratura por torsão, esta apresentou um maior ângulo de deflexão antes de fraturar, quando comparada com instrumentos concebidos pela liga M-Wire e pela liga convencional, mas um torque máximo reduzido frente a estas 2 outras ligas (Bouska et al., 2012; Higuera et al., 2015).

Por outro lado, foi também mostrado que as ligas na fase R apresentam uma alta flexibilidade, o que permitiu uma melhoria da configuração dos canais instrumentados com estes equipamentos (Hou et al., 2011; Shen, Zhou, Wang, et al., 2013).

Reddy et al., em 2014, concluíram que o sistema **TwistedFile®** (SybronEndo®, Orange, CA) permitia uma melhor configuração dos canais do que o sistema **OneShape®** (MicroMega®, Besançon, França).

Rejula et al., em 2017 verificaram uma melhor centralização assim como um menor desvio do canal com o uso de limas **TwistedFile®** (SybronEndo®, Orange, CA), em comparação com os sistemas **ProTaper®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) e limas de aço inoxidável convencionais.

5.1.3. Fase martensítica

Esta liga torna-se mais maleável e dúctil do que a liga austenítica. Esta pode ser facilmente deformada e, quando aquecida, evidencia a sua capacidade de memória de forma. Demais, a sua resistência à fadiga é superior à resistência das ligas austeníticas (McKelvey & Ritchie, 2001, citados por Zupanc et al., 2018). No entanto, outros autores consideraram que a melhor opção para uma máxima resistência à fadiga consiste numa associação destes 2 estados no mesmo material (Shen, Zhou, Zheng, et al., 2013).

Com o propósito de criar instrumentos em níquel-titânio na sua configuração martensítica, deve-se de aumentar a sua temperatura de transformação para a fase austenítica, por exemplo, através da aplicação de um tratamento termomecânico (Zupanc et al., 2018).

Através da refrigeração sucessiva da liga, observa-se uma transição alternada da fase austenítica para a fase martensítica na qual ocorre uma alteração da posição relativa entre os átomos, que chamamos de geminação dos átomos. Este estado qualifica-se de fase martensítica geminada. Esta ocorre sem alteração macroscópica do material. A fase martensítica geminada apresenta uma plasticidade relativamente elevada, podendo assim ser deformada sem rutura da liga, através da aplicação de uma tensão. Quando esta situação acontece, a rede de átomos da liga sofre uma nova alteração em que ocorre uma desgeminção dos átomos. Qualificamos este estado de fase martensítica desgeminada (Thompson, 2000; Zupanc et al., 2018).

5.1.4. M-Wire

Esta liga apresenta, uma flexibilidade e resistência à fadiga cíclica maiores do que nas ligas de NiTi convencionais (Wei et al., 2017).

Entre outros sistemas concebidos com esta liga, podemos salientar o sistema **ProTaper Next®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) (Turkistani et al., 2019) e o sistema **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha). Esta liga foi desenvolvida em 2007, e é constituída por um ratio de 1:1 entre o titânio e o níquel (Zupanc et al., 2018).

Em termos de peso, esta liga é composta 55.8 ± 1.5 % de níquel, 55.2 ± 1.5 % de titânio e quantidades residuais de outros elementos, inferiores a 1 % (Berendt, 2007, citado por Zupanc et al., 2018).

Braga et al., em 2014 e E.S.J. Pereira e colaboradores, em 2012, determinaram a A_f desta liga a 43° e 47°, respetivamente, permitindo concluir que em situações clínicas, estas ligas não se encontram totalmente na fase austenítica. A nível da estrutura, foi determinado, através de vários estudos que esta liga compõe-se maioritariamente pela fase austenítica, com pequenos aglomerados organizados na fase R e martensítica.

Gianluca Gambarini et al., em 2008, não encontraram diferença em termos de resistência à fratura entre instrumentos constituídos de uma liga de NiTi convencional, clássica (**K3**, SybronEndo, Orange, CA) e instrumentos constituídos por níquel-titânio M-wire (**GTX**, Tusla-dental Specialties, Tusla, OK).

O módulo de elasticidade da liga de NiTi na sua fase martensítica ou na fase R torna-se inferior relativamente ao seu módulo de elasticidade quando esta está na fase austenítica (E. S.J. Pereira et al., 2012; Erika S.J. Pereira et al., 2013; Ye & Gao, 2012). Esta mistura de estruturas explica assim esta variação das propriedades mecânicas (Zupanc et al., 2018).

Foi detectado, na curva de tensão-deformação da liga M-Wire, que a fase martensítica induzida por uma tensão acontecia com menor força aplicada, quando comparada com limas de níquel-titânio convencionais. Por outro lado, é possível verificar que existe uma transição para a fase R antes de aparecer a fase martensítica induzida pela tensão (E. S.J. Pereira et al., 2012; Erika S.J. Pereira et al., 2013).

Apesar da liga M-Wire apresentar uma resistência à torção comparável com as ligas convencionais, a primeira apresenta, no entanto, uma maior resistência à fadiga (Zupanc et al., 2018).

Gao e colaboradores, em 2012, compararam várias características físicas e mecânicas de diferentes ligas, nomeadamente, as ligas de NiTi convencionais, CM-Wire, M-Wire e aço inoxidável. No que diz respeito à resistência à fadiga cíclica foi demonstrado que a liga CM-Wire apresentava o melhor valor de resistência à fadiga cíclica seguido pela liga M-Wire, e por fim pela liga de NiTi convencional. Relativamente ao torque, a liga de aço inoxidável apresentou um torque limite mais elevado, seguido pela liga de M-Wire, sendo as ligas CM-Wire e de NiTi convencionais as que suportam um torque menos elevado.

5.1.5. CM-Wire

Esta liga foi introduzida em 2010 (H. Zhou et al., 2013), e é composta por uma fase austenítica e martensítica e uma pequena proporção de fase R. Entre os sistemas compostos por esta liga, podemos destacar os sistemas **Hyflex CM®** (Coltene®, Haltstätten, Suíça), **Hyflex EDM®** (Coltene®, Haltstätten, Suíça) e **Reciproc Blue®** (VDW®, Munique, Alemanha) (Zupanc et al., 2018).

Esta liga CM-Wire confere aos instrumentos uma maior flexibilidade do que as ligas M-Wire ou convencionais (Goo et al., 2017; Lopes et al., 2013). A melhoria da flexibilidade da liga CM-Wire poderá ser explicada pela menor força necessária para provocar a transformação da configuração cristalina austenítica em martensítica nos instrumentos compostos pela liga CM-Wire (de 128 ± 15.3 a 251 ± 18.6 MPa) do que as forças necessárias para provocar a mesma transformação em instrumentos compostos pela liga convencional (de 490 ± 22.4 a 582 ± 26.3 MPa) (H. M. Zhou et al., 2012).

Através da tecnologia do DSC, foi determinado que o sistema **Typhoon™** (Clinician's Choice Dental Products, London, Canada), constituído pela liga CM-Wire, tem um valor de A_f , aproximadamente de 50°C, ou seja a temperatura à qual a liga encontra-se na sua totalidade na fase austenítica (Shen et al., 2011; H. M. Zhou et al., 2012).

As limas do sistema **Hyflex EDM®** (Coltene®, Haltstätten, Suíça) mostraram uma composição diferente, daquela que é a característica das ligas CM-Wire. Estas são constituídas maioritariamente pela fase R e martensítica, sendo que a fase austenítica representa uma fração muito reduzida deste material. Após a sua utilização, verificou-se uma redução adicional da fase austenítica relativamente aos valores iniciais, comparativamente com as fases R e martensítica (Iacono et al., 2017).

Kumar et al., em 2013, realizou um estudo onde instrumentou dentes naturais com o sistema **Twisted File** (SybronEndo, Orange, CA) (fase R) e **Hyflex CM®** (Coltene®, Haltstätten, Suíça) (CM-Wire), e concluiu não existirem diferenças significativas de desvio de centralização dos canais entre os dois sistemas. O mesmo não foi verificado quando comparado com limas manuais **K flexofile**, onde as diferenças significativas foram evidentes.

S. Bürklein et al., em 2014, realizou um estudo onde procurou comparar 3 sistemas de limas, **Hyflex CM®** (CM-Wire) (Coltene®, Haltstätten, Suíça), sistema **Mtwo®** (VDW®, Munique, Alemanha) e **Revo-S®** (Micro-Mega®, Besançon, França), relativamente à possibilidade de retificação do canal, ou seja a ocorrência de um desvio da forma original do mesmo. Os autores não verificaram uma diferença significativa entre os sistemas **Hyflex CM®** (CM-Wire) (Coltene®, Haltstätten, Suíça) e o sistema **Mtwo** (VDW®, Munique, Alemanha) (liga convencional), mas encontraram no sistema **Revo-S** (Micro-Mega, Besançon, França).

Relativamente a outro estudo realizado com o objetivo de verificar o desvio da forma original dos canais radiculares entre diferentes sistemas de limas, Saber e colaboradores, em 2015, compararam os sistemas **Hyflex CM®** (Coltene®, Haltstätten, Suíça), **iRaCe™** (FKG Dentaire AS®, La Chaux-de-Fonds, Suíça) e **ProTaper Next®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça) puderam comprovar que os 2 primeiros provocavam uma menor retificação do canal, quando

comparados com o sistema **ProTaper Next®** (Dentsply Maillefer®, Ballaigues, Suíça), exceto na porção apical, onde não foram encontradas diferenças significativas.

6. O sistema Reciproc®

6.1. Características

Este sistema é composto por 3 limas, que são as R25, R40 e R50 (Gavini et al., 2018).

Estas limas apresentam uma secção transversal em forma de S e uma ponta inativa para evitar a criação de falsos trajetos no momento de ultrapassar curvaturas nos canais.

Estas são compostas pela liga M-Wire (Zupanc et al., 2018).

A cinemática do sistema Reciproc pressupõe um ciclo de rotação de 150° no sentido anti horário e 30° no sentido horário. As limas devem ser utilizadas a uma velocidade de 300 rotações por minuto (Nazari Moghadam et al., 2014).

Contrariamente, num estudo realizado com o objetivo de verificar a cinemática dos movimentos das limas Reciproc, Fidler, em 2014, verificou que os valores eram diferentes daqueles anunciados pelo fabricante, nomeadamente 159° no sentido anti horário e 35° no sentido horário.

6.2. Protocolo

Segundo o fabricante, este sistema só necessita de uma lima para a instrumentação cada caso.

O primeiro passo consiste em instrumentar o canal previamente, com uma lima 10 ou 15 manual, a fim de facilitar a penetração da lima **Reciproc®** dentro do canal.

Para seleccionar a lima correta deve-se de analisar o canal através de radiografias. Se o canal for dificilmente visível ou estiver parcialmente oculto, este é considerado como estreito e deve então ser instrumentado com a lima **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) R25.

Se o canal for completamente visível e considerado largo, temos de testar o canal com limas manuais, 30 e 20, a fim de seleccionar a lima **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) adequada.

Começamos por inserir uma lima manual 30. Se esta atingir passivamente o comprimento de trabalho, seleccionamos a lima Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) R50.

No entanto, se a lima 30 manual não atingir passivamente o comprimento de trabalho, utilizamos uma lima manual 20. Se esta atingir passivamente o comprimento de trabalho, então selecionamos a lima Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) R40. Mas se a lima 20 não atingir passivamente o comprimento de trabalho, então o canal será instrumentado com a lima Reciproc® R25 (VDW, Munique, Alemanha).

O protocolo de instrumentação segue uma sequência também definida pelo fabricante.

Inicialmente, deve-se inundar a câmara pulpar com hipoclorito a partir da câmara pulpar, para que este penetre nos canais. De seguida, deveremos selecionar a lima do sistema que será utilizada, como explicado acima.

Posteriormente, devemos instalar o micromotor com os parâmetros corretamente selecionados. Uma vez concluídos os passos anteriores, devemos carregar no pedale com os pés para ativar a lima. Introduz-se a lima e efetua-se 3 movimentos de *pecking motion*. Cada movimento de vai e vem não deve exceder 3 mm de amplitude. A pressão exercida em apical deve ser exercida de forma muito suave (Nazari Moghadam et al., 2014).

Após 3 movimentos de *pecking motion*, retiramos a lima para remover os detritos que ficaram presos nas espiras da lima, mas também para irrigar o canal (Nazari Moghadam et al., 2014). Este deve ser de seguida permealizado com uma lima manual K #10, que deve pelo menos ir até 3 mm para além da porção instrumentada do canal.

Ao chegar a aproximadamente aos 2/3 do canal, devemos verificar o comprimento de trabalho com um localizador apical.

A instrumentação é depois completada até ao comprimento de trabalho determinado.

6.3. Limitações

Este sistema, através das suas diferentes características tais como a liga que compõe as suas limas, a cinemática utilizada ou o seu *design*, permite instrumentar canais curvos. No entanto, um grau de curvatura exagerado constitui uma limitação para este sistema, não devendo ser utilizado nestes casos.

Segundo o fabricante, para identificar estas situações, devemos utilizar uma lima 10 manual. Se esta conseguir passar a curvatura sem ter sido previamente pré curvada, então é possível utilizar o sistema **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) para este canal. Se for necessário pré curvar a lima 10 para chegar ao comprimento de trabalho, deve-se então passar para uma lima manual 15. No caso em que é necessário pré curvar a lima para ultrapassar a curvatura e chegar ao comprimento de trabalho, não se deve utilizar o sistema **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha). Se a lima 15 chegar ao comprimento de trabalho sem ter sido pré curvada, então pode-se utilizar o sistema.

Nestes casos, em que a curvatura limita o uso do sistema, é aconselhado de acabar a instrumentação do canal com limas manuais.

7. Resultados

Como mencionado previamente, os blocos foram submetidos a uma primeira fase de scan para obter as características iniciais dos canais. Estes foram submetidos a uma nova análise após instrumentação por micro-CT para observar as variações do volume, da superfície e do SMI. Na análise dos dados, constatou-se que os canais apresentam inicialmente uma variabilidade morfológica.

As amostras foram submetidas a 2 testes de normalidade, os quais são, o teste de Kolmogorov-Smirnov e o teste de Shapiro-Wilk, para confirmar que as variáveis seguiam uma distribuição normal. Os resultados desta estão apresentados na tabela 2, e concluímos que as variações do volume, superfície e SMI, entre rotação contínua e cinemática recíprocante, seguem uma distribuição normal.

Foram realizadas modelizações dos blocos antes e após instrumentação, que podem ser visualizadas nas figuras 9 e 10 para os canais 14 e 12, respetivamente. Os restantes canais estão apresentados em anexo, das imagens 9 a 28.

Foi realizado um teste T de Student no objetivo de verificar se não existe diferença significativa entre as médias das variações dos 3 diferentes parâmetros analisados, os quais são, o volume, a superfície e o SMI. Após esta análise, concluímos, com um índice de confiança de 95%, que as variações destes parâmetros, causados pela instrumentação através da rotação contínua e da cinemática recíprocante, aplicadas com limas **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha), não são estatisticamente diferentes. Os resultados do teste estão apresentados na tabela 3.

Tabela 2. Aplicação dos testes de normalidade.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estatística	Gl	Sig.	Estatística	Gl	Sig.
Reciproc (S, μm^2)	0.183	10	0.200	0.898	10	0.207
Rot. Cont. (S, μm^2)	0.267	10	0.046	0.967	10	0.865
Reciproc (V, μm^3)	0.157	10	0.200	0.951	10	0.685
Rot. Cont. (V, μm^3)	0.257	10	0.061	0.935	10	0.502
Reciproc (SMI)	0.215	10	0.200	0.935	10	0.494
Rot. Cont. (SMI)	0.179	10	0.200	0.943	10	0.582

Tabela 3. Teste de Student para amostras emparelhadas.

		Diferenças emparelhadas					t	df	Sig (2 extremidades)
		Média	Erro desvio	Erro padrão da mediana	95 % intervalo de confiança da diferença				
					Inferior	Superior			
Par 2	Reciproc (S, μm^2) – Rot. Cont. (S, μm^2)	3.17*10 ⁶	4,66*10 ⁶	1.47*10 ⁶	-3.01*10 ⁶	3.65*10 ⁶	0.215	9	0.834
Par 1	Reciproc (V, μm^3) – Rot. Cont. (V, μm^3)	- 1.31*10 ⁸	6.25*10 ⁸	1.98*10 ⁸	-5.78*10 ⁸	3.17*10 ⁸	-0.661	9	0.525
Par 3	Reciproc (SMI) – Rot. Cont. (SMI)	0.398	0.947	0.300	-0.280	1.08	1.328	9	0.217

7.1. Superfície

Os resultados a respeito da superfície estão apresentados na tabela 4 relativamente aos blocos instrumentados com cinemática recíprocante, e na tabela 5 para os blocos instrumentados com rotação contínua.

Observamos, a nível dos 2 grupos, um aumento geral da superfície dos canais, com um valor médio de $1.18 \cdot 10^7 \mu\text{m}^2$ (50.0%) e um desvio padrão de $2.19 \cdot 10^6 \mu\text{m}^2$ para o grupo dos blocos instrumentados com cinemática recíprocante, contra uma média de $1.15 \cdot 10^7 \mu\text{m}^2$ (47.9%) e um desvio padrão de $4.24 \cdot 10^6 \mu\text{m}^2$ para o grupo de blocos instrumentados por rotação contínua. Estão também apresentados nas figuras 3 e 4 as boxplots com as repartições por quartil. O grupo Recíproc apresenta uma mediana de $1.23 \cdot 10^7 \mu\text{m}^2$ e uma amplitude interquartil de $3.92 \cdot 10^6 \mu\text{m}^2$ enquanto que o grupo de blocos instrumentados com rotação contínua tem uma mediana de $1.16 \cdot 10^7 \mu\text{m}^2$ com uma amplitude interquartil de $5.14 \cdot 10^6 \mu\text{m}^2$.

Os restantes dados estatísticos estão disponíveis em anexo (Tabelas 10 e 11).

Tabela 4. Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante em μm^2 (e mm^2).

Superfície em μm^2 (e mm^2)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação	Variação (%)
Bloco 1	$2.40 \cdot 10^7$ (24.0)	$3.46 \cdot 10^7$ (34.6)	$1.05 \cdot 10^7$ (10.5)	43.7
Bloco 4	$2.24 \cdot 10^7$ (22.4)	$3.49 \cdot 10^7$ (34.9)	$1.24 \cdot 10^7$ (12.4)	55.3
Bloco 5	$2.12 \cdot 10^7$ (21.2)	$3.55 \cdot 10^7$ (35.5)	$1.43 \cdot 10^7$ (14.3)	67.5
Bloco 6	$2.20 \cdot 10^7$ (22.0)	$3.53 \cdot 10^7$ (35.3)	$1.34 \cdot 10^7$ (13.4)	60.9
Bloco 9	$3.14 \cdot 10^7$ (31.4)	$3.97 \cdot 10^7$ (39.7)	$0.84 \cdot 10^7$ (8.4)	26.7
Bloco 10	$2.80 \cdot 10^7$ (28.0)	$3.83 \cdot 10^7$ (38.3)	$1.03 \cdot 10^7$ (10.3)	36.6
Bloco 14	$2.31 \cdot 10^7$ (23.1)	$3.53 \cdot 10^7$ (35.3)	$1.22 \cdot 10^7$ (12.2)	51.9
Bloco 16	$2.96 \cdot 10^7$ (29.6)	$3.82 \cdot 10^7$ (38.2)	$0.86 \cdot 10^7$ (8.6)	29.1
Bloco 17	$2.27 \cdot 10^7$ (22.7)	$3.65 \cdot 10^7$ (36.5)	$1.38 \cdot 10^7$ (13.8)	60.5
Bloco 20	$2.05 \cdot 10^7$ (20.5)	$3.44 \cdot 10^7$ (34.4)	$1.39 \cdot 10^7$ (13.9)	67.7
Média	$2.45 \cdot 10^7$ (24.5)	$3.63 \cdot 10^7$ (36.3)	$1.18 \cdot 10^7$ (11.8)	50.0 %

Tabela 5. Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua em μm^2 (e mm^2).

Superfície em μm^2 (e mm^2)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação	Variação (%)
Bloco 2	$2.47 \cdot 10^7$ (24.7)	$3.84 \cdot 10^7$ (38.4)	$1.37 \cdot 10^7$ (13.7)	55.4
Bloco 3	$2.06 \cdot 10^7$ (20.6)	$3.54 \cdot 10^7$ (35.4)	$1.48 \cdot 10^7$ (14.8)	72.2
Bloco 7	$2.27 \cdot 10^7$ (22.7)	$4.19 \cdot 10^7$ (41.9)	$1.92 \cdot 10^7$ (19.2)	84.7
Bloco 8	$3.18 \cdot 10^7$ (31.8)	$3.51 \cdot 10^7$ (35.1)	$0.32 \cdot 10^7$ (3.20)	10.2
Bloco 11	$2.83 \cdot 10^7$ (28.3)	$3.74 \cdot 10^7$ (37.4)	$0.91 \cdot 10^7$ (9.10)	32.0
Bloco 12	$2.50 \cdot 10^7$ (25.0)	$3.71 \cdot 10^7$ (37.1)	$1.21 \cdot 10^7$ (12.1)	48.6
Bloco 13	$2.35 \cdot 10^7$ (23.5)	$3.49 \cdot 10^7$ (34.9)	$1.14 \cdot 10^7$ (11.4)	48.4
Bloco 15	$2.39 \cdot 10^7$ (23.9)	$3.56 \cdot 10^7$ (35.6)	$1.17 \cdot 10^7$ (11.7)	49.0
Bloco 18	$2.50 \cdot 10^7$ (25.0)	$3.31 \cdot 10^7$ (33.1)	$0.82 \cdot 10^7$ (8.20)	32.6
Bloco 19	$2.44 \cdot 10^7$ (24.4)	$3.55 \cdot 10^7$ (35.5)	$1.11 \cdot 10^7$ (11.1)	45.5
Média	$2.50 \cdot 10^7$ (25.0)	$3.64 \cdot 10^7$ (36.4)	$1.15 \cdot 10^7$ (11.5)	47.9

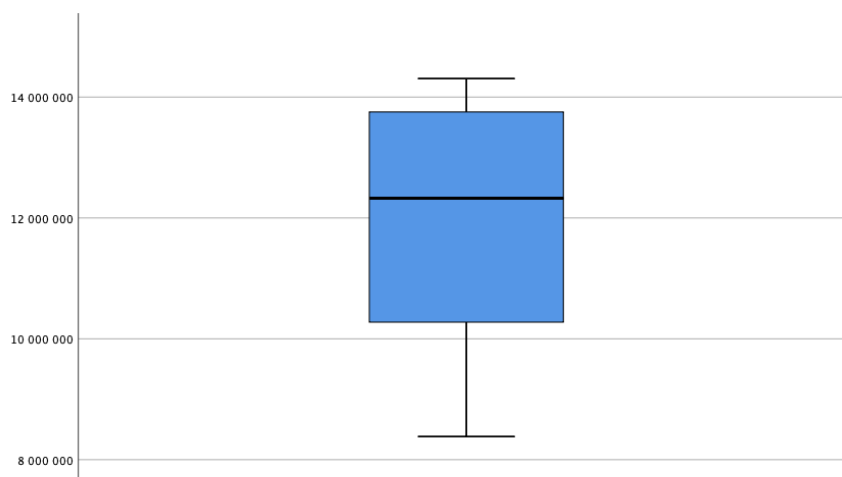


Figura 3. Variação da superfície dos canais instrumentados com cinemática recíprocante (em μm²).

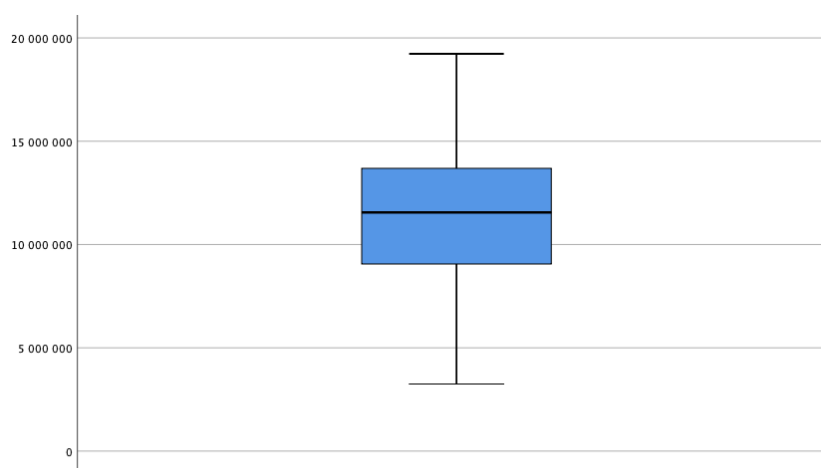


Figura 4. Variação da superfície dos canais instrumentados com rotação contínua (em μm²).

7.2. Volume

Os resultados relativos ao volume estão apresentados na tabela 6 relativamente aos blocos instrumentados com cinemática recíprocante, e na tabela 7 para os blocos instrumentados com rotação contínua.

Tal como para a superfície, observamos, a nível dos 2 grupos, um aumento geral do volume, com um valor médio de $2.85 \cdot 10^9 \mu\text{m}^3$ (156%) e um desvio padrão de $6.98 \cdot 10^8 \mu\text{m}^3$ para o grupo de blocos instrumentados com cinemática recíprocante, contra uma média de $3.08 \cdot 10^9 \mu\text{m}^3$ (148%) e um desvio padrão de $7.24 \cdot 10^8 \mu\text{m}^3$ para o grupo de blocos instrumentados com rotação contínua.

Estão também apresentados nas figuras 5 e 6 as boxplots com as repartições por quartil. O grupo dos blocos instrumentados com cinemática recíprocante apresenta uma mediana de $2.81 \cdot 10^9 \mu\text{m}^3$ e uma amplitude interquartil de $1.09 \cdot 10^9 \mu\text{m}^3$, enquanto que o grupo de blocos instrumentados com rotação contínua tem uma mediana de $3.12 \cdot 10^9 \mu\text{m}^3$ com uma amplitude interquartil de $8.36 \cdot 10^8 \mu\text{m}^3$. Os restantes dados estatísticos estão disponíveis em anexo (Tabelas 12 e 13).

Tabela 6. Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante em μm^3 (e mm^3).

Volume em μm^3 (e mm^3)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação	Variação (%)
Bloco 1	$2.14 \cdot 10^9$ (2.14)	$4.90 \cdot 10^9$ (4.90)	$2.76 \cdot 10^9$ (2.76)	128
Bloco 4	$1.92 \cdot 10^9$ (1.92)	$5.14 \cdot 10^9$ (5.14)	$3.22 \cdot 10^9$ (3.22)	168
Bloco 5	$1.46 \cdot 10^9$ (1.46)	$5.27 \cdot 10^9$ (5.27)	$3.80 \cdot 10^9$ (3.80)	260
Bloco 6	$1.85 \cdot 10^9$ (1.85)	$3.47 \cdot 10^9$ (3.47)	$1.62 \cdot 10^9$ (1.62)	87.7
Bloco 9	$4.63 \cdot 10^9$ (4.63)	$6.58 \cdot 10^9$ (6.58)	$1.96 \cdot 10^9$ (1.96)	42.3
Bloco 10	$2.89 \cdot 10^9$ (2.89)	$5.49 \cdot 10^9$ (5.49)	$2.60 \cdot 10^9$ (2.60)	89.8
Bloco 14	$2.00 \cdot 10^9$ (2.00)	$5.53 \cdot 10^9$ (5.53)	$3.53 \cdot 10^9$ (3.53)	176
Bloco 16	$4.00 \cdot 10^9$ (4.00)	$6.65 \cdot 10^9$ (6.65)	$2.64 \cdot 10^9$ (2.64)	66.0
Bloco 17	$3.25 \cdot 10^9$ (3.25)	$5.11 \cdot 10^9$ (5.11)	$3.86 \cdot 10^9$ (3.86)	306
Bloco 20	$1.47 \cdot 10^9$ (1.47)	$5.01 \cdot 10^9$ (5.01)	$3.53 \cdot 10^9$ (3.53)	240
Média	$2.56 \cdot 10^9$ (2.56)	$5.32 \cdot 10^9$ (5.32)	$2.95 \cdot 10^9$ (2.95)	156

Tabela 7. Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua em μm^3 (e mm^3).

Volume em μm^3 (e mm^3)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação	Variação (%)
Bloco 2	$2.02 \cdot 10^9$ (2.02)	$6.21 \cdot 10^9$ (6.21)	$4.01 \cdot 10^9$ (4.01)	199
Bloco 3	$1.51 \cdot 10^9$ (1.51)	$4.43 \cdot 10^9$ (4.43)	$2.92 \cdot 10^9$ (2.92)	194
Bloco 7	$2.05 \cdot 10^9$ (2.05)	$6.02 \cdot 10^9$ (6.02)	$3.97 \cdot 10^9$ (3.97)	194
Bloco 8	$3.50 \cdot 10^9$ (3.50)	$5.12 \cdot 10^9$ (5.12)	$1.62 \cdot 10^9$ (1.62)	46.2
Bloco 11	$3.44 \cdot 10^9$ (3.44)	$5.75 \cdot 10^9$ (5.75)	$2.31 \cdot 10^9$ (2.31)	67.1
Bloco 12	$2.34 \cdot 10^9$ (2.34)	$5.71 \cdot 10^9$ (5.71)	$3.37 \cdot 10^9$ (3.37)	144
Bloco 13	$1.93 \cdot 10^9$ (1.93)	$5.41 \cdot 10^9$ (5.41)	$3.47 \cdot 10^9$ (3.47)	180
Bloco 15	$2.14 \cdot 10^9$ (2.14)	$5.37 \cdot 10^9$ (5.37)	$2.22 \cdot 10^9$ (2.22)	150
Bloco 18	$1.97 \cdot 10^9$ (1.97)	$4.88 \cdot 10^9$ (4.88)	$2.91 \cdot 10^9$ (2.91)	148
Bloco 19	$1.92 \cdot 10^9$ (1.92)	$5.01 \cdot 10^9$ (5.01)	$3.01 \cdot 10^9$ (3.01)	157
Média	$2.28 \cdot 10^9$ (2.28)	$5.39 \cdot 10^9$ (5.39)	$3.08 \cdot 10^9$ (3.08)	148

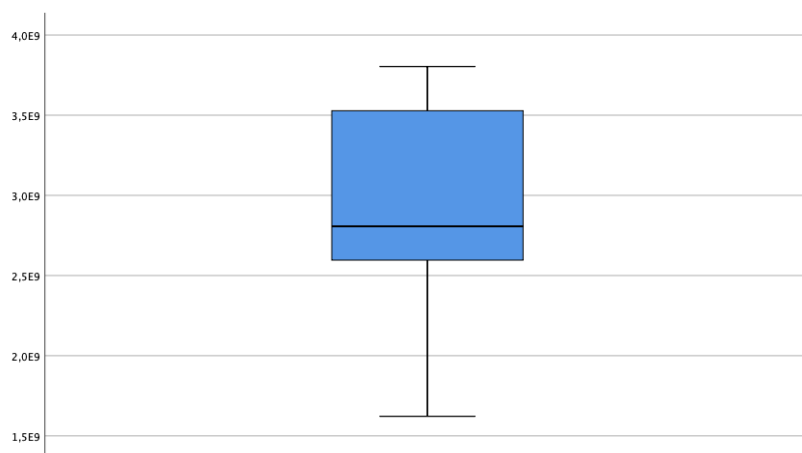


Figura 5. Variação do volume dos canais instrumentados com cinemática recíprocante (em μm³).

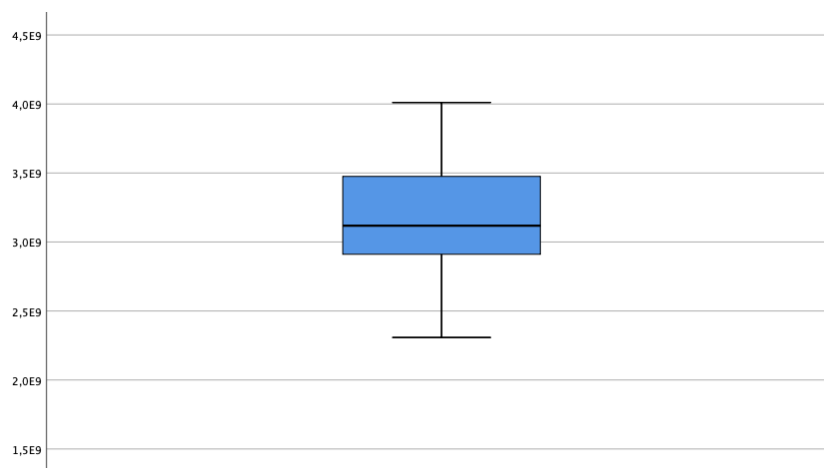


Figura 6. Variação do volume dos canais instrumentados com rotação contínua (em μm³).

7.3. Structure model index (SMI)

Os resultados a respeito do SMI estão apresentados na tabela 8 relativamente aos blocos instrumentados com cinemática recíprocante, e na tabela 9 para os blocos instrumentados com rotação contínua.

Observamos, a nível dos 2 grupos, um aumento geral do SMI, com um valor médio de 1.06 (42.4%) e um desvio padrão de 0.804 para o grupo dos blocos instrumentados com cinemática recíprocante, contra 0.806 (28.0%) e um desvio padrão de 0.516 para o grupo de blocos instrumentados com rotação contínua.

Estão também apresentados nas figuras 7 e 8 as boxplots com as repartições por quartil. O grupo de blocos instrumentados com cinemática recíprocante apresenta uma mediana de 1.05 e uma amplitude interquartil de 0.860, enquanto que o grupo de blocos instrumentados com rotação contínua tem uma mediana de 0.884 com uma amplitude interquartil de 0.685. Os restantes dados estatísticos estão disponíveis em anexo (Tabelas 14 e 15).

O SMI foi calculado informaticamente ao mesmo tempo que os parâmetros previamente apresentados a fim de analisar sua variação antes e após instrumentação (Haupt et al., 2020; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013).

Segundo a Bruker™ (Bruker™, Kontich, Bélgica), este calcula-se através da seguinte fórmula:

$$SMI = 6 \times \frac{S' \times V}{S^2}$$

Onde “S’ ” representa uma variação da superfície, V refere-se ao volume inicial do canal e “S” representa a sua superfície inicial.

Em consequência, este é proporcional à variação da superfície e ao volume inicial e ao contrário, inversamente proporcional à superfície inicial.

Este foi calculado, tal como no caso da superfície e do volume, antes e após instrumentação. Como previamente referido, o SMI varia de 0 a 4, sendo que 0 corresponde a um círculo perfeito, 3, a um cilindro e 4 a uma esfera (Peters, Laib, Rüeggsegger, Barbakow, 2000, citados por Haupt et al., 2020; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013).

No entanto, os valores obtidos através desta experiência não se enquadram nesta regra. Como apresentado nas tabelas 7 e 8, o SMI calculado nos canais após instrumentação ultrapassa o valor de 4 em 5 blocos instrumentados por cinemática recíprocante e em 4 blocos instrumentados via rotação contínua. Notamos também que nas condições iniciais, 2 canais do grupo um (atribuído à cinemática recíprocante) e um canal do grupo 2 (atribuído à rotação contínua) apresentam um SMI inicial também superior a 4.

Estas anomalias levam à dificuldade de interpretação do SMI a nível deste estudo.

Demais, podemos ver que em 2 casos, o SMI apresenta uma diminuição, ao contrário de todos os outros canais, em que o SMI se encontra aumentado. Tabela 1. Resultados da variação do SMI dos blocos submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante.

Tabela 8. Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com cinemática recíprocante. .

SMI (sem unidade)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação (valor absoluto)	Variação (%)
Bloco 1	3.33	4.04	0.71	21.5
Bloco 4	2.60	3.85	1.25	47.9
Bloco 5	2.85	4.36	1.50	52.7
Bloco 6	2.55	3.84	1.30	50.9
Bloco 9	4.21	4.92	0.71	16.7
Bloco 10	3.24	3.94	0.70	21.7
Bloco 14	2.60	3.46	0.86	33.1
Bloco 16	4.19	3.58	- 0.611	- 14.6
Bloco 17	1.90	4.32	2.42	127
Bloco 20	2.61	4.37	1.75	67.1
Média	3.20	4.07	1.06	42.4

Tabela 9. Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com rotação contínua.

SMI (sem unidade)	Pré instrumentação	Pós instrumentação	Variação (valor absoluto)	Variação (%)
Bloco 2	3.00	3.93	0.930	30.9
Bloco 3	2.90	4.19	1.29	44.5
Bloco 7	2.87	4.29	1.41	49.2
Bloco 8	4.50	4.28	- 0.22	- 4.89
Bloco 11	2.97	4.14	1.17	39.4
Bloco 12	3.08	3.72	0.639	20.8
Bloco 13	3.35	3.53	0.172	5.13
Bloco 15	3.01	3.85	0.839	27.9
Bloco 18	2.57	3.21	0.647	25.2
Bloco 19	2.79	3.97	1.18	42.3
Média	3.10	3.91	0.806	28.0

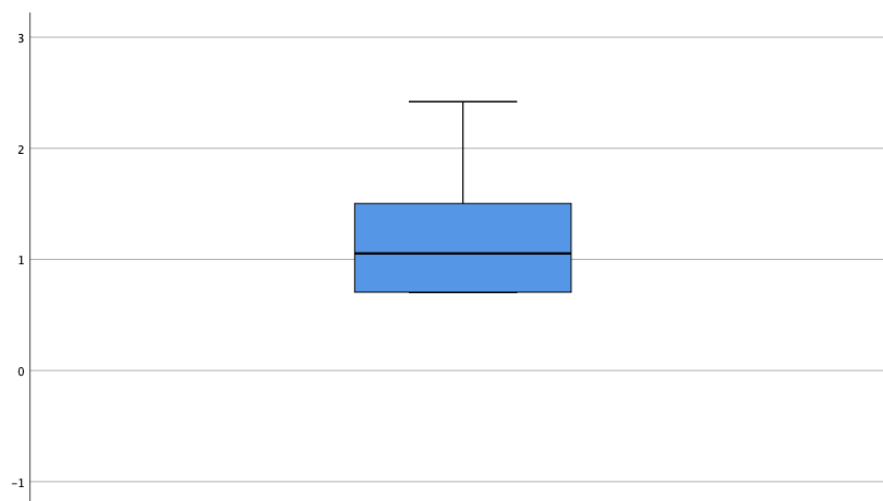


Figura 7. Variação do SMI dos canais instrumentados via cinemática recíprocante.

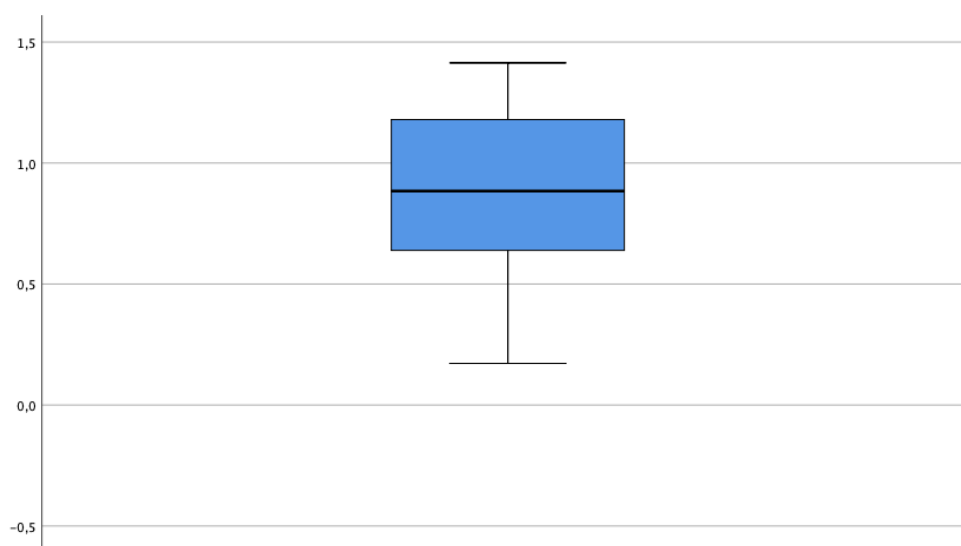


Figura 8. Variação do SMI dos canais instrumentados via rotação contínua.

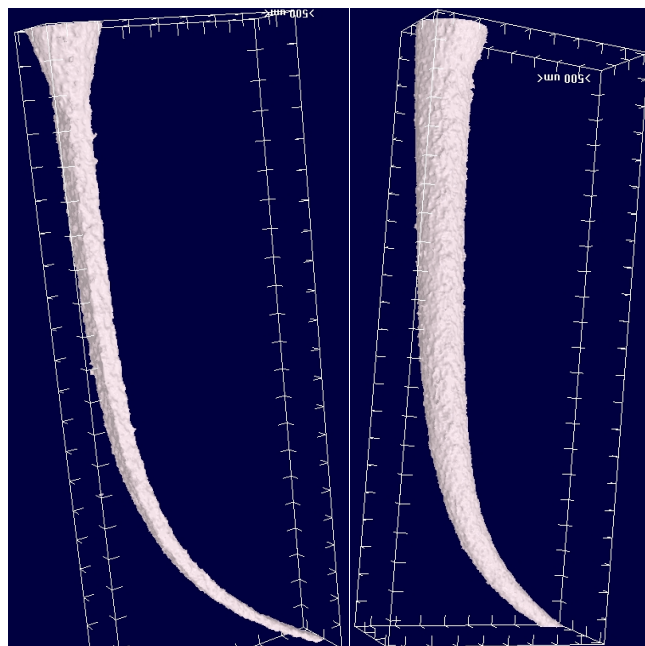


Figura 9. Bloco 14, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação via cinemática recíproca.

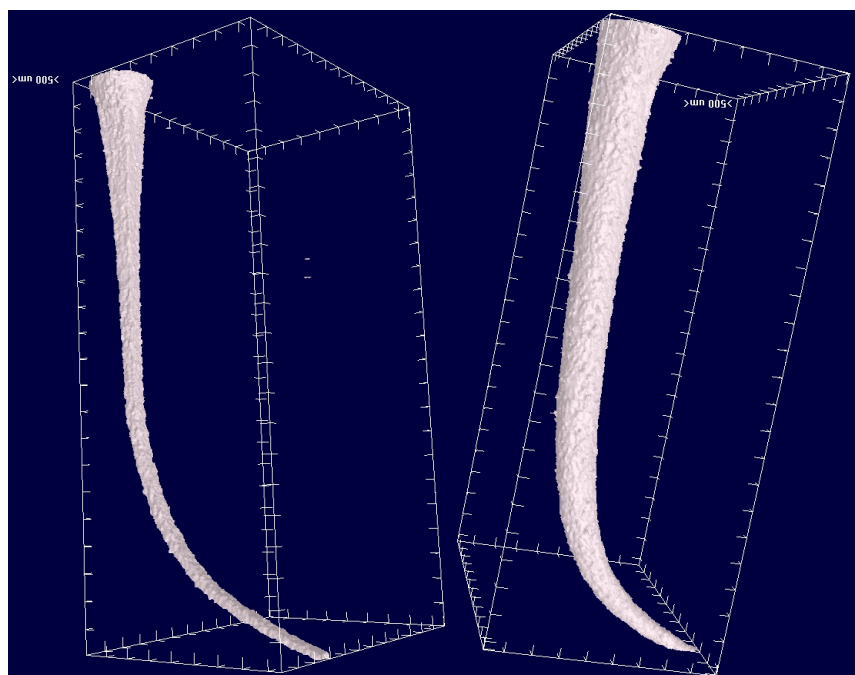


Figura 10. Bloco 12, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação via rotação contínua.

8. Discussão

Ainda não existem estudos que avaliem a quantidade ideal de dentina que deveria ser removida durante a instrumentação, no entanto, um desgaste exagerado poderá levar a uma fragilização do dente potenciando o risco de fratura do mesmo (Laurindo & De Figueiredo, 2016).

O desgaste dos dois primeiros terços deverá ser feito de tal forma que permita o acesso ao terço apical pelas soluções irrigantes e material obturador. A nível deste último terço, existe o risco de ocorrer “*zipping*” (forma de lágrima que se produz no forâmen apical na preparação de canais curvos e transporta a parte externa da curvatura) ou até mesmo perfuração. Estas situações podem contribuir para uma insuficiente descontaminação, promovendo assim a persistência da periodontite apical (Laurindo & De Figueiredo, 2016).

Dada a bibliografia consultada e respeitando os fatores de inclusão e de exclusão, não foram encontrados estudos que enquadrassem nas mesmas condições do que o presente estudo. Vilas-Boas et al., em 2011, apesar de terem realizado um estudo para comparar a lima **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha) nas cinemáticas recíprocante e de rotação contínua em blocos de acrílico, não estudaram as variações do volume, da superfície e do SMI, impossibilitando a sua comparação direta.

Capar et al., em 2014, com o recurso a um CBCT e a dentes naturais curvos e apresentando 2 canais individualizados, comparou vários sistemas, e considerou também a lima **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha). Cada lima foi utilizada para instrumentar 4 canais. Entre os parâmetros avaliados, encontram-se a variação do volume e da superfície. Os valores médios da angulação das curvaturas iniciais dos canais atribuídos ao sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) foram de $28.0^\circ \pm 5.71^\circ$, com valores extremos de 20.4° a 39.3° . O volume apresentou um valor médio de $2.12 \pm 0.65 \text{ mm}^3$, com valores máximo e mínimo de 1.0 e 3.23 mm^3 . Quanto à superfície, foi encontrado um valor médio de $18.3 \pm 4.33 \text{ mm}^2$ com valores extremos de 13.1 a 25.2 mm^2 . O valor médio da variação do volume dos canais foi de $3.51 \pm 1.73 \text{ mm}^3$, com valores extremos de 0.8 a 6.76 mm^3 enquanto que a variação da superfície foi de $10.63 \pm 6.09 \text{ mm}^2$, com valores extremos de variação indo de 1.97 a 24.29 mm^2 . Comparativamente ao nosso estudo, Capar et al. observaram um maior aumento do volume e

um aumento ligeiramente inferior da superfície. Apesar de cada lima ter servido para instrumentar 4 canais, foram distribuídos 20 dentes por cada sistema, tornando este mais fiável do que o nosso estudo.

Hwang et al., em 2014, também compararam limas de vários sistemas, entre as quais a lima **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha), com micro-CT. Tal como no estudo precedente, recorreu-se também a canais naturais apresentando uma curvatura de 20 a 45°. Foi atribuído um número de 15 dentes para cada sistema. O valor médio da variação do volume foi de $0.79 \pm 0.14 \text{ mm}^3$, sendo significativamente inferior ao valor do nosso estudo, ao contrário dos resultados obtidos por Capar et al., em 2014.

R. Gergi et al., em 2015, comparou, também com o recurso à tecnologia micro-CT, as limas **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha) com outros sistemas. Foram atribuídos a cada grupo uma amostra de 16 dentes, cada um apresentando 2 canais radiculares individualizados com uma curvatura acentuada. Entre os parâmetros estudados, foi analisada a variação da superfície. A lima provocou uma variação média da superfície do canal de $46.12 \pm 14.23 \text{ mm}^2$. Mais especificamente, a nível do terço apical, a lima provocou em média uma variação de $39.00 \pm 17.43 \text{ mm}^2$. A lima **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha) provocou também a eliminação, em média de $1.61 \pm 0.95 \text{ mm}^3$ de dentina. Se se considerar unicamente o terço apical, observou-se um aumento de $0.19 \pm 0.10 \text{ mm}^3$ de dentina removida.

Zanescio et al., em 2017, avaliaram, juntamente com outros sistemas, a variação do volume provocada pela instrumentação dos canais. Foram atribuídos 15 dentes naturais a cada grupo. A variação média do volume dos canais instrumentados pela lima **Reciproc® R25** (VDW®, Munique, Alemanha) foi de $4.288 \pm 1.060 \text{ mm}^3$, sendo um valor superior ao nosso estudo. Esta variação pode se explicar pela variação das condições iniciais dos canais, ou seja, se os canais deste estudo tinham um volume inferior aos canais do nosso estudo, então a variação após a instrumentação destes canais torna-se naturalmente maior. No entanto, como o volume inicial médio dos canais não está apresentado, torna-se impossível verificar esta possibilidade.

Sekiya et al., em 2018, avaliaram com o auxílio da tecnologia micro-CT, a capacidade de instrumentação de vários sistemas de limas, e em particular a lima R25 do sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) através da quantificação da variação do volume e da superfície de canais em blocos de acrílico com uma secção transversal em “C”. Estes foram obtidos a partir de um dente natural que foi analisado por micro-CT e posteriormente reproduzido em vários exemplares, todos com um comprimento de trabalho estabelecido a 9 mm. Observamos uma variação de $25.02 \pm 0.90 \text{ mm}^2$ para a superfície e $1.71 \pm 0.25 \text{ mm}^3$ para o volume. Observa-se uma variação do volume inferior ao presente estudo, podendo se explicar por um volume inicial superior, provocando assim uma variação inferior do volume. Relativamente à superfície, observa-se um aumento bastante superior quando comparado com este trabalho. Esta grande variação pode-se explicar pelo eventual aumento de irregularidades formadas na superfície do canal, que se encontrava mais lisa na situação inicial.

Camargo et al., em 2019, avaliaram, entre outros parâmetros, a variação do volume em 30 dentes naturais com um ângulo de curvatura situado entre 10 e 20°. Um dos modelos de limas selecionados neste estudo foi a **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha), ao qual foi atribuído um número de 8 dentes. Este estudo apresenta a mediana e os valores máximo e mínimo da variação do volume. Os autores encontraram uma mediana de 2.01 mm^3 , com um máximo de 5.53 mm^3 e um mínimo de 0.69 mm^3 . Verifica-se que o valor máximo é superior ao do nosso estudo e que o valor mínimo e a mediana são inferiores aos valores revelados no nosso estudo.

Filizola de Oliveira et al., em 2019, tal como nos estudos prévios, testaram limas de diferentes sistemas, entre as quais a lima **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha). Para este estudo, foram atribuídos 9 dentes para cada grupo, apresentando um ângulo de curvatura situado entre 25 a 50°. Os autores avaliaram a variação do volume, da superfície e do SMI, assim como outros parâmetros, que serão abordados posteriormente. Foi encontrada uma variação média do volume por dente de $3.96 \pm 2.56 \text{ mm}^3$, $9.32 \pm 3.50 \text{ mm}^2$ para a superfície e 0.34 ± 0.23 para o SMI. A variação do volume deste estudo encontra-se superior ao valor do nosso estudo, em oposição à variação da superfície e do SMI, que foram inferiores.

A capacidade de instrumentação das limas foi também avaliada graças a outros parâmetros, tais como a quantidade de *smear layer* remanescente dentro dos canais, centralização e o desvio do canal, o tempo de instrumentação, a proporção de paredes instrumentadas.

Vilas-Boas et al., em 2011, compararam a utilização da lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha) em cinemática recíprocante e rotação contínua em blocos de acrílico através do tempo de instrumentação e do desvio do canal na zona apical. Foram atribuídos 10 blocos para cada grupo. O primeiro grupo (cinemática recíprocante) permitiu instrumentar os blocos em 56.9 ± 7.4 segundos e provocou um desvio na porção média de 0.02 ± 0.06 mm, enquanto que o segundo grupo (rotação contínua) necessitou 48.5 ± 4.0 segundos para completar a instrumentação e não provocou nenhum desvio tanto na porção média como na porção apical. Podemos também realçar que houve uma fratura no grupo correspondente à rotação contínua. No entanto, este estudo apresenta como limitação o recurso a um método bidimensional (raio-X), (Vilas-Boas et al., 2011).

S. Bürklein et al., em 2012, com o recurso a dentes naturais apresentando canais curvos, e radiografias, comparou as limas R25 do sistema **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) com limas de outros sistemas. Os autores atribuíram 20 dentes a cada grupo. Mais especificamente, o grupo de dentes instrumentados pela lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha) apresentava em média uma curvatura de $32.5 \pm 4.80^\circ$. Foi avaliado o tempo de instrumentação, a retificação do canal e a quantidade de *smear layer*. Estas limas permitiram instrumentar os canais em 73.1 ± 12.2 segundos e provocaram uma retificação dos canais de $3.15 \pm 2.49^\circ$, com uma variação de 0 a 8° nas piores situações. Constatou-se também uma ligeira acumulação de *Smear layer* no interior dos canais, que aumenta ao aproximar-se do ápex dos canais.

Yoo & Cho, em 2012, opuseram a lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha), a diferentes limas de outros sistemas. Foram atribuídos a cada sistema 5 canais em blocos de acrílico, apresentando todos um comprimento de trabalho de 19 mm, dividido em 2 porções, uma de 13 mm, reta, e uma porção de 6 mm, curva, com um ângulo de 40° e que se termina no ápex dos canais. Foram tiradas fotografias a partir de um microscópio. Foi avaliada a quantidade de resina eliminada, em 10 pontos, a nível das paredes côncavas e convexas dos canais graças à sobreposição de fotografias obtidas com o microscópio. Este estudo revelou

um desgaste cada vez mais importante com o afastamento do ápex, a nível das paredes convexas dos canais enquanto que, a nível das paredes côncavas, observou-se uma diminuição do desgaste em dois pontos, a nível do início da curvatura. Na parede convexa, observou-se, em média, um desgaste médio de $91.52 \pm 7.98 \mu\text{m}$ no ponto mais afastado do ápex e $343.80 \pm 18.29 \mu\text{m}$ a nível do ponto mais próximo do ápex. Em comparação, na parede côncava, o ponto mais afastado do ápex apresentou um desgaste $135 \pm 32.15 \mu\text{m}$ enquanto que o ponto mais próximo apresentou um desgaste de $320.67 \pm 8.38 \mu\text{m}$.

R. Gergi et al., em 2015, no mesmo estudo previamente abordado, analisaram também a centralização e desvio do canal, a percentagem de parede não instrumentada. Relativamente à centralização, os autores encontraram valores de 0.54 ± 0.12 , 0.58 ± 18 e 0.52 ± 0.089 para os terços cervical, médio e apical respetivamente. A lima **Reciproc**[®] R25 (VDW[®], Munique, Alemanha) provocou também um desvio do canal de $0.05 \pm 0.09 \text{ mm}$ no terço coronal, $0.06 \pm 0.08 \text{ mm}$ no terço médio e $0.07 \pm 0.07 \text{ mm}$ no terço apical. No que concerne a percentagem de parede não instrumentada, considerando a totalidade do canal, observou-se que $20.55 \pm 19.13 \%$ da totalidade da parede não foi instrumentada. Mais especificamente, a nível do terço apical, constatou-se $25.00 \pm 18.59 \%$ de parede não instrumentada.

Ordinola-Zapata e colaboradores, em 2014, compararam, com o recurso à tecnologia micro-CT e a radiografias, o sistema **Reciproc**[®] R25 (VDW, Munique, Alemanha) com outro sistema de limas. Foram reproduzidos, a partir da recolha dos ficheiros numa base de dados 2 modelos em 3 dimensões de dois dentes no objetivo de padronizar as características das amostras. Um deles apresenta uma curvatura progressiva, de 63° enquanto que o segundo tem uma raiz em forma de “S”, com uma curvatura apical de 21° e outra curvatura de 32° . O sistema não provocou nenhum *zipping*, degrau, perfuração, e também não ocorreu fratura das limas. Foram analisados o desvio dos canais, através de radiografias, e a variação da espessura de resina eliminada em diferentes porções dos canais através de uma análise em micro-CT. Neste estudo, ao contrário de outros estudos que também analisaram o desvio do canal, este não foi analisado através da formula clássica, mas através da sobreposição das radiografias antes e após instrumentação. Foi assim medida a variação de um ângulo em vez da variação de uma medida métrica. A nível da raiz com a curvatura de 63° , as limas **Reciproc**[®] R25 (VDW, Munique, Alemanha) provocaram um desvio de aproximadamente 1° , enquanto que nos canais apresentando as 2 curvaturas, na curvatura mais apical, as limas provocaram um desvio de 2.3

$\pm 0.7^\circ$ enquanto que para a curvatura situada mais a coronal da raiz, as limas provocaram um forte desvio de $18.4 \pm 1.2^\circ$. Relativamente à variação da espessura da resina, esta foi avaliada em 10 pontos, em que o primeiro situa-se a 1 mm do ápex. Os restantes foram posicionados sucessivamente a 1 mm de distância de cada um. Considerando em primeiro o canal em forma de “S”, no ponto situado a um mm do ápex, observa-se uma variação de 0.28 ± 0.05 mm e 0.46 ± 0.08 mm nas paredes mesial e distal, respetivamente. A nível do ponto mais coronal, foi calculada uma variação de 1.66 ± 0.02 mm para a parede mesial, contra 0.93 ± 0.08 mm para a parede distal. Relativamente ao canal com a curvatura de 63° , no ponto mais apical, observou-se uma variação da espessura da parede de 0.77 ± 0.07 mm para a parede mesial e 0.66 ± 0.05 mm para a parede distal, enquanto que no ponto mais coronal, observou-se uma diminuição de 1.62 ± 0.09 mm a mesial e 1.44 ± 0.02 mm a distal.

Nazari e colaboradores, em 2014, compararam o desvio provocado por 2 sistemas de limas, em que um deles era o sistema **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha), utilizando a técnica de CBCT para realizar os scans dos dentes. Foram atribuídos a cada sistema 20 dentes, com um comprimento de trabalho mínimo de 19 mm e uma curvatura de 15 a 30° . Foram analisados o desvio e a centralização dos canais. Relativamente ao desvio, foi encontrado, no sentido mesio-distal um valor de 0.08 ± 0.09 mm, 0.09 ± 0.09 mm e 0.04 ± 0.06 mm, a 3, 4 e 5 mm do comprimento de trabalho, respetivamente, o que traduz um desvio geral do canal para mesial. No eixo vestibulo-lingual, o desvio foi de 0.09 ± 0.75 mm, 0.09 ± 0.68 mm e 0.13 ± 0.08 mm a 3, 4 e 5 mm do comprimento de trabalho, respetivamente, traduzindo um desvio do canal para lingual.

Nabavizadeh et al., em 2014, compararam também a lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha) com outro sistema. Para tal, foram selecionados 60 dentes naturais divididos em 2 grupos. Cada dente apresentava uma curvatura de 25 a 35° . Foi analisado o desvio do canal através de análises Rx, a 0.5, 1, 2, 3, 4, 5 mm do comprimento de trabalho. Os resultados foram obtidos através da realização de duas radiografias antes e após instrumentação. Estas foram ulteriormente sobrepostas para poder analisar o desvio do canal. O sistema **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) provocou assim 0.048 ± 0.0028 mm, 0.042 ± 0.0028 mm, 0.035 ± 0.0031 mm, 0.025 ± 0.0031 mm, 0.017 ± 0.0020 mm, 0.011 ± 0.0040 mm, a 0.5, 1, 2, 3, 4 e 5 mm do comprimento de trabalho, respetivamente.

Capar et al., em 2014, pretenderam também, no mesmo estudo previamente abordado, analisar o desvio, a centralização e a retificação. A lima **Reciproc**[®] R25 (VDW Moghadam, Munique, Alemanha) provocou, em média, uma retificação de $3.48 \pm 2.60^\circ$, com um mínimo de 0.0° e um máximo de 10.1° . Relativamente ao desvio do canal, o sistema provocou um desvio de 0.29 ± 0.41 mm, com valores extremos de 0 e 1 mm no terço apical. No terço médio, ocorreu um desvio médio de 0.44 ± 0.45 mm, com um máximo de 0 e um mínimo de 1. Por fim, no terço coronal, ocorreu um desvio de 0.39 ± 0.41 mm com um valor máximo de 1 e um mínimo de 0. Quanto à centralização, esta foi em média de 0.07 ± 0.06 , com um máximo de 0.02 e um mínimo de 0 no terço apical. A nível do terço médio, esta foi de 0.085 ± 0.09 com valores extremos de 0 a 0.3, e finalmente, a nível do terço coronal, os valores médios foram 0.18 ± 0.12 , com extremos indo de 0 a 0.4.

O estudo de Hwang et al., em 2014, previamente abordado, também avaliou a tendência da lima R25 do sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) em provocar um desvio do canal a nível dos três terços. A nível do terço coronal, ocorreu um desvio de -0.11 ± 0.08 mm. Observa-se também um desvio do canal nos 2 outros terços, sendo de -0.10 ± 0.03 mm e 0.07 ± 0.03 mm para os terços médio e apical, respetivamente. Um valor negativo, segundo os autores, exprime um desvio externo enquanto que um valor positivo indica um desvio interno.

S. Bürklein e colaboradores, em 2014, com o uso de blocos de acrílico apresentando canais com dupla curvatura, verificaram a tendência das limas em provocar um desvio nos canais pela lima R25 do sistema **Reciproc**[®] (VDW, Munique, Alemanha) e outros sistemas, foi também verificado o tempo de instrumentação necessário em função do uso, ou não de uma lima manual para pré instrumentar os canais. A lima **Reciproc**[®] 25 (VDW[®], Munique, Alemanha) demorou, em média 121.7 ± 21.7 segundos se o canal for pré instrumentado, enquanto que demorou 154.4 ± 41.3 segundos se o canal não for pré instrumentado, sendo esta diferença significativa. Relativamente à tendência para o desvio do canal, a 1 mm do comprimento de trabalho, esta foi, em média, de 0.10 ± 0.05 mm em caso de pré instrumentação e 0.13 ± 0.06 quando o canal não foi pré instrumentado. A 5 mm de comprimento de trabalho, a tendência para transporte do canal foi de -0.24 ± 0.01 mm quando o canal é pré instrumentado e de -0.23 ± 0.01 , sendo estes resultados, nas 2 situações, praticamente iguais. Os valores negativos indicam, neste estudo, um desvio do canal em direção da parede convexa do canal, e no caso contrário, se o valor for negativo, indica um desvio para a parede côncava do canal.

Saber et al, em 2015 compararam diferentes sistemas, através de radiografias antes e após instrumentação, com dentes naturais com canais curvos. O sistema **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) foi um dos sistemas incluídos neste estudo. Foram atribuídos 20 dentes a cada sistema com uma curvatura de 25 a 35°. Foram estudados a retificação do canal, o transporte e o tempo necessário para instrumentar um canal. A lima R25 do sistema **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) provocou uma retificação de $1.60 \pm 0.33^\circ$, um desvio de 0.04 ± 0.01 mm. O tempo médio necessário para completar a instrumentação de cada canal foi de 81 ± 10.3 segundos.

S. Bürklein et al., em 2013, com o recurso a radiografias, compararam os sistemas **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha) com outros sistemas, relativamente ao tempo de instrumentação e à retificação dos canais. Foram selecionados 80 canais radiculares, com uma curvatura de 25 a 35°. A lima R25 do sistema **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) permitiu neste estudo de completar a preparação dos canais em um tempo médio de 75.5 ± 24.6 segundos. Relativamente à retificação do canal, o ângulo da curvatura foi reduzido de $1.35 \pm 1.17^\circ$, e tendo um valor mínimo de 0° e um máximo de 4° .

Khoshbin e colaboradores, em 2017, recorreram a dentes naturais e à sobreposição de radiografias para comparar vários sistemas, entre os quais o sistema **Reciproc®** (VDW®, Munique, Alemanha). Foi atribuído a cada sistema um grupo de 25 dentes naturais. As paredes dos canais foram recobertas de um produto de contraste no objetivo de avaliar a capacidade de cada sistema em remover o produto aplicado. Após este passo, foi efetuada uma radiografia que representa a situação inicial do canal. Após a instrumentação do canal, é efetuada uma nova radiografia. No objetivo de padronizar os resultados, os dentes assim como o sensor utilizado ocuparam sempre o mesmo lugar no momento das radiografias. O cálculo foi efetuado informaticamente, originando uma imagem que representa a diferença do produto de contraste entre as 2 radiografias. A lima **Reciproc®** R25 (VDW, Munique, Alemanha) conseguiu, em média remover 78.23 ± 15.65 % de produto de contraste na porção mais apical do canal, enquanto que na porção coronal, só removeu 63.97 ± 15.40 % do produto de contraste.

D'Amario et al., em 2017, através de radiografias e do recurso a blocos de acrílico, compararam o sistema **Reciproc®** (VDW, Munique, Alemanha) com vários sistemas com as respetivas

limas # 25 de cada sistema. Foram avaliadas as variações do transporte do canal a nível apical, e da curvatura em dentes naturais através da sobreposição de duas radiografias. Foi também avaliado o tempo médio necessário para instrumentar os canais. Foram atribuídos quinze dentes naturais a cada sistema de limas e não foram observadas variações significativas entre os diferentes sistemas. A lima **Reciproc**[®] R25 (VDW, Munique, Alemanha) provocou uma retificação do canal de $2.92 \pm 0.41^\circ$. Esta provocou também um desvio do canal, na zona do ápex, de 0.9 ± 0.02 mm. Cada instrumentação com este sistema demorou, em média 108.79 ± 12.65 segundos.

Mesgarani et al., em 2018, através do uso de CBCT, avaliaram a centralização e o desvio dos canais. A lima R25 do sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) foi avaliada conjuntamente com outro sistema. O sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) apresentou um desvio de -0.01 ± 0.15 mm a um mm do comprimento de trabalho, -0.05 ± 0.19 mm a dois mm do comprimento de trabalho e 0.05 ± 0.11 mm a três mm do comprimento de trabalho. Os valores positivos exprimem um desvio para mesial, e ao contrário, um desvio negativo implica uma deslocação do canal para distal. Relativamente à centralização, o sistema **Reciproc**[®] (VDW[®], Munique, Alemanha) obteve um valor de 0.46 ± 0.30 a 1 mm de comprimento de trabalho, 0.33 ± 0.24 a 2 mm do comprimento de trabalho, 0.60 ± 0.31 a 3 mm de comprimento de trabalho, 0.4018 ± 0.28 a 4 mm do comprimento de trabalho e 0.51 ± 0.29 a 5 mm do comprimento de trabalho, sendo que, quanto mais perto de 1, melhor a centralização.

Camargo e colaboradores, em 2019, no mesmo estudo previamente citado, avaliaram também a capacidade da lima **Reciproc**[®] R25 (VDW, Munique, Alemanha), e de outros sistemas nas suas capacidades de centralização, nas suas tendências em provocar um desvio do canal assim como na quantidade de desgaste que provocam com a avaliação da variação da espessura dentinária. Na porção mais apical dos canais, a mediana do desvio do canal foi de 0.08 mm, com desvios extremos de -0.09 mm e 0.27 mm, sendo o valor mais baixo que a lima apresentou. Um valor positivo indica um desvio do canal para mesial, e ao contrário, um valor negativo traduz um desvio do canal para distal. Relativamente à capacidade de centralização, na porção mais apical, a mediana foi de 0.45, com valores extremos de -0.30 a 0.69. A mediana da variação da espessura da parede distal foi de 0.47 mm, com um valor máximo de 1.01 mm e um desgaste mínimo de 0.01 mm.

O estudo de Filizola de Oliveira et al., em 2019, previamente mencionado, para além dos parâmetros já apresentados, pretendeu também avaliar a área e o perímetro de cortes transversais dos canais. Os sistemas **Reciproc**[®] (VDW, Munique, Alemanha) revelou um aumento do perímetro e da superfície dos cortes transversais, à medida que se afastam da zona apical. No terço coronal, o aumento médio da superfície do corte e do seu perímetro foram respetivamente, $0.69 \pm 0.26 \text{ mm}^2$ e $1.42 \pm 0.66 \text{ mm}$. No terço médio, a média da variação da superfície foi $0.38 \pm 0.18 \text{ mm}^2$ e de $0.93 \pm 0.45 \text{ mm}$ para o perímetro. Finalmente, no terço apical, o aumento médio da superfície foi de $0.10 \pm 0.05 \text{ mm}^2$ e $0.39 \pm 0.20 \text{ mm}$ para o perímetro.

Muñoz et al., em 2014, tentaram determinar a influencia da experiencia do operador na qualidade da instrumentação. O sistema **Reciproc**[®] (VDW, Munique, Alemanha) parece não ser significativamente influenciado pela experiencia do operador. Foram analisados os diferentes parâmetros: superfície, alargamento, desvio e tempo de instrumentação. Foram encontradas ligeiras diferenças em termos de alargamento, a nível da porção inicial da curvatura, que se encontrou superior para os canais instrumentados por indivíduos inexperientes. Notou-se também um desvio mais importantes em 2 localizações, antes das curvaturas. Os indivíduos experientes também completaram a instrumentação mais rapidamente que os participantes novatos.

Deve-se também salientar a problemática do SMI, que apresenta valores anormais, diferentes do que prevê a sua definição. Este, de acordo com a bibliografia consultada, apresenta valores questionáveis a nível deste estudo. Demais, as variações obtidas também encontram-se bastante superiores aos valores consultados (Haupt et al., 2020; Pérez Morales et al., 2021; Thomas et al., 2020; Versiani et al., 2013). No entanto, o SMI foi avaliado da mesma forma, antes e após instrumentação, tal como descrito na bibliografia consultada (Haupt et al., 2020). Assim, este foi submetido a análise estatística tal como o volume e a superfície.

Temos também de notar que este estudo foi realizado em blocos de acrílico, enquanto poderia ter sido feito em canais de dentes naturais. Foi escolhida esta opção no objetivo de limitar o máximo possível a variação da configuração dos canais, o que seria mais difícil realizar com dentes naturais. No entanto, Khalilak et al., em 2008 validaram utilização de blocos de acrílico de alta rigidez como substituto a dentes naturais. (Khalilak et al., 2008).

9. Conclusão

Este estudo permitiu comparar a cinemática recíproca com a rotação contínua, em canais semelhantes em blocos de acrílico através de um mesmo modelo de limas, a lima **Reciproc®** R25 (VDW®, Munique, Alemanha). Concluímos que nestas condições, não existem variações significativas a nível das variações dos parâmetros estudados, os quais são a superfície, o volume e o SMI.

Entre as limitações deste estudo, podemos citar a experiência limitada do operador, ainda estudante, assim como já mencionado, o uso de blocos artificiais, que contudo, permitiram uma homogeneidade relativa das amostras, ao detrimento do uso de canais naturais. O tamanho reduzido das amostras constitui também uma limitação neste estudo.

Esta conclusão deverá ser verificada, idealmente através da tecnologia micro-CT, com modelos de limas diferentes e um número de cinemáticas mais importante também.

10. Referências bibliográficas

- Abou El Nasr, H. M., & Abd El Kader, K. G. (2014). Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. *Journal of Endodontics*, 40(6), 849–851. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.09.020>
- Alves, F. R. F., Rôças, I. N., Almeida, B. M., Neves, M. A. S., Zoffoli, J., & Siqueira, J. F. (2012). Quantitative molecular and culture analyses of bacterial elimination in oval-shaped root canals by a single-file instrumentation technique. *International Endodontic Journal*, 45(9), 871–877. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2012.02045.x>
- Aminsobhani, M., Meraji, N., & Sadri, E. (2015). Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of Five Nickel Titanium Rotary File Systems with Different Manufacturing Techniques. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(9), 636–646. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27148374> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4854742>
- Ashwinkumar, V., Krithikadatta, J., Surendran, S., & Velmurugan, N. (2014). Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: An SEM study. *International Endodontic Journal*, 47(7), 622–627. <https://doi.org/10.1111/iej.12197>
- Bardsley, S., Peters, C. I., & Peters, O. A. (2011). The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, 37(6), 860–864. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.01.022>
- Bortoluzzi, E. A., Carlon, D., Meghil, M. M., El-Awady, A. R., Niu, L., Bergeron, B. E., Susin, L., Cutler, C. W., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2015). Efficacy of 3D conforming nickel titanium rotary instruments in eliminating canal wall bacteria from oval-shaped root canals. *Journal of Dentistry*, 43(5), 597–604. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.01.001>
- Bouska, J., Justman, B., Williamson, A., Delong, C., & Qian, F. (2012). Resistance to cyclic fatigue failure of a new endodontic rotary file. *Journal of Endodontics*, 38(5), 667–669. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.01.016>
- Braga, L. C. M. oreir., Faria Silva, A. C. ristin., Buono, V. T. ade. L., & de Azevedo Bahia, M. G. uioma. (2014). Impact of heat treatments on the fatigue resistance of different rotary nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1494–1497. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.03.007>

- Bürklein, S., Hinschitza, K., Dammaschke, T., & Schäfer, E. (2012). Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *International Endodontic Journal*, 45(5), 449–461. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01996.x>
- Bürklein, S., Poschmann, T., & Schäfer, E. (2014). Shaping ability of different nickel-titanium systems in simulated S-shaped canals with and without glide path. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1231–1234. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.01.043>
- Bürklein, Sebastian, Tsotsis, P., & Schäfer, E. (2013). Incidence of dentinal defects after root canal preparation: Reciprocating versus rotary instrumentation. *Journal of Endodontics*, 39(4), 501–504. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.045>
- Camargo, E. J., Duarte, M. A. H., Marques, V. A. S., Só, M. V. R., Duque, J. A., Alcalde, M. P., & Vivan, R. R. (2019). The ability of three nickel–titanium mechanized systems to negotiate and shape MB2 canals in extracted maxillary first molars: a micro-computed tomographic study. *International Endodontic Journal*, 52(6), 847–856. <https://doi.org/10.1111/iej.13056>
- Çapar, I. D., & Arslan, H. (2016). A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *International Endodontic Journal*, 49(2), 119–135. <https://doi.org/10.1111/iej.12432>
- Capar, I. D., Ertas, H., Ok, E., Arslan, H., & Ertas, E. T. (2014). Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. *Journal of Endodontics*, 40(6), 852–856. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.10.010>
- Cheung, G. S. P. (2010). Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *British Dental Journal*, 208(1), 13–13. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2010.21>
- Cheung, G. S. P., & Liu, C. S. Y. (2009). A Retrospective Study of Endodontic Treatment Outcome between Nickel-Titanium Rotary and Stainless Steel Hand Filing Techniques. *Journal of Endodontics*, 35(7), 938–943. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.04.016>
- D’Amario, M., De Angelis, F., Mancino, M., Frascaria, M., Capogreco, M., & D’Arcangelo, C. (2017). Canal shaping of different single-file systems in curved root canals. *Journal of Dental Sciences*, 12(4), 328–332. <https://doi.org/10.1016/j.jds.2017.03.001>
- Dan Ammon, Vincent Shotton, Yong Gao, R. M. (2014). Endodontic Instruments and Methods of Manufacturing Thereof. *DENTSPLY International Inc., York, PA, US*, 2(12), 1–45.

- Ersoy, I., Kol, E., Demirhan Uygun, A., Tanriver, M., & Seckin, F. (2016). Comparison of cyclic fatigue resistance between different NiTi instruments with 4% taper. *Microscopy Research and Technique*, 79(5), 345–348. <https://doi.org/10.1002/jemt.22636>
- Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., & Zaccaro Scelza, M. (2017). Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review. *International Endodontic Journal*, 50(2), 143–152. <https://doi.org/10.1111/iej.12613>
- Ferrer-Luque, C. M., Bejarano, I., Ruiz-Linares, M., & Baca, P. (2014). Reduction in *Enterococcus faecalis* counts - A comparison between rotary and reciprocating systems. *International Endodontic Journal*, 47(4), 380–386. <https://doi.org/10.1111/iej.12158>
- Fidler, A. (2014). Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: The difference between actual and set values. *Journal of Endodontics*, 40(7), 990–994. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.008>
- Filizola de Oliveira, D. J., Leoni, G. B., da Silva Goulart, R., Sousa-Neto, M. D. de, Silva Sousa, Y. T. C., & Silva, R. G. (2019). Changes in Geometry and Transportation of Root Canals with Severe Curvature Prepared by Different Heat-treated Nickel-titanium Instruments: A Micro-computed Tomographic Study. *Journal of Endodontics*, 45(6), 768–773. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.02.018>
- Gambarini, G. (2000). Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Dental Traumatology*, 16(3), 95–100. <https://doi.org/10.1034/j.1600-9657.2000.016003095.x>
- Gao, Y., Gutmann, J. L., Wilkinson, K., Maxwell, R., & Ammon, D. (2012). Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of profile vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 38(3), 398–401. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.004>
- Gavini, G., Caldeira, C. L., Akisue, E., Candeiro, G. T. D. M., & Kawakami, D. A. S. (2012). Resistance to flexural fatigue of reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *Journal of Endodontics*, 38(5), 684–687. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.12.033>
- Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C. L., Machado, M. E. de L., Freire, L. G., Iglecias, E. F., Peters, O. A., & Candeiro, G. T. de M. (2018). Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Brazilian Oral Research*, 32, 44–65. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0067>

- Generali, L., Puddu, P., Borghi, A., Brancolini, S., Lusvarghi, L., Bolelli, G., Consolo, U., & Pedullà, E. (2020). Mechanical properties and metallurgical features of new and ex vivo used Reciproc Blue and Reciproc. *International Endodontic Journal*, 53(2), 250–264. <https://doi.org/10.1111/iej.13214>
- Gergi, R., Osta, N., Bourbouze, G., Zgheib, C., Arbab-Chirani, R., & Naaman, A. (2015). Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. *International Endodontic Journal*, 48(2), 162–170. <https://doi.org/10.1111/iej.12296>
- Goo, H. J., Kwak, S. W., Ha, J. H., Pedullà, E., & Kim, H. C. (2017). Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 43(11), 1872–1877. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.05.025>
- Haupt, F., Pult, J. R. W., & Hülsmann, M. (2020). Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of 3 Reciprocating Single-File Nickel-Titanium Systems on Single- and Double-Curved Root Canals. *Journal of Endodontics*, 46(8), 1130–1135. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.05.005>
- Hecksher, F., Vidigal, B., Coelho, P., Otoni, D., Alvarenga, C., & Nunes, E. (2018). Endodontic Treatment in Artificial Deciduous Teeth by Manual and Mechanical Instrumentation: A Pilot Study. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 11(6), 510–512. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10005-1566>
- Higuera, O., Plotino, G., Tocci, L., Carrillo, G., Gambarini, G., & Jaramillo, D. E. (2015). Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals. *Journal of Endodontics*, 41(6), 913–915. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2015.01.023>
- Hoppe, C. B., Böttcher, D. E., Justo, A. M., Só, M. V. R., & Grecca, F. S. (2016). Comparison of curved root canals preparation using reciprocating, continuous and an association of motions. *Scanning*, 38(5), 462–468. <https://doi.org/10.1002/sca.21297>
- Hou, X. M., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T., & Suda, H. (2011). Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 44(3), 253–258. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2010.01818.x>
- Hwang, Y. H., Bae, K. S., Baek, S. H., Kum, K. Y., Lee, W., Shon, W. J., & Chang, S. W. (2014). Shaping ability of the conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: A comparative study using micro-computed tomography. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1186–1189. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.032>

- Iacono, F., Pirani, C., Generali, L., Bolelli, G., Sassatelli, P., Lusvarghi, L., Gandolfi, M. G., Giorgini, L., & Prati, C. (2017). Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *International Endodontic Journal*, 50(3), 303–313. <https://doi.org/10.1111/iej.12620>
- Karataş, E., Arslan, H., Kirici, D., Alsancak, M., & Çapar, I. D. (2016). Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: Reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *International Endodontic Journal*, 49(4), 382–385. <https://doi.org/10.1111/iej.12461>
- Khalilak, Z., Fallahdoost, A., Dadresanfar, B., & Rezvani, G. (2008). Comparison of extracted teeth and simulated resin blocks on apical canal transportation. *Iranian Endodontic Journal*, 3(4), 109–112. <https://doi.org/10.22037/iej.v3i4.936>
- Khoshbin, E., Shokri, A., Donyavi, Z., Shahriari, S., Salehimehr, G., Farhadian, M., & Kavandi, Z. (2017). Comparison of the root canal debridement ability of two single file systems with a conventional multiple rotary system in long oval-shaped root canals: In vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 9(8), e939–e944. <https://doi.org/10.4317/jced.52977>
- Kim, H. C., Kwak, S. W., Cheung, G. S. P., Ko, D. H., Chung, S. M., & Lee, W. (2012). Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc Versus WaveOne. *Journal of Endodontics*, 38(4), 541–544. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.11.014>
- Koçak, S., Koçak, M. M., Sağlam, B. C., Türker, S. A., Sağsen, B., & Er, Ö. (2013). Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems. *Journal of Endodontics*, 39(10), 1278–1280. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.06.013>
- Kumar, B. S., Pattanshetty, S., Prasad, M., Soni, S., Pattanshetty, K. S., & Prasad, S. (2013). An in-vitro Evaluation of canal transportation and centering ability of two rotary Nickel Titanium systems (Twisted Files and Hyflex files) with conventional stainless Steel hand K-flexofiles by using Spiral Computed Tomography. *Journal of International Oral Health : JIOH*, 5(5), 108–115. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24324313> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3845293>
- Larsen, C. M., Watanabe, I., Glickman, G. N., & He, J. (2009). Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, 35(3), 401–403. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.010>

- Laurindo, F. V., & De Figueiredo, J. A. P. (2016). Reciprocating versus Rotary instruments: A review. *Revista Odonto Ciencia*, 31(3), 135–139. <https://doi.org/10.15448/1980-6523.2016.3.20917>
- Lopes, H. P., Gambarra-Soares, T., Elias, C. N., Siqueira, J. F., Inojosa, I. F. J., Lopes, W. S. P., & Vieira, V. T. L. (2013). Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-Wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *Journal of Endodontics*, 39(4), 516–520. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.12.006>
- Mangat, P., Raina, A. A., Vaidya, S., Bhattacharya, A., Dhingra, A., & Sharma, V. (2018). Torque and Speed in Endodontics : A Review. *International Journal of Oral Care and Research*, 6(June), 97–100.
- Marciano, M., Duarte, M., Ordinola-Zapata, R., Carpio-Perochena, A., Cavenago, B., Villas-Bôas, M., Minotti, P., Bramante, C., & Moraes, I. (2012). Applications of Micro-Computed Tomography in Endodontic Research. *Current Microscopy Contributions to Advances in Science and Technology*, April 2015, 782–788.
- Martinho, F. C., Gomes, A. P. M., Fernandes, A. M. M., Ferreira, N. S., Endo, M. S., Freitas, L. F., & Camões, I. C. G. (2014). Clinical comparison of the effectiveness of single-file reciprocating systems and rotary systems for removal of endotoxins and cultivable bacteria from primarily infected root canals. *Journal of Endodontics*, 40(5), 625–629. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.006>
- Mesgarani, A., Hamidi, M. R., Haghanifar, S., Naiemi, S., & Bijani, A. (2018). Comparison of apical transportation and centering ability of Mtwo and Reciproc R25 in severely curved canals using cone beam computed tomography. *Dental Research Journal*, 15(1), 57–62. <https://doi.org/10.4103/1735-3327.223620>
- Muñoz, E., Forner, L., & Llena, C. (2014). Influence of operator's experience on root canal shaping ability with a rotary nickel-titanium single-file reciprocating motion system. *Journal of Endodontics*, 40(4), 547–550. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.08.027>
- Nabavizadeh, M., Abbaszadegan, A., Khojastepour, L., Amirhosseini, M., & Kiani, E. (2014). A comparison of apical transportation in severely curved canals induced by reciproc and BioRaCe systems. *Iranian Endodontic Journal*, 9(2), 117–122.
- Nazari Moghadam, K., Shahab, S., & Rostami, G. (2014). Canal transportation and centering ability of twisted file and Reciproc: A cone-beam computed tomography assessment. *Iranian Endodontic Journal*, 9(3), 174–179. <https://doi.org/10.7508/10.7508/iej>

- Ordinola-Zapata, R., Bramante, C. M., Duarte, M. A. H., Cavenago, B. C., Jaramillo, D., & Versiani, M. A. (2014). Shaping ability of Reciproc and TF Adaptive systems in severely curved canals of rapid micro 70 sed prototyping molar replicas. *Journal of Applied Oral Science*, 22(6), 509–515. <https://doi.org/10.1590/1678-775720130705>
- Pereira, E. S.J., Peixoto, I. F. C., Viana, A. C. D., Oliveira, I. I., Gonzalez, B. M., Buono, V. T. L., & Bahia, M. G. A. (2012). Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*, 45(5), 469–474. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01998.x>
- Pereira, Erika S.J., Gomes, R. O., Leroy, A. M. F., Singh, R., Peters, O. A., Bahia, M. G. A., & Buono, V. T. L. (2013). Mechanical behavior of M-Wire and conventional NiTi wire used to manufacture rotary endodontic instruments. *Dental Materials*, 29(12), e318–e324. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.004>
- Pérez Morales, M. de las N., González Sánchez, J. A., Olivieri, J. G., Elmsmari, F., Salmon, P., Jaramillo, D. E., & Terol, F. D. S. (2021). Micro-computed Tomographic Assessment and Comparative Study of the Shaping Ability of 6 Nickel-Titanium Files: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics*, 47(5), 812–819. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.12.021>
- Peters, O. A., Boessler, C., & Paqué, F. (2010). Root canal preparation with a novel nickel-titanium instrument evaluated with micro-computed tomography: Canal surface preparation over time. *Journal of Endodontics*, 36(6), 1068–1072. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.023>
- Reddy, P. J., Kumar, V. S., Aravind, K., Harish Kumar, T. V. S., Bharath Vishal, M., Vizaikumar, V. N., Das, R., & Vamsilatha, K. (2014). Canal shaping with one shape file and twisted files: A comparative study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(12), ZF01–ZF03. <https://doi.org/10.7860/JCDR/2014/11126.5333>
- Rejula, F., Christalin, R., Ahmed, W., Dinakaran, S., Gopinathan, A. S., & Babu, A. (2017). Measure and compare the degree of root canal transportation and canal-centering ability of twisted, protaper, and conventional stainless steel k files using spiral computed tomography: An in vitro study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(6), 463–469. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2066>

- Rodrigues, C. T., Duarte, M. A. H., de Almeida, M. M., de Andrade, F. B., & Bernardineli, N. (2016). Efficacy of CM-Wire, M-Wire, and Nickel-Titanium Instruments for Removing Filling Material from Curved Root Canals: A Micro-Computed Tomography Study. *Journal of Endodontics*, 42(11), 1651–1655. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.08.012>
- Saber, S. E. D. M., Nagy, M. M., & Schäfer, E. (2015). Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *International Endodontic Journal*, 48(1), 109–114. <https://doi.org/10.1111/iej.12289>
- Sekiya, M., Maeda, M., Katsuumi, I., & Igarashi, M. (2018). Evaluation of four instruments with different working motion using artificial plastic model with C-shaped single canal. *Odontology*, 106(4), 422–428. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0348-3>
- Setzer, F. C., Kwon, T. K., & Karabucak, B. (2010). Comparison of apical transportation between two rotary file systems and two hybrid rotary instrumentation sequences. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1226–1229. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.03.011>
- Shen, Y., Zhou, H. M., Wang, Z., Campbell, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2013). Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(7), 919–923. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.04.004>
- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Campbell, L., Peng, B., & Haapasalo, M. (2011). Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 37(11), 1566–1571. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.08.071>
- Shen, Y., Zhou, H. M., Zheng, Y. F., Peng, B., & Haapasalo, M. (2013). Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*, 39(2), 163–172. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.11.005>
- Thomas, J. P., Lynch, M., Paurazas, S., & Askar, M. (2020). Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of WaveOne Gold, TRUShape, EdgeCoil, and XP-3D Shaper Endodontic Files in Single, Oval-shaped Canals: An In Vitro Study. *Journal of Endodontics*, 46(2), 244–251.e1. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2019.11.001>
- Thompson, S. A. (2000). IEJ 2000 33(4) 297-310 An overview of NiTi alloys used in de. *Review International Endodontic*, 44(0), 14.
- Thu, M., Ebihara, A., Adel, S., & Okiji, T. (2021). Analysis of torque and force induced by rotary nickel-titanium instruments during root canal preparation: A systematic review. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(7). <https://doi.org/10.3390/app11073079>

- Tinoco, J. M., De-Deus, G., Tinoco, E. M. B., Saavedra, F., Fidel, R. A. S., & Sassone, L. M. (2014). Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. *International Endodontic Journal*, 47(6), 560–566. <https://doi.org/10.1111/iej.12187>
- Tomson, P. L., & Simon, S. R. (2016). Contemporary cleaning and shaping. *Prim Dent J*, 5(2), 46–53.
- Turkistani, A. K., Gomaa, M. M., Shafei, L. A., Alsofi, L., Majeed, A., & AlShwaimi, E. (2019). Shaping ability of HyFlex EDM and ProTaper next rotary instruments in curved root canals: A micro-CT study. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(6), 680–685. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2579>
- Versiani, M. A., Leoni, G. B., Steier, L., De-Deus, G., Tassani, S., Pécora, J. D., & De Sousa-Neto, M. D. (2013). Micro-computed tomography study of oval-shaped canals prepared with the self-adjusting file, reciproc, waveone, and protaper universal systems. *Journal of Endodontics*, 39(8), 1060–1066. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.04.009>
- Vilas-Boas, R. C., Alcalde, M. P., Guimarães, B. M., Ordinola-Zapata, R., Bueno, C. A. E., & Duarte, M. A. H. (2011). RECIPROC: Comparativo entre a cinemática recíproca e rotatória em canais. *Revista Odontológica Do Brasil Central*, 22(63), 164–168. <http://www.robrac.org.br/seer/index.php/ROBRAC/article/view/835/711>
- Wan, J., Rasimick, B. J., Musikant, B. L., & Deutsch, A. S. (2011). A comparison of cyclic fatigue resistance in reciprocating and rotary nickel-titanium instruments. *Australian Endodontic Journal*, 37(3), 122–127. <https://doi.org/10.1111/j.1747-4477.2010.00222.x>
- Wei, Z., Cui, Z., Yan, P., & Jiang, H. (2017). ⁷² comparison of the shaping ability of three nickel-titanium rotary instruments: A micro-computed tomography study via a contrast radiopaque technique in vitro. *BMC Oral Health*, 17(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s12903-016-0326-5>
- Yared, G. (2008). Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: Preliminary observations. *International Endodontic Journal*, 41(4), 339–344. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01351.x>
- Ye, J., & Gao, Y. (2012). Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*, 38(1), 105–107. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.09.028>
- Yoo, Y.-S., & Cho, Y.-B. (2012). A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 37(4), 220. <https://doi.org/10.5395/rde.2012.37.4.220>

- Zhou, H. M., Shen, Y., Zheng, W., Li, L., Zheng, Y. F., & Haapasalo, M. (2012). Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 38(11), 1535–1540. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2012.07.006>
- Zhou, H., Peng, B., & Zheng, Y.-F. (2013). An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endodontic Topics*, 29(1), 42–54. <https://doi.org/10.1111/etp.12045>
- Zanescio, C., Só, M. V. R., Schmidt, S., Fontanella, V. R. C., Grazziotin-Soares, R., & Barletta, F. B. (2017). Apical Transportation, Centering Ratio, and Volume Increase after Manual, Rotary, and Reciprocating Instrumentation in Curved Root Canals: Analysis by Micro-computed Tomographic and Digital Subtraction Radiography. *Journal of Endodontics*, 43(3), 486–490. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.006>
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N., & Schäfer, E. (2018). New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *International Endodontic Journal*, 51(10), 1088–1103. <https://doi.org/10.1111/iej.12924>

Anexos

Tabelas

Tabela 1. Comprimentos de trabalho.

Bloco	Comprimento medido pela lima k #8	Comprimento de trabalho
1	16	15.5
2	16	15.5
3	18	17.5
4	16.5	16
5	17.5	17
6	16	15.5
7	16	15.5
8	16	15.5
9	15	14.5
10	16	15.5
11	15.5	15
12	16.5	16
13	17	16.5
14	16.5	16
15	16	15.5
16	15	14.5
17	18	17.5
18	16	15.5
19	16	15.5
20	18	17.5

Tabela 2. Dados estatísticos da variação da superfície dos canais instrumentados com cinemática recíprocante.

		Estatística	Desvio padrão
Média		$1.18 \cdot 10^7$	$6.94 \cdot 10^5$
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	$1.02 \cdot 10^7$	
	Limite superior	$1.33 \cdot 10^7$	
5% da média aparada		$1.18 \cdot 10^7$	
Mediana		$1.23 \cdot 10^7$	
Variância		$4.82 \cdot 10^{12}$	
Erro padrão		$2.19 \cdot 10^6$	
Mínimo		$8.38 \cdot 10^6$	
Máximo		$1.43 \cdot 10^7$	
Amplitude		$5.92 \cdot 10^6$	
Amplitude interquartil		$3.92 \cdot 10^6$	
Assimetria		-0.506	0.687
Curtose		-1.292	1.334

Tabela 3. Dados estatísticos da variação da superfície dos canais instrumentados com rotação contínua.

		Estatística	Desvio padrão
Média		$1.15 \cdot 10^7$	$1.34 \cdot 10^6$
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	$8.42 \cdot 10^6$	
	Limite superior	$1.45 \cdot 10^7$	
5% da média aparada		$1.15 \cdot 10^7$	
Mediana		$1.16 \cdot 10^7$	
Variância		$1.80 \cdot 10^{14}$	
Erro padrão		$4.24 \cdot 10^6$	
Mínimo		$3.25 \cdot 10^6$	
Máximo		$1.92 \cdot 10^7$	
Amplitude		$1.60 \cdot 10^7$	
Amplitude interquartil		$5.14 \cdot 10^6$	
Assimetria		-0.150	0.687
Curtose		1.417	1.334

Tabela 4. Dados estatísticos da variação do volume dos canais instrumentados com cinemática recíproca.

		Estatística	Desvio padrão
Média		$2.85 \cdot 10^9$	$2.21 \cdot 10^8$
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	$2.35 \cdot 10^9$	
	Limite superior	$3.35 \cdot 10^9$	
5% da média aparada		$2.87 \cdot 10^9$	
Mediana		$2.81 \cdot 10^9$	
Variância		$4.88 \cdot 10^{17}$	
Erro padrão		$6.98 \cdot 10^8$	
Mínimo		$1.62 \cdot 10^9$	
Máximo		$3.80 \cdot 10^9$	
Amplitude		$2.18 \cdot 10^9$	
Amplitude interquartil		$1.09 \cdot 10^9$	
Assimetria		-0.434	0.687
Curtose		-0.497	1.334

Tabela 5. Dados estatísticos da variação do volume dos canais instrumentados com rotação contínua.

		Estatística	Desvio padrão
Média		$3.08 \cdot 10^9$	$2.06 \cdot 10^8$
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	$2.56 \cdot 10^9$	
	Limite superior	$3.60 \cdot 10^9$	
5% da média aparada		$3.11 \cdot 10^9$	
Mediana		$3.12 \cdot 10^9$	
Variância		$5.23 \cdot 10^{17}$	
Erro padrão		$7.24 \cdot 10^8$	
Mínimo		$1.62 \cdot 10^9$	
Máximo		$4.01 \cdot 10^9$	
Amplitude		$2.39 \cdot 10^9$	
Amplitude interquartil		$8.39 \cdot 10^8$	
Assimetria		-0.741	0.687
Curtose		0.721	1.334

Tabela 6. Dados estatísticos da variação do SMI dos canais instrumentados com cinemática recíprocante.

		Estatística	Desvio padrão
Média		1.06	0.300
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	0.483	
	Limite superior	1.63	
5% da média aparada		1.08	
Mediana		1.05	
Variância		0.646	
Erro padrão		0.804	
Mínimo		-0.611	
Máximo		2.42	
Amplitude		3.03	
Amplitude interquartil		0.860	
Assimetria		-0.491	0.687
Curtose		1.679	1.334

Tabela 15. Dados estatísticos da variação do SMI dos canais instrumentados com rotação contínua.

		Estatística	Desvio padrão
Média		0.8060	0.168
95% de intervalo de confiança para média	Limite inferior	0.437	
	Limite superior	1.18	
5% da média aparada		0.829	
Mediana		0.884	
Variância		0.267	
Erro padrão		0.516	
Mínimo		-0.2201	
Máximo		1.41	
Amplitude		1.63	
Amplitude interquartil		0.685	
Assimetria		-0.911	0.687
Curtose		0.263	1.334

Figuras

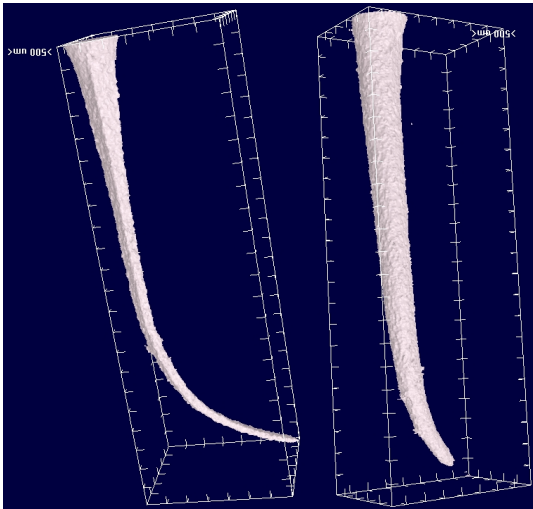


Figura 12. Bloco 1, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

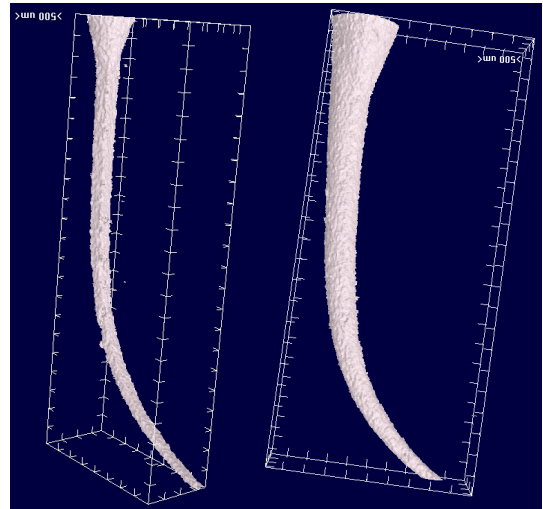


Figura 11. Bloco 2, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

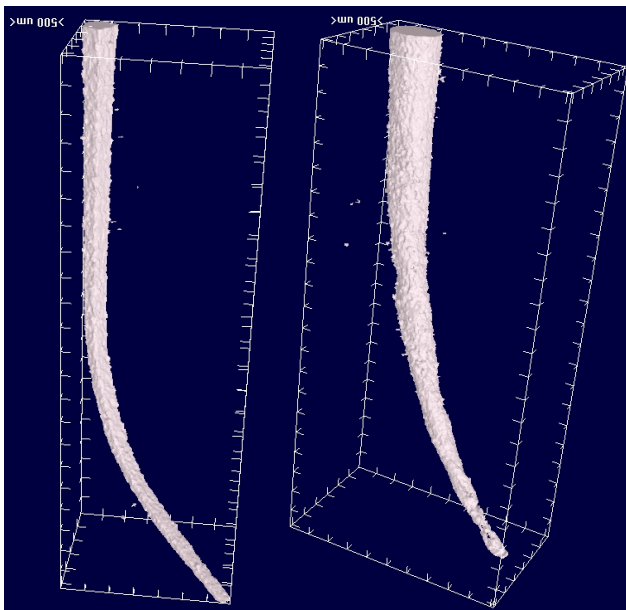


Figura 13. Bloco 3, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

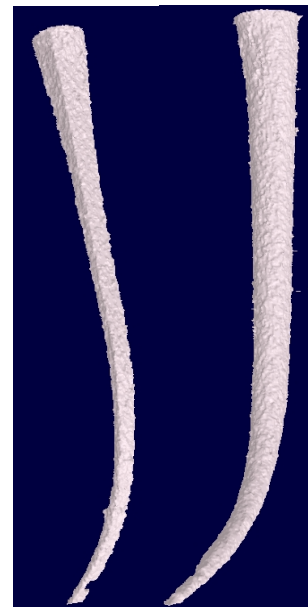


Figura 14. Bloco 4, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

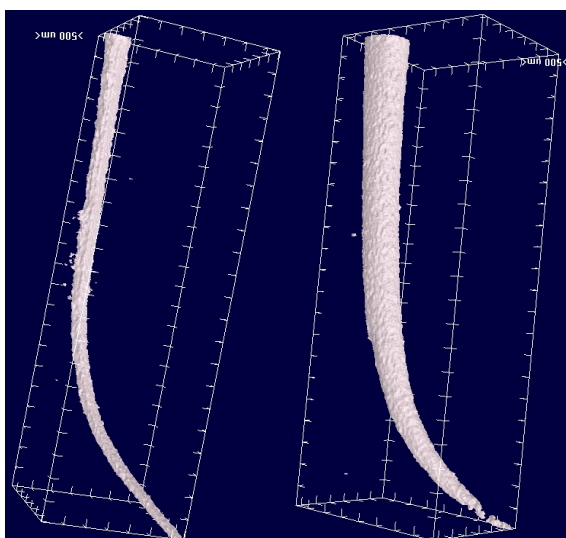


Figura 15. Bloco 5, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

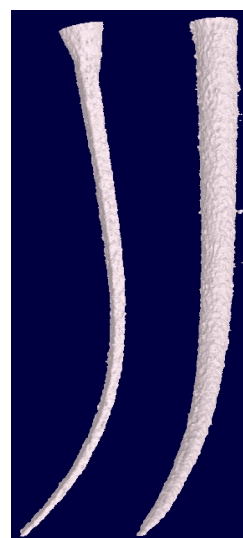


Figura 16. Bloco 6, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

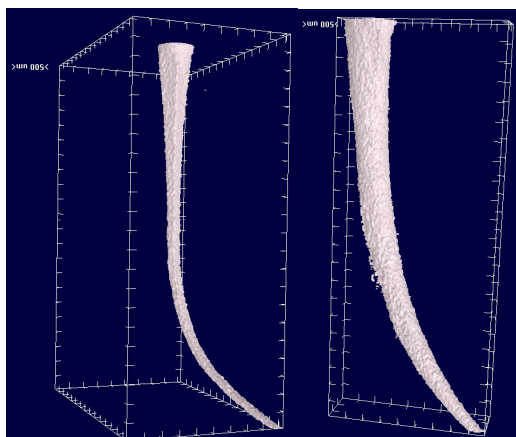


Figura 18. Bloco 7, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

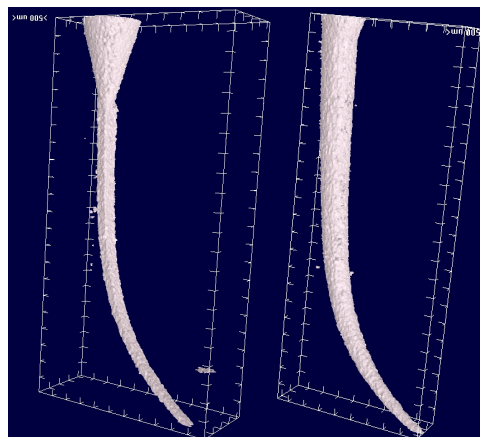


Figura 17. Bloco 8, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

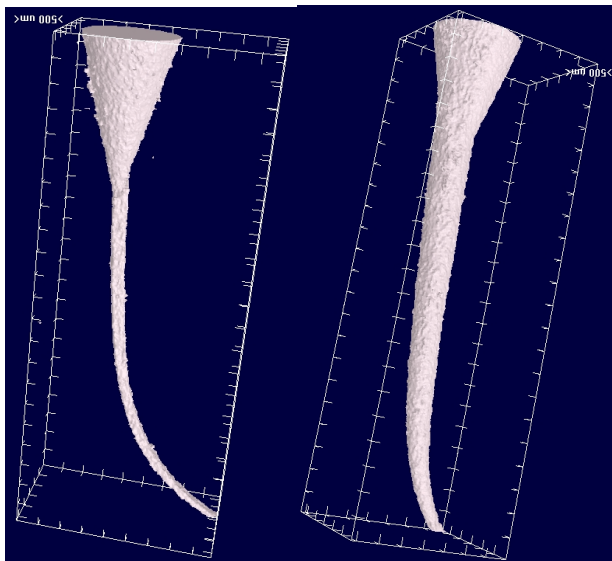


Figura 20. Bloco 9, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

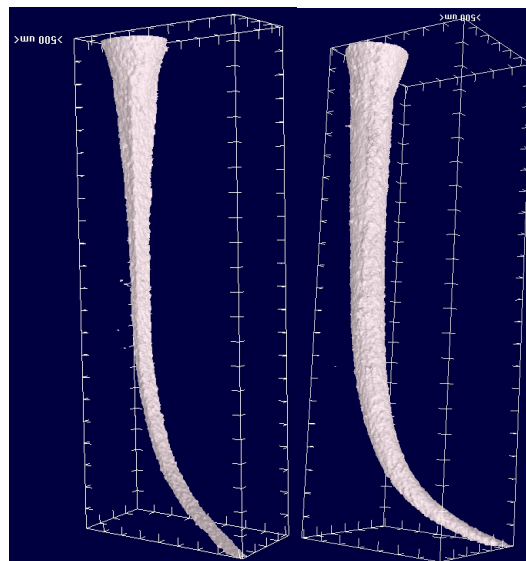


Figura 19. Bloco 10, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

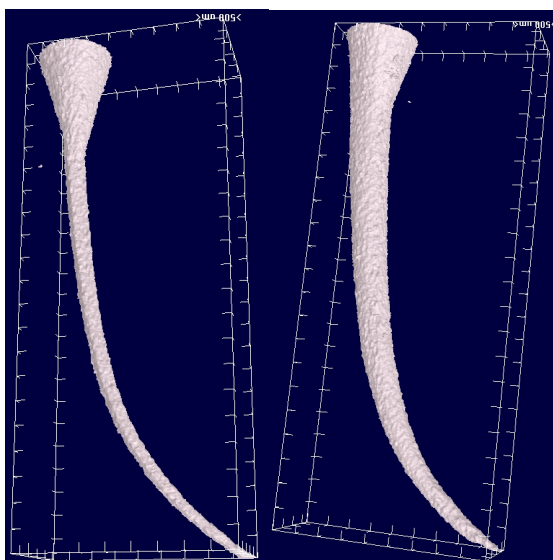


Figura 22. Bloco 11, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação via rotação contínua.

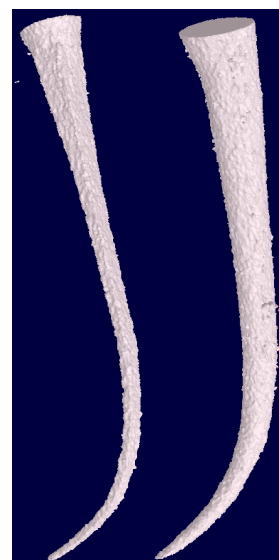


Figura 21. Bloco 12, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

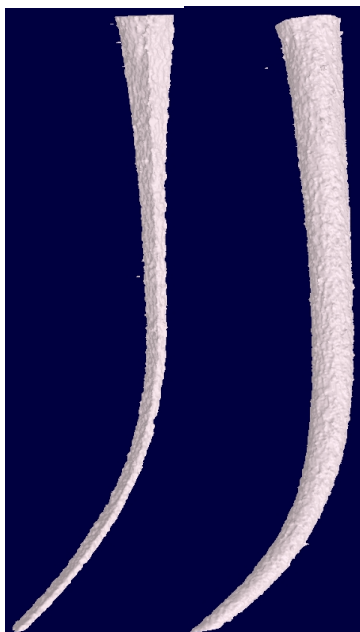


Figura 22. Bloco 13, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

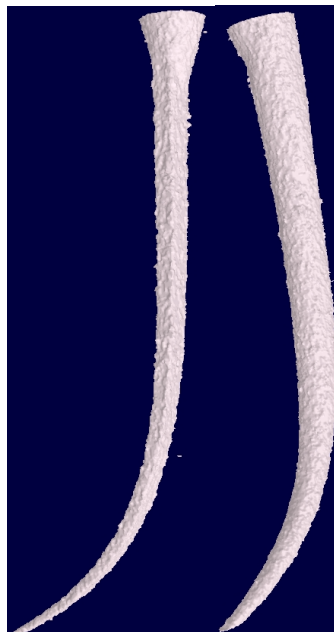


Figura 9. Bloco 14, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

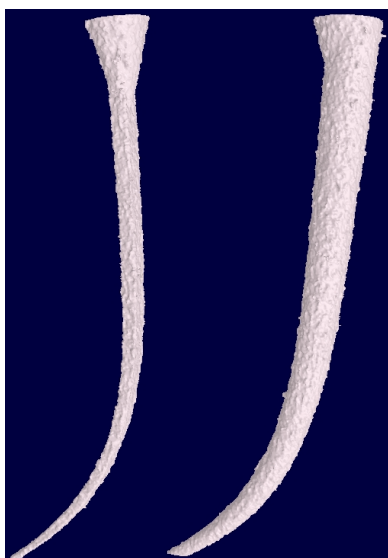


Figura 23. Bloco 15, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

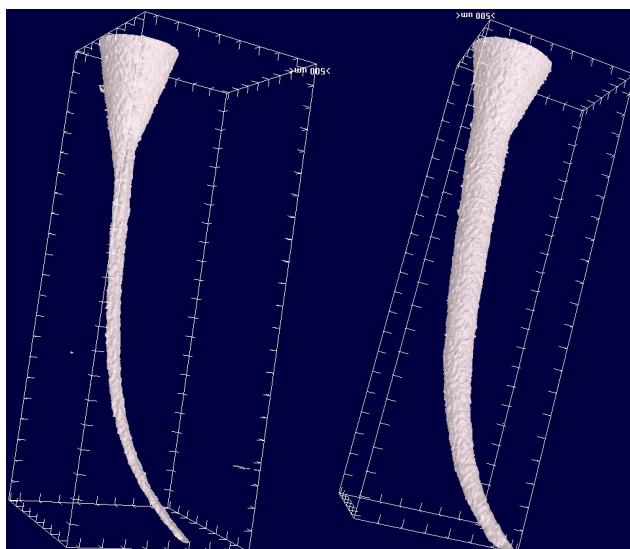


Figura 24. Bloco 16, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

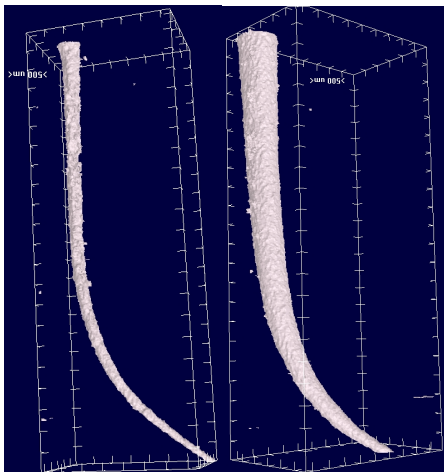


Figura 25. Bloco 17, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

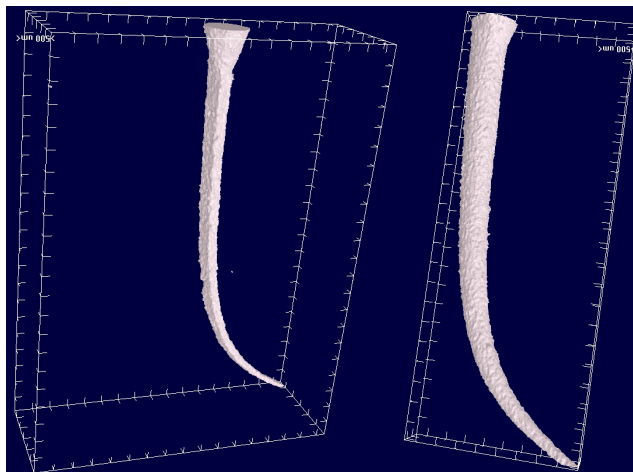


Figura 26. Bloco 18, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

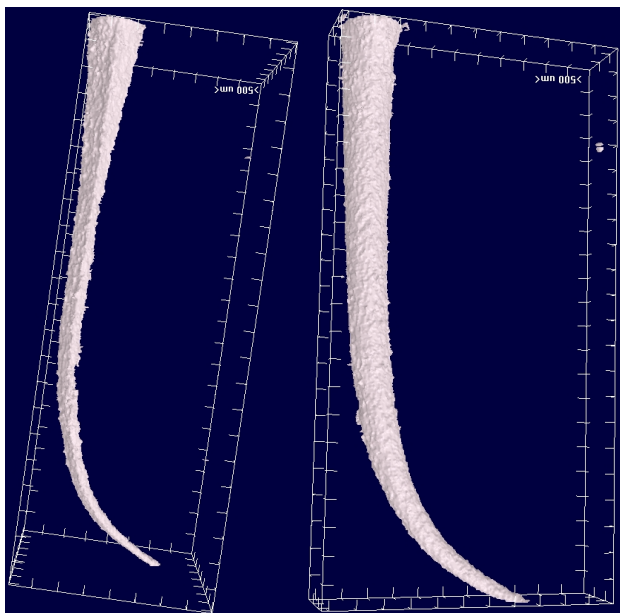


Figura 28. Bloco 19, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.

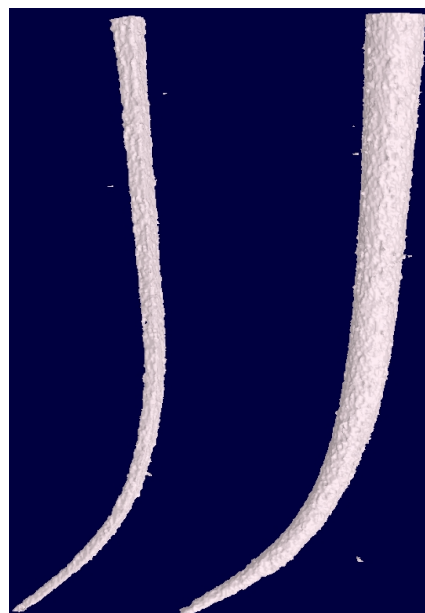


Figura 27. Bloco 20, antes (esquerda) e após (direita) instrumentação.