



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**USO DO MICRO-CT NUM ESTUDO COMPARATIVO DE LIMAS  
PROTAPER NEXT E PLATINUM V.EU**

Trabalho submetido por  
**Tomás Orlando da Conceição Durão Machado**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Outubro de 2022**





**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**USO DO MICRO-CT NUM ESTUDO COMPARATIVO DE LIMAS  
PROTAPER NEXT E PLATINUM V.EU**

Trabalho submetido por  
**Tomás Orlando da Conceição Durão Machado**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor João Dias**

**Outubro de 2022**



## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, o Senhor Professor João Dias, não só pela ajuda prestada durante a realização desta tese de mestrado, mas também pelos ensinamentos que me transmitiu relativamente à prática clínica de um médico dentista.

Gostaria também de agradecer ao Senhor Professor Mário Rito Pereira, por ter despertado em mim o gosto pela endodontia e, especialmente, pelo apoio e paciência que me dispensou desde o 3.º ano do curso. A definição de “professor” é particularmente justa, no seu caso.

Um obrigado à Exm.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Margarida Franco, pelos ensinamentos transmitidos sobre o aparelho de micro-ct e pela preciosa ajuda na realização dos *scans* necessários ao desenvolvimento do trabalho.

Um agradecimento ao Professor José Brito, pela ajuda no tratamento e análise estatística dos resultados deste projeto.

À Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz, por ter sido, durante 5 longos anos, a minha casa. Aqui conheci pessoas, adquiri conhecimentos e estruturei uma formação que, pela certa, me acompanharão pela vida fora.

O Curso não se faz sozinho e, por isso, quero agradecer a todos amigos que me ajudaram durante esta jornada. Um obrigado especial ao Calhau, ao Ferro, ao Luca, ao Miguel e ao Pinto. A todos os meus afilhados, afilhadas, madrinhas e padrinhos, que tanto me ajudaram neste percurso académico. E obrigado à Alexandra Serra, por ter aparecido no fim deste meu percurso para o iluminar. Espero poder ver-te a brilhar, para sempre.

Por último, o agradecimento mais importante: à minha família. Ao meu tio e à minha tia, que nunca se esqueceram de mim e sempre estiveram disponíveis para vir em meu auxílio. Ao meu pai e à minha mãe, sem os quais nada disto seria possível. Obrigado, pai, por me mostrares que o único caminho para o sucesso é o trabalho árduo e nunca permitires que exija algo de mim que fique aquém da excelência. Obrigado, mãe, foste um anjo que sempre tomou conta de mim com todo o carinho e dedicação. A tua força e bondade não têm fim. Vemos o mundo de maneira diferente, mas jamais poderia pedir melhor, sou o que sou graças a vocês. Os vossos sacrifícios serão os degraus com os quais construirei a escada que me levará tão alto quanto for capaz de alcançar.



## **Resumo**

**Contexto:** A instrumentação mecânica é uma das principais etapas no tratamento endodôntico, tendo por objetivo remover polpa necrótica, bactérias e dentina infetada do canal proporcionando simultaneamente condições ideais para uma boa irrigação e desinfecção. Encontram-se disponíveis centenas de sistemas de limas à disposição no mercado, proporcionando ao clínico uma enorme variedade de escolha.

**Objetivo:** Avaliar e comparar a capacidade de corte dos sistemas de limas ProTaper Next e Platinum V.EU, em blocos de acrílico, com recurso a micro tomografia computadorizada.

**Materiais e Métodos:** Foram selecionados 40 blocos de acrílico idênticos, todos com apenas 1 canal. Estes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, cada grupo constituído por 20 blocos. O grupo 1 foi instrumentado com o sistema ProTaper Next e o grupo 2 com o sistema Platinum V.EU. Todos os blocos foram instrumentados pelo mesmo operador, neste caso, o autor da tese de mestrado, aluno do 5º ano de Medicina Dentária.

Cada bloco foi scaneado pré-instrumentação, através de micro tomografia computadorizada, de modo a obter as dimensões de cada canal.

Após instrumentação, todos os blocos foram novamente submetidos a análise de micro-ct. Através da comparação dos valores iniciais e finais obtidos, foram elaboradas várias tabelas, facilitando a análise de resultados. Estas tabelas englobaram a avaliação de 4 parâmetros: Transporte méso-distal; Volume canalar; Área de superfície canalar e Índice do modelo de estrutura (SMI).

**Resultados:** Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos para as variáveis: Volume, área e transporte méso-distal. Apenas a variável SMI se mostrou significativamente aumentada (entre as fases I e II) no grupo 1, o que não se verificou no grupo 2.

**Conclusão:** Os sistemas ProTaper Next e Platinum V.EU possuem uma eficácia comparável, não sendo possível atribuir uma melhor capacidade de corte a nenhum dos grupos avaliados

**Palavras-Chave:** Microtomografia Computadorizada; ProTaper Next; Platinum V.EU; Níquel-Titânio.





## **Abstract**

**Contextualization:** Mechanical instrumentation is one of the main steps in endodontic treatment, aiming to remove necrotic pulp, bacteria and infected dentin from the canal while providing ideal conditions for good irrigation and disinfection. Hundreds of file systems are available on the market, providing clinicians with a huge amount of options.

**Objective:** To evaluate and compare the shaping ability of ProTaper Next and Platinum V.EU files systems, in acrylic blocks, using micro computed tomography.

**Materials and Methods:** 40 identical acrylic blocks were selected, all containing only 1 canal. These were randomly divided into 2 groups, each group consisting of 20 blocks. Group 1 was instrumented with the ProTaper Next system and group 2 with the Platinum V.EU system. All blocks were instrumented by the same operator, in this case, the author of the master's thesis, student of the 5th year of Dentistry.

Each block was scanned pre-instrumentation through micro computed tomography to obtain the dimensions of each channel.

After instrumentation, all blocks were again submitted to micro-ct analysis. By comparing the initial and final values obtained, several tables were elaborated, facilitating the analysis of results. These tables included the evaluation of 4 parameters: mesio-distal transportation; canal volume; canal surface area and structure model index (SMI).

**Results:** No statistically significant differences were found between the two groups for the variables: volume, area and mesio-distal transportation. Only the SMI variable showed a significant increase (during phases I and II) in group 1, which was not verified for group 2.

**Conclusion:** ProTaper Next and Platinum V.EU systems appear to be similarly effective, making it not possible to assign a better cutting efficiency to any of the evaluated groups.

**Keywords:** Micro Computed Tomography; ProTaper Next; Platinum V.EU; Nickel-Titanium.



## Índice Geral

|                                                            |              |
|------------------------------------------------------------|--------------|
| <b>I. INTRODUÇÃO.....</b>                                  | <b>13</b>    |
| 1. A INSTRUMENTAÇÃO CANALAR NO TRATAMENTO ENDODONTICO..... | 13           |
| 2. SISTEMA PROTAPER NEXT.....                              | 14           |
| 2.1. Protocolo.....                                        | 17           |
| 3. SISTEMA PLATINUM V.EU.....                              | 20           |
| 3.1. Protocolo.....                                        | 21           |
| 4. LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ENDODONTIA.....              | 22           |
| 4.1. Propriedades do Níquel-Titânio.....                   | 25           |
| 4.2. Memória de Forma.....                                 | 26           |
| 4.3. Superelasticidade.....                                | 27           |
| 4.4. Fase R.....                                           | 29           |
| 4.5. Eletropolimento.....                                  | 30           |
| <b>II. OBJETIVOS E HIPÓTESES.....</b>                      | <b>.....</b> |
| 1. OBJETIVO GERAL.....                                     | .....        |
| 2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....                              | .....        |
| 3. HIPÓTESES PROPOSTAS.....                                | .....        |
| <b>III. MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>                       | <b>33</b>    |
| <b>IV. RESULTADOS.....</b>                                 | <b>47</b>    |
| 1. VOLUME CANALAR.....                                     | 48           |
| 2. ÁREA DE SUPERFÍCIE CANALAR.....                         | 51           |
| 3. SMI – <i>STRUCTURE MODEL INDEX</i> .....                | 53           |
| 4. TRANSPORTE MÉSIO-DISTAL.....                            | 55           |
| <b>V. DISCUSSÃO.....</b>                                   | <b>63</b>    |

|                                             |           |
|---------------------------------------------|-----------|
| <b>VI. CONCLUSÃO.....</b>                   | <b>79</b> |
| <b>VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b> | <b>81</b> |
| <b>VIII. ANEXOS</b>                         |           |

## Índice de Figuras

**Figura 1** | Limas X1 e X2 do sistema ProTaper Next

**Figura 2** | Sequência de limas do sistema Platinum V.EU

**Figura 3** | Bloco n.º 8 identificado com o respetivo algarismo em numeração árabe.....35

**Figura 4** | Bloco n.º 8 identificado com o respetivo algarismo em numeração romana..... 35

**Figura 5** | Multiferramenta DREMEL® 4000.....35

**Figura 6** | Veio flexível DREMEL® com ponta ultrafina.....35

**Figura 7** | Blocos n.º 9 e n.º 10 distinguíveis no programa NRecon através da numeração romana gravada no topo.....36

**Figura 8** | Aparelho de micro-ct modelo Skyscan® 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica).....37

**Figura 9** | Blocos n.º 21 e n.º 22 fixados ao suporte do Skyscan® 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica) com cera ortodôntica ORMCO®.....37

**Figuras 10 e 11** | Observação ao microscópio do bloco n.º 1 com lima k#10 introduzida dentro no canal.....38

**Figura 12** | Ponta navitip 30 GA de 21mm da marca Ultradent™.....39

**Figura 13** | Motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha) a 300 rpm e com 250 g/cm de torque.....39

**Figura 14** | Motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha) a 350 rpm e com 150 g/cm de torque.....40

**Figuras 15 e 16** | Imagem dos blocos n.º 7 e n.º 8, fase I após Micro-CT.....41

**Figura 17** | Corte axial dos blocos n.º 7 e n.º 8, fase I no programa NRecon.....41

**Figura 18** | Corte axial do bloco n.º 7, fase I (individualizado).....41

|                                                                                                                                                               |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Figura 19</b>   Bloco n.º 7, fase I e fase II desalinhadas no programa DataViewer® (Bruker™, Kontich, Bélgica).....                                        | 42 |
| <b>Figura 20</b>   Bloco n.º 7 fase I e fase II alinhadas no programa DataViewer® (Bruker™, Kontich, Bélgica).....                                            | 42 |
| <b>Figura 21</b>   Corte axial 900 seleccionado como <i>top</i> para o bloco n.º 7 fase I, no programa CTAn© (Bruker™, Kontich, Bélgica).....                 | 43 |
| <b>Figura 22</b>   Corte axial 230 seleccionado como <i>bottom</i> para o bloco n.º 7 fase I, no programa CTAn© (Bruker™, Kontich, Bélgica).....              | 43 |
| <b>Figura 23</b>   <i>Thresholding</i> 75-255 escolhido para a escala de cinzentos do bloco n.º 7, fase I, no programa CTAn© (Bruker™, Kontich, Bélgica)..... | 44 |
| <b>Figura 24</b>   Binarização do bloco n.º 7 fase I, no programa CTAn© (Bruker™, Kontich, Bélgica).....                                                      | 44 |

## Índice de Tabelas

|                                                                                                                                                                       |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1</b>   Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next em mm <sup>3</sup> .....                        | 49 |
| <b>Tabela 2</b>   Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum V.EU em mm <sup>3</sup> .....                        | 50 |
| <b>Tabela 3</b>   Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next em mm <sup>2</sup> .....                    | 51 |
| <b>Tabela 4</b>   Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum V.EU em mm <sup>2</sup> .....                    | 52 |
| <b>Tabela 5</b>   Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next.....                                               | 53 |
| <b>Tabela 6</b>   Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum.....                                                    | 54 |
| <b>Tabela 7</b>   Análise qualitativa (M e D) do transporte mésio-distal de todos os canais instrumentados, por terços.....                                           | 56 |
| <b>Tabela 8</b>   Análise quantitativa (mm) do transporte mésio-distal de todos os canais instrumentados, por terços.....                                             | 57 |
| <b>Tabela 9</b>   Análise quantitativa (mm) e qualitativa (M e D) do transporte mésio-distal (por terços) dos canais instrumentados com o sistema ProTaper Next.....  | 59 |
| <b>Tabela 10</b>   Análise quantitativa (mm) e qualitativa (M e D) do transporte mésio-distal (por terços) dos canais instrumentados com o sistema Platinum V.EU..... | 60 |





## Índice de Abreviaturas

**3D** | Tridimensional

**Nol** | *Naval Ordnance Laboratory*

**NiTi** | Níquel-Titânio

**V.EU** | Versão Europeia

**CT** | Comprimento de Trabalho

**LAP** | Lima Apical Principal

**SMI** | *Structure Model Index*

**Micro-CT** | *Micro Computed Tomography*

**KF** | K Files

**OG** | One G

**PG** | ProGlider

**PTN** | ProTaper Next

**OS** | One Shape

**WOG** | WaveOne Gold

**SSK** | Stainless steel files

**SAF** | *Self-Adjusting File*

**REC** | Reciproc

**RCB** | Reciproc Blue

**RC** | Reciproc

**TRN** | TruNatomy

**XPS** | XP-endo Shaper

**LOG** | ProDesign Logic

**CDRSP** | Centro para o Desenvolvimento Rápido e Sustentado de Produto

**IPL** | Instituto Politécnico de Leiria

**UDG** | *United Dental Group*

**rpm** | Rotações por minuto

**G/cm** | Gramas por centímetro

**N/cm** | Newton por centímetro

**VTX** | Vortex Blue

**HFEDM** | HyFlex electrical discharge machining

**ms** | Milissegundos

**GA** | Gauge

**mm** | Milímetros



## **I. INTRODUÇÃO**

### **1. A INSTRUMENTAÇÃO CANALAR NO TRATAMENTO ENDODÔNTICO**

O objetivo do tratamento endodôntico é tratar polpas vitais e necróticas de dentes, de modo a que os doentes os possam manter em boca durante o maior tempo possível, conservando as suas propriedades estéticas e funcionais (Peters, 2004).

Embora sejam múltiplos os fatores que contribuem para o sucesso do tratamento endodôntico, é seguro afirmar que uma das principais etapas é a preparação e instrumentação canal (Peters, 2004).

O objetivo desta etapa é limpar o canal, removendo detritos, bactérias e restos pulpaes, bem como dar uma forma adequada ao canal, mantendo simultaneamente a configuração original do mesmo (Fayyad & Elgendy, 2011). A instrumentação procura também dar uma conicidade canal progressiva, desde o foramen apical até à entrada do canal na câmara pulpar, permitindo, assim, realizar uma boa irrigação e alcançar uma obturação tão tridimensional quanto possível (Fayyad & Elgendy, 2011).

As limas de níquel titânio permitiram melhorar consideravelmente a velocidade e eficácia da instrumentação canal, devido às suas propriedades superiores em relação às limas convencionais de Aço Inoxidável. As limas de NiTi apresentam maior flexibilidade, eficiência e capacidade de corte (Pérez-Higueras et al., 2014).

A utilização de sistemas rotatórios NiTi na preparação canal, têm comprovado a sua eficácia ao longo do tempo, tendo surgido mais de 160 sistemas diferentes no mercado ao longo dos anos. Estes sistemas variam no seu *design* e método de confecção, conferindo diferentes propriedades a cada sistema de limas (Peters et al., 2020).

Devido à dificuldade de identificar diferenças significativas específicas em cada sistema que comprovem a sua qualidade nos resultados relacionados com desenhos recentemente introduzidos no mercado, as propriedades devem ser testadas em pré-clínico, de modo a apoiar os parâmetros de utilização clínica (Peters et al., 2020).

Existem, até à data, poucos ou nenhuns estudos sobre as limas Platinum V.EU. Neste sentido, foi nosso propósito avaliar e comparar, através do recurso a micro tomografia computadorizada, a eficácia da utilização destas limas em relação às limas ProTaper Next.

Novos métodos imagiológicos, como é caso do Micro-CT, têm sido ferramentas valiosas na avaliação de parâmetros anatómicos em canais instrumentados (Zanescio et al., 2017).

Este exame imagiológico tem tido uma crescente utilização no estudo da anatomia interna canalar. Os parâmetros mais comumente utilizados na avaliação dos sistemas de instrumentação (com recurso ao Micro-CT) são: a variação do volume canalar, centralização e transporte canalar.

## **2. SISTEMA PROTAPER NEXT**

O sistema ProTaper Next (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) é um sistema de limas da quinta geração, que surgiu em 2013, tendo como percussor o sistema ProTaper Universal (Gavini et al., 2018).

O sistema é constituído por 5 limas; no entanto, é possível instrumentar a maioria dos canais utilizando apenas as 2 primeiras (Vyevev & Scianamblo, 2013).

As limas do sistema são identificáveis pela cor do anel presente no mandril. A lima X1 é a primeira lima do sistema. Apresenta 0.17mm de diâmetro de ponta, 4% conicidade e pode ser identificada por um anel amarelo no mandril. A segunda lima do sistema é a X2, com 0.25 mm de diâmetro de ponta, 6% conicidade e pode ser identificada por um anel vermelho. A terceira lima é a X3, que possui 0.30 mm de diâmetro de ponta, 7.5% conicidade e pode ser identificada por um anel azul no mandril. A quarta lima do sistema é a X4, com 0.40 mm de diâmetro de ponta, 6.5% conicidade e dois anéis pretos no

mandril. A quinta e última lima do sistema é a X5; tem 0.50 mm de diâmetro de ponta, 6% conicidade e pode ser identificada através de 2 anéis amarelos em redor do seu mandril (Ruddle et al., 2013).

Este sistema possui três características que o tornam único: conicidade progressiva e variável de cada lima, tratamento térmico “M-Wire” e a secção transversal descentrada (Ruddle et al., 2013).

À semelhança do sistema ProTaper, o sistema ProTaper Next também apresenta conicidade progressiva e variável. Ou seja, as limas não possuem conicidade constante entre D0 e D16. Cada lima possui uma conicidade que aumenta e/ou diminui ao longo do braço ativo da mesma. A conicidade das limas X1 e X2 varia substancialmente ao longo das mesmas. Já as limas X3, X4 e X5 possuem conicidade constante dentre D1 e D3 (7,5%; 6,5% e 6% respetivamente). Entre D3 e D16, a conicidade diminui ao longo do braço ativo (Ruddle et al., 2013). Esta característica permite trabalhar segundo a técnica de “*crown-down*”, em que as primeiras limas instrumentam apenas o terço coronal do canal e as restantes o terço médio e apical. Com a conicidade progressiva e variável garante-se que as espiras cortam apenas num terço específico do canal, minimizando o contacto entre a parte ativa da lima e a parede de dentina. Isto, reduz a fadiga por torsão, efeito de *screw-in* e possível fratura da lima, aumentando simultaneamente a flexibilidade e poder de corte (Ruddle, 2001).

Até ao surgimento do sistema ProTaper Next, as limas endodônticas apresentavam uma secção transversal centrada: o centro rotacional e o centro de massa era idêntico, ou seja, o eixo de rotação coincidia com o centro de massa (Scianamblo, 2015). Isto levava a que a trajetória do movimento fosse linear. Consequentemente, os instrumentos possuíam menos flexibilidade e existia um menor contacto entre a lima e a parede de dentina do canal, deixando até 35% da anatomia interna do canal por instrumentar (Peters et al., 2001).

Devido a estas limitações, surgiu a necessidade de criar um novo *design* para as limas endodônticas, que replicasse o movimento conhecido como “o envelope de Schilder”. Este novo *design* foi atribuído às limas da ProTaper Next (Scianamblo, 2015).

A secção transversal destas limas é retangular, bilateral e simétrica (exceto os últimos 3mm da lima X1, na qual a secção é quadrangular), descentrada do eixo de rotação (exceto últimos 3mm de todas as limas do sistema), ou seja, o centro de massa gira em torno do

eixo central/eixo rotacional. O facto de o centro de massa estar descentrado permite que estas limas cortem de forma *precessionaly*. Este fenómeno de *precession* ou *swagger* é caracterizado por um movimento no qual a lima gira em torno de um eixo central/eixo rotacional (gira em torno de si própria), mas gira igualmente em torno de um outro eixo: o eixo cortante/eixo *precessional*. A distância entre estes dois eixos é maior em D16 e vai diminuindo progressivamente até D0, onde os dois eixos se unem, deixando a ponta da lima completamente centrada (Scianamblo, 2015). Esta característica permitiu melhorar significativamente as limas em vários aspetos:

- Instrumentos bem centrados, com diminuição do transporte canalar durante a instrumentação (Elnaghy & Elsaka, 2014a; Zhao et al., 2014);
- Em conjunto com a conicidade progressiva, redução do contacto entre as limas e o canal durante a instrumentação, o que, por consequência, levará a uma redução do efeito de *screw-in*, *taper lock* e stress na lima (Vyeever & Scianamblo, 2013);
- Como há mais espaço em redor das espiras, na presença do irrigante, este vai transportar os detritos para coronal, pelo que após a instrumentação não existem detritos nos 2 a 3 milímetros apicais da lima. Isso gera uma melhoria no corte da lima, uma vez que as espiras não se encontram cheias de detritos (Vyeever & Scianamblo, 2013);
- Ativação dos irrigantes, como consequência direta do movimento de *swaggering* (Vyeever & Scianamblo, 2013);
- Menos stress aplicado na lima, o que se traduz numa redução do risco de fratura (Vyeever & Scianamblo, 2013);
- Estes instrumentos, por terem secção transversal descentrada, são capazes de cortar mais, comparativamente com os instrumentos com dimensões idênticas, mas com secção centrada. Como resultado, o médico dentista poderá utilizar um menor número de limas para instrumentar corretamente o canal (Vyeever & Scianamblo, 2013);
- Assegura uma transição suave entre os vários diâmetros de limas do sistema ao longo da sequência indicada pelo fabricante (Vyeever & Scianamblo, 2013).

A secção transversal retangular apresenta dois ângulos de corte, ou seja, apenas estes dois ângulos entram em contacto com as paredes do canal durante a instrumentação, o que permite aumentar a flexibilidade da lima em si. Permite ainda que haja um corte intermitente por parte das espiras cortantes ao longo do eixo de corte/*precessional*, o que

diminui a fadiga cíclica da lima (Elnaghy & Elsaka, 2014b; Nguyen et al., 2014; Pérez-Higueras et al., 2014). Este *design* permite também diminuir a extrusão apical de detritos (Koçak et al., 2015).

Em 2007, a Tulsa Dental desenvolveu uma nova liga com um tratamento térmico inovador, denominado M-Wire. Este tratamento foi aplicado na liga antes da sua maquinação, sendo esta mesma liga constituída por Nitinol 508, composto por cerca de 55.8% Níquel e 44.2% Titânio (Johnson et al., 2008).

A temperatura de *austenite finish* na liga M-Wire está bastante acima da respetiva temperatura para as ligas de Níquel Titânio convencional, bem como da temperatura corporal do paciente. Nas ligas de NiTi convencionais, quando se instrumenta um canal aplica-se stress e calor nas limas, gerando uma progressiva passagem da fase martensítica para austenítica. Uma vez que a temperatura de *austenite finish* é relativamente baixa, esta é facilmente atingida durante a instrumentação, e a liga encontra-se totalmente na fase austenítica. Tendo em conta que esta *austenite finish temperature* é tão elevada na M-Wire (cerca de 43°C a 50°C), isso faz com que, aquando da instrumentação canalar, dificilmente seja alcançada. Consequentemente, a liga não fica 100% em fase austenítica, pelo que, embora a liga se encontre maioritariamente na fase austenítica à temperatura corporal, esta também contém pequenas quantidades de fase martensítica e fase R (Alapati et al., 2009; Pereira et al., 2012; Gao, 2012).

A fase martensítica apresenta, à temperatura ambiente, um módulo de Young (aproximadamente 30–40 GPa), inferior ao da fase austenítica (cerca de 80–90 GPa) (Zupanc et al., 2018). Por sua vez, o módulo de Young da fase R é ainda menor do que o da fase martensítica, ou seja, a liga é mais rígida em fase austenítica do que em fase martensítica ou R (Kuhn & Jordan, 2002). Assim, devido à presença da fase martensítica e R, podemos afirmar que a liga M-Wire apresenta maior flexibilidade do que as ligas de Níquel Titânio convencionais (Montalvão & Alçada, 2011; Gao et al., 2012; Pereira et al., 2012). Apresenta também maior resistência à fadiga cíclica (Johnson et al., 2008; Larsen et al., 2009; Al-Hadlaq et al., 2010; Gao et al., 2010; Gao et al., 2012; Pereira et al., 2013; Braga et al., 2014).

## 2.1. Protocolo

Primeiramente, devemos criar uma cavidade de acesso em linha reta com os orifícios de entrada de cada canal, eliminando os triângulos de dentina que os estejam a obstruir, caso existam. Para confirmar, podemos colocar uma lima exploratória na porção coronal do canal. A mesma deve ter espaço suficiente para rodar sem interferências. Qualquer dentina que esteja a restringir o movimento da lima deve ser removida.

Posteriormente, devemos fazer a negociação do canal com uma lima k #8 ou #10, até que se obtenha permeabilidade apical (*patency*). A permeabilidade apical pode ser definida como a capacidade de passar limas K de pequeno diâmetro (exploratórias) além da constrição apical, sem a alargar.

De seguida, devemos medir a condutometria e o comprimento de trabalho do canal. Colocamos as limas K dentro do canal e fazemos a medição com recurso a um localizador apical.

Após termos estabelecido o comprimento de trabalho, devemos criar uma via de permeabilidade (*glidepath*). Para tal, devemos colocar as limas k de aço inoxidável dentro do canal e fazer movimentos de vaivém. Inicialmente com 1mm de amplitude e, à medida que há um desgaste na parede de dentina, vamos aumentando progressivamente a amplitude do movimento (West, 2006). A lima #10 deve deslizar passivamente e atingir o comprimento de trabalho após aplicação de uma força leve com o dedo (West, 2010).

Uma vez que a via de permeabilidade esteja estabelecida, devemos alargá-la. Para isso, podemos recorrer a uma lima manual k#15 ou um sistema mecânico próprio, como por exemplo o sistema Pathfile (Dentsply/Maillefer) (Ruddle et al., 2013). Caso utilizemos o sistema Pathfile, normalmente só é necessário instrumentar até à Pathfile no.2, uma vez que esta possui 0.16mm de diâmetro de ponta e a X1 tem 0.17mm. No entanto, é recomendado a utilização da Pathfile no.3, que possui 0.19 mm de diâmetro de ponta, quando se trate de canais mais complexos (Vyeveer & Scianamblo, 2013).

Este alargamento da via de permeabilidade indica-nos a existência de espaço suficiente para o início da instrumentação com as limas mecânicas do sistema ProTaper Next (Ruddle et al., 2013).

Instrumentação de um canal de dificuldade reduzida:



Primeiro, colocamos o irrigante (hipoclorito de sódio) e a lima X1 dentro do canal. Segundo o fabricante, as limas do sistema ProTaper Next devem ser utilizadas a 300 rpm e com um torque entre 2.0 a 5.2 N/cm (Ruddle et al., 2013).

Com a lima X1 em rotação, devemos tentar atingir o comprimento de trabalho. Caso isto aconteça imediatamente sem resistência, devemos puxar a lima para 2 a 3 mm a coronal do comprimento de trabalho fazer movimentos de escovagem (*brushing motion*), longe da parede da face interna convexa do canal radicular, de modo a obter mais espaço no terço apical do canal. Posteriormente, levamos a lima ao comprimento de trabalho e repetimos os movimentos de escovagem. Caso a lima X1 não chegue ao comprimento de trabalho na primeira tentativa, devemos inseri-la no canal até ao ponto de resistência e realizar os movimentos de escovagem. Isto removerá alguma dentina e criará mais espaço lateralmente, permitindo à lima avançar mais alguns milímetros. Este processo é repetido até que a lima atinja o comprimento de trabalho.

Estes movimentos de escovagem podem ser repetidos 3 a 4 vezes; depois, a lima deve ser desinserida do canal, as espiras ser limpas e o canal irrigado e recapitulado com uma lima exploratória.

Caso se trate de um canal atrésico ou com uma curvatura muito acentuada será possível, e, até provável, que o médico dentista não consiga, mesmo recorrendo à técnica mencionada no parágrafo anterior, chegar ao CT com a lima X1. Neste caso, uma estratégia alternativa poderá ser utilizar a lima X1 e X2 até dois terços do canal. Isto permitirá abrir mais espaço nos terços coronal e médio, facilitando então a passagem da X1 até ao CT sem quaisquer interferências.

Após a instrumentação com a lima X1 estar completa, é aconselhado irrigar bem o canal e recapitular, para evitar que se acumulem detritos em apical.

Prosseguimos, então, para a lima X2, até ao comprimento de trabalho, efetuando movimentos de escovagem, à semelhança da lima anterior. No entanto, o médico dentista deve ter cuidado ao preparar o terço apical, uma vez que uma instrumentação excessiva pode levar ao transporte do canal. Posteriormente o canal é irrigado e recapitulado com uma lima exploratória. Sendo que a X2 é a primeira lima com a qual podemos terminar a instrumentação (*finishing file*), a próxima etapa será a realização da calibração apical (*apical gauging*). Para o efeito, introduzimos uma lima manual k #25 de aço inoxidável no canal, até ao comprimento de trabalho, e exercemos alguma pressão. Se a lima estiver

firme e não avançar mais para apical, então a instrumentação está completa. Caso a lima manual avance para além do comprimento de trabalho, isso significará que o foramen apical tem um diâmetro superior a 0.25mm. Caso isto ocorra, repetimos a calibração apical, desta vez com uma lima k #30. Caso esta chegue ao CT e não o ultrapasse, damos por terminada a instrumentação com a lima X2. Caso a lima k #30 não chegue ao CT, devemos prosseguir a instrumentação canalar utilizando a terceira lima do sistema. Após instrumentação com a X3 devemos confirmar novamente a calibração com a lima manual k #30.

Esta árvore de decisão para escolha da LAP em função da calibração apical é idêntica para as restantes limas do sistema: X3, X4 e X5, utilizando as limas manuais k #30, k#40 e k#50, respetivamente.

A instrumentação com as limas X3, X4 e X5 é semelhante à X2. Uma vez que estamos a trabalhar no terço apical deveremos ter cuidado com a instrumentação excessiva e consequente transporte do canal. A cada 3 a 4 movimentos de escovagem com as limas mecânicas deveremos irrigar e recapitular o canal.

O protocolo acima descrito é baseado essencialmente nas orientações de Vyevever & Scianamblo. (2013).

Após todo este procedimento poderemos proceder à obturação.



**Figura 1** | Limas X1 e X2 do sistema ProTaper Next

### **3. SISTEMA PLATINUM V.EU**

O sistema Platinum V.EU (UDG, Changzhou, China) é um sistema de limas mecanizadas introduzidas recentemente no mercado pela *United Dental Group*.

Ainda não se encontram presentes na literatura artigos relativos à Platinum V.EU. No entanto, o fabricante fornece-nos algumas informações sobre o sistema:

- Secção transversal em forma de S itálico, com um *flat side* que garante uma eficaz remoção de detritos e redução do efeito de *screw-in*.
- Polimento e tecnologia de nano revestimento, que aumentam a resistência à fadiga cíclica e, conseqüentemente, reduzem a probabilidade de fratura da lima.
- Um tratamento térmico inovador *blue*, que permite aumentar a flexibilidade sem reduzir a capacidade de corte.

Segundo o fabricante, o sistema é constituído por 6 limas identificáveis pela cor do anel presente no mandril. A primeira lima do sistema é a lima 17/12. Tem 0.17mm de diâmetro de ponta, 12% conicidade e é a única lima que não possui um anel no mandril. A segunda lima do sistema é a 15/04, com 0.15 mm de diâmetro de ponta, 4% conicidade e pode ser identificada por um anel branco presente no mandril. A terceira lima é a 20/05, com 0.20 mm de diâmetro de ponta, 5% conicidade e pode ser identificada por um anel amarelo no mandril. A quarta lima do sistema é a 25/04, com 0.25 mm de diâmetro de ponta, 4% conicidade e possui um anel vermelho. As últimas duas limas do sistema são as 30/04 e 25/06. Estas limas têm 0.30 e 0.25mm de diâmetro de ponta e 4% e 6% conicidade, respetivamente. A lima 30/04 pode ser identificada pelo seu anel azul. A lima 25/06 apresenta dois anéis vermelhos em redor do seu mandril.

### 3.1. Protocolo

Segundo o fabricante, a instrumentação de um canal deve ser realizada da seguinte maneira:

Certificamo-nos de que a lima manual k #10 entra até dois terços do canal. Seguidamente instrumentamos o canal com a lima 17/12 no primeiro terço coronal. Esta lima deve ser usada a 300 rotações por minuto e com um torque de 3 N/cm. Após instrumentação do canal com a lima 17/12, a lima exploratória deverá ser capaz de permeabilizar o canal. Obtemos, então, a condutometria e medimos o comprimento de trabalho.

Após medição do comprimento de trabalho deveremos instrumentar o canal com as 15/04, seguida da 20/05 e terminando na 25/04, até que as mesmas atinjam o comprimento de

trabalho. As três limas devem ser utilizadas a uma velocidade de 350 rpm e com um torque de 1.5 N/cm.

Concluída essa operação, estamos prontos para finalizar a instrumentação do canal. Para tal podemos escolher uma de duas limas: 30/04 ou 25/06. Ambas as limas trabalham a 350 rpm, no entanto, a lima 30/04 deve possuir um torque de 2 N/cm, enquanto que para a lima 25/06 basta 1.5 N/cm.

Todas as limas podem ser utilizadas quer em *pecking motion*, quer em *brushing motion*, à exceção da 15/04, que apenas pode ser utilizada em *brushing motion*. Todas as limas devem ser utilizadas em rotação contínua e não recíprocante. Não devem ser feitos mais de três movimentos consecutivos com cada lima mecânica e, após realização dos mesmos, o canal deve ser irrigado e recapitulado com uma lima exploratória e os detritos removidos da superfície da lima.



**Figura 2** | Sequência de limas do sistema Platinum V.EU

#### **4. LIGAS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ENDODONTIA**

A liga de níquel-titânio foi originalmente descoberta em 1963 por W. F. Buehler no “*Naval Ordnance Laboratory*”, como parte do programa espacial dos Estados Unidos (Buehler et al., 1963). Foi inicialmente denominada e comercializada como Nitinol, um acrónimo para níquel(ni), titânio(ti) e *Naval Ordnance Laboratory* (nol) (Zupanc et al., 2018). O autor descobriu que as propriedades termodinâmicas desta liga permitiam obter um efeito de memória de forma após tratamento térmico (Buehler et al., 1963).

Em 1971, George Andreasen (Universidade de Iowa) e Terry Hilleman (*Fort Lauderdale*) sugeriram, pela primeira vez, que o Nitinol podia ser utilizado na confecção de arames

ortodônticos, devido às suas propriedades elásticas e resistência à corrosão (Andreasen & Hilleman, 1971). Os arames ortodônticos de Nitinol permitiam utilizar forças mais suaves e reduzir o número de trocas de arames necessárias para completar o tratamento. Consequentemente, as movimentações dentárias poderiam ser obtidas num menor intervalo de tempo sem reduzir o desconforto do paciente. Por outro lado, sendo a cavidade oral um meio húmido, devido à continua produção de saliva, a resistência à corrosão torna este material muito mais adequado, comparativamente ao aço inoxidável que não possui esta resistência (Andreasen & Hilleman, 1971).

Civjan et al. (1975), foram os primeiros a mencionar a possibilidade da aplicação do Nitinol na endodontia: *“The characteristics of 60-Nitinol suggest its use in fabrication of tough, “nondulling,” corrosion resistant hand or rotary cutting instruments or files for operative dentistry, surgery, periodontics, and endodontics.”* no artigo *“Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys”*.

Walia et al. (1988), publicaram um artigo onde apresentaram as primeiras limas endodônticas #15 de secção triangular, fabricadas em níquel-titânio. O processo de fabricação destas limas passava pela maquinação de arames ortodônticos de Nitinol com 0.508 mm (0.020 inches) de diâmetro. Até então, todas as limas endodônticas disponíveis no mercado eram produzidas com aço inoxidável. Os autores afirmavam que, em comparação com as limas do mesmo diâmetro de aço inoxidável, estas limas de NiTi eram duas a três vezes mais flexíveis e apresentavam uma resistência superior à fadiga por torção (Walia et al., 1988).

O aparecimento de limas endodônticas de NiTi foi revolucionário na endodontia, uma vez que permitiu instrumentar de forma muito mais previsível os canais com curvaturas acentuadas devido à sua elevada flexibilidade (Ruddle et al., 2013).

Durante os anos 90, surgiram os primeiros sistemas de limas rotatórias de NiTi, no mercado (Thompson, 2000). Em 1992, o Dr. John McSpadden criou o primeiro sistema de limas mecanizadas com 2% conicidade. Até então, todas as limas endodônticas fabricadas possuíam sempre esta conicidade ISO de 2%. Posteriormente, em 1994, o Dr. Johnson quebrou este dogma, apresentando pela primeira vez um sistema de limas “ProFile” de 4% e 6% de conicidade. (Gavini et al., 2018).

A introdução no mercado dos sistemas de limas mecanizadas mudou o paradigma da instrumentação endodôntica. Este evento levou a uma melhoria significativa na qualidade

e previsibilidade da preparação canalar, bem como a uma redução de erros associados ao tratamento (Gavini et al., 2018).

Vários sistemas de limas mecanizadas foram desenvolvidos aos longos dos anos seguintes. No entanto, em 2001, um sistema denominado ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) veio marcar a segunda geração de limas de NiTi (Ruddle, 2005). Este sistema apresentava uma característica única até então nunca vista: conicidade variável. Isto significa que cada lima possui uma conicidade diferente ao longo da sua parte ativa, neste caso, variáveis entre 3,5% e 19% (Clauder & Baumann, 2004).

A conicidade variável permite que cada lima corte apenas uma zona específica do canal. Isto levou a que instrumentação passasse a ser realizada pela primeira vez, não ao longo de todo o canal simultaneamente, mas sim por terços, começando em coronal, passando para o terço médio e terminando no terço apical, segundo a técnica de “crown-down” (Ruddle, 2001). Estas limas permitiram melhorar significativamente a preparação canalar, pois existia um pré-alargamento dos dois terços coronários, e só posteriormente se trabalhava o terço apical. Isto leva a que a instrumentação seja efetuada de forma muito mais segura e previsível, uma vez que as limas passam facilmente a entrada no canal, deslizando suavemente pelas paredes de dentina (Ruddle, 2005).

Esta característica permite também reduzir o número total de limas necessárias para a instrumentação do canal, comparativamente com os outros sistemas de limas que surgiram na altura, bem como reduzir a fadiga por torsão e risco de fratura (Ruddle, 2001).

Para além desta característica inovadora – a conicidade variável, – o sistema ProTaper apresentava outras características interessantes, indicadas pelo fabricante, tais como: Conicidade progressiva; ponta inativa; diferentes diâmetros de ponta; uma nova secção transversal, triangular e convexa; ângulo helicoidal e *pitch* variáveis; mandril mais curto (Clauder & Baumann, 2004).

Neste caso, o sistema ProTaper era constituído por 6 limas: 3 *shaping files* e 3 *finishing files*. As *shaping files* denominavam-se Sx (sem cor específica no mandril), S1 (roxa) e S2 (branca) e possuíam, respetivamente, 0.19mm, 0.17mm e 0.20mm em D0. Estas três limas apresentavam conicidade crescente ao longo da parte ativa da lima, o que permite utilizar a técnica de *crown-down*, na qual o canal é preparado desde o terço coronal em direção ao terço apical. As três *finishing files* são a F1 (amarela), F2 (vermelha) e F3 (azul). A primeira lima apresenta um diâmetro apical de 0.20mm e uma conicidade de

7%; a segunda lima um diâmetro de 0.25mm e 8% conicidade e a terceira lima possui 0.30mm em D0 e uma conicidade de 9%. O diâmetro destas limas vai diminuindo entre D4 e D14 (Ruddle, 2005).

Segundo as instruções do fabricante, após a obtenção de uma correta via de permeabilidade (*glide path*), devemos fazer um pré-alargamento dos dois terços coronários com as *shaping files*, trabalhando em *brushing motion*. Posteriormente devemos levar a S1 e S2 até ao comprimento de trabalho. Seguidamente utilizamos a lima F1 ao CT e efetuamos a calibração apical com uma lima manual K #20. Caso esta passe o CT, prosseguimos para a F2 ou F3, efetuando sempre a calibração com a lima manual de diâmetro apical correspondente, para saber em que lima terminamos a nossa instrumentação (LAP). Entre cada instrumento do sistema ProTaper devemos sempre irrigar e recapitular com uma lima manual #10 (Ruddle, 2005).

Posteriormente, em 2006 surgiu um novo sistema de limas denominado ProTaper Universal. Este sistema tinha como objetivo melhorar as propriedades do sistema anterior, mantendo algumas características em comum, como a conicidade variável ao longo de cada lima. A secção transversal de algumas das limas foram modificadas e foram acrescentadas algumas limas ao sistema (Gavini et al., 2018).

Em 2013 surgiu um novo sistema, sucessor do ProTaper Universal, denominado ProTaper Next, feito a partir da liga com tratamento térmico “M-Wire” (Gavini et al., 2018).

#### **4.1. Propriedades do Níquel-Titânio**

As ligas de Níquel-Titânio são usadas na endodontia há mais de 30 anos e proporcionaram um avanço significativo na instrumentação canalar, desde que Walia et al. utilizaram um arco de NiTi para produzir uma lima endodôntica, em 1988 (Zhou et al., 2013).

As ligas de Níquel-Titânio utilizadas nos materiais endodônticos são constituídas por cerca de 56% Níquel e 44% Titânio. Isto origina uma proporção equiatômica de um para um, aproximadamente (Thompson, 2000).

Esta liga, bem como o aço inoxidável e outras ligas existentes, pode surgir em mais do que uma forma ou estrutura cristalina: forma martensítica e forma austenítica (Proffit et al., 2007).

A forma martensítica existe a baixas temperaturas, enquanto a forma austenítica (também chamada forma “*parent*”) existe a temperaturas elevadas, (Shen et al., 2013) possuindo uma estrutura cristalina monoclinica B19’ e cúbica B2, respetivamente (Ko et al., 2015).

Da transição entre a fase austenítica para martensítica advêm 2 propriedades notáveis, únicas na Medicina Dentária: A “superelasticidade” e a “memória de forma” (Thompson, 2000). A transição entre as 2 fases (transformação martensítica) pode ser provocada por dois fatores: o stress e a temperatura (Zupanc et al., 2018). A proporção de cada uma das fases vai determinar as propriedades mecânicas da liga respetiva (Shen et al., 2013).

A temperatura ambiente, bem como o aquecimento ou arrefecimento da liga até essa temperatura, vai influenciar a fase em que a liga se encontra, o que influencia as suas propriedades mecânicas (Zhou et al., 2013).

Caso a temperatura esteja acima do limiar da temperatura de transição austenítica (*austenite finish temperature*), a liga estará então em fase austenítica, ou seja, encontrar-se-á rígida, dura, e possuirá maior superelasticidade. Por outro lado, caso a temperatura esteja abaixo do limiar da temperatura de transição martensítica (*martensite finish temperature*), a liga estará na fase martensítica, o que lhe proporcionará menor rigidez, maior ductilidade, poderá ser facilmente deformada e possuirá memória de forma (Zhou et al., 2013).

Assim sendo, ao alterar as temperaturas de transição das fases martensítica e austenítica das ligas de Níquel-Titânio (*martensite start and finish* e *austenite start and finish*), os fabricantes conseguem alterar as respetivas fases em que as ligas se encontram e, consequentemente, alterar as suas propriedades mecânicas. Estas variações nas temperaturas podem ser conseguidas através de tratamento térmico, tratamento mecânico ou alterando a composição química da liga (alterar a proporção níquel-titânio, aumentando a quantidade de níquel ou substituindo o cobalto por níquel) (Thompson, 2000).

A grande diferença entre as ligas de Níquel-Titânio e outras ligas como o aço inoxidável, é que geralmente, a temperatura de transição entre a fase austenítica para martensítica é de centenas de graus, enquanto que a temperatura de transição para as ligas de NiTi é muito mais baixa (Proffit et al., 2007).



## 4.2. Memória de Forma

A temperaturas elevadas (cerca de 100 graus), as ligas de NiTi encontram-se em fase austenítica e apresentam uma estrutura cristalina cúbica, estável e centralizada. Quando estas ligas são arrefecidas abaixo de uma determinada temperatura de transição, há uma alteração na estrutura cristalina da liga, sendo este fenómeno denominado de “transformação martensítica”. Esta descida na temperatura provoca alterações na organização dos eletrões, com alteração de características como a rigidez, a resistência e a condução elétrica (Wang et al., 1972). Esta transformação martensítica provoca alterações das propriedades mecânicas da liga atribuindo-lhe a propriedade “**memória de forma**” (Thompson, 2000).

Com o resfriamento da liga além da temperatura de transição, esta passará da fase austenítica para fase martensítica, alterando a sua estrutura, previamente cúbica para hexagonal, originando a chamada *twinned martensite*. Esta *twinned martensite* pode ser deformada pelo processo de *de-twinning*, no qual há a aplicação de uma força externa, originando a martensite deformada, denominada *detwinned deformed martensite*. A liga é significativamente mais maleável quando está em fase martensítica do que em fase austenítica (Thompson, 2000).

Esta deformação pode ser desfeita caso elevemos a temperatura da liga acima da temperatura de transição. Isto levará a liga, que se encontra na fase de “*detwinned deformed martensite*”, a regressar à inicial fase austenítica com a estrutura cúbica, estável e centralizada mencionada anteriormente. Ao regressar à fase inicial, a liga recuperará, consequentemente, as propriedades físicas características desta fase (Thompson, 2000).

A esta característica que o Nitinol deformado tem de voltar à sua forma original quando aquecido, devido à transição da forma martensítica deformada para a forma austenítica, chama-se “**memória de forma**” (Zupanc et al., 2018).

Isto permite à liga regressar à sua posição inicial instantaneamente através da formação de ligações eletrónicas fortes, energéticas e direccionadas que arrastam os átomos deslocados, para a posição na qual se encontravam anteriormente (Thompson, 2000).

## 4.3. Superelasticidade

As variações de temperatura mencionadas anteriormente não são a única maneira de alterar uma liga da fase austenítica para martensítica. Isto também é possível através do stress. A maior parte dos metais, quando sujeitos a uma força externa (stress) que ultrapassa um certo limiar, deformam. No entanto, isto não se verifica nas ligas de NiTi. Contrariamente às restantes ligas, estas não sofrem uma deformação permanente, mas uma mudança de fase. A este fenómeno chamamos “transformação martensítica induzida por stress” (*stress-induced martensitic transformation*). Um exemplo real na endodontia seria a inserção de uma lima endodôntica num canal curvo durante a instrumentação (Zupanc et al., 2018; Thompson, 2000).

No entanto, esta fase martensítica induzida por stress é instável, pelo que quando a força extrínseca que estava a ser aplicada na lima (stress) é removida, ou seja, a lima é removida do canal, a liga regressa à fase em que se encontrava inicialmente. Ao regressar à fase austenítica, o instrumento endodôntico retorna também à sua posição original, com um movimento de *springback* (Viana et al., 2010).

Isto revela uma das características do Nitinol mais desejadas na Medicina Dentária: a **superelasticidade**. A superelasticidade pode ser definida como a capacidade de um material recuperar totalmente as propriedades após uma deformação elástica máxima de 8% devido à transição entre as fases austenítica e martensítica induzida por stress (Zupanc et al., 2018). Isto significa que as limas de NiTi podem ser sujeitas a deformações significativas sem chegar a atingir o seu limite de elasticidade, retornando à sua forma original (Viana et al., 2010)

Esta propriedade superelástica do Níquel-Titânio tem sido atribuída a uma transição reversível entre a fase austenítica-martensítica. Quando o instrumento endodôntico é sujeito a uma força externa, (*loading*), a austenite passa a martensite, retornando a austenite quando a força deixa de ser exercida no mesmo (*unloading*). Esta transição entre fases é reversível, em contexto clínico, pois o intervalo de temperatura de transição das ligas superplásticas é inferior à temperatura da cavidade oral. Este intervalo de temperaturas pode ser alterado através da composição química da liga, método de fabricação da mesma e tratamento térmico (Thayer et al., 1995).

A superelasticidade ou pseudoelasticidade do Níquel-Titânio advém da transformação martensítica induzida por stress, na qual a liga passa reversivelmente da fase martensítica deformada para a fase austenítica. Este processo ocorre, inicialmente, através da aplicação

de stress no instrumento e consequentemente calor. À medida que a temperatura da liga vai aumentando, vamos iniciar a fase austenítica, quando a mesma atinge a temperatura *austenite start*. Esta fase perdura até que seja atingida a temperatura de *austenite finish*. Entre o intervalo de temperaturas de *austenite start* e *austenite finish*, a liga encontra-se em fase austenítica e possui propriedades superelásticas, mantendo esta propriedade até ao momento de arrefecimento da liga (Zhou et al., 2013).

Caso paremos de aplicar stress e calor, a liga vai começar a arrefecer e entrará em fase martensítica, quando atingir a temperatura de *martensite start*. A partir daqui a liga deixará de ter propriedades superelásticas (Zhou et al., 2013).

Enquanto que as ligas de NiTi permitem total recuperação até 8% deformação, isto não se verifica nas restantes ligas. Na verdade, o aço inoxidável, bem como muitas outras ligas, permitem uma recuperação elástica num limiar máximo inferior a 1% deformação. Caso ultrapássemos este limiar, verificamos uma deformação plástica irreversível da liga (Buehler & Wang, 1968).

Para utilizar esta propriedade superelástica, as limas endodônticas de NiTi devem possuir maioritariamente a fase austenítica. Muitos sistemas de instrumentação de Níquel-titânio convencional possuem esta propriedade. A razão pela qual estes sistemas possuem a superelasticidade resulta da circunstância de, quando as retiramos do *blister* (temperatura ambiente), elas encontram-se em fase martensítica, mas quando as colocamos na cavidade oral do paciente, elas mudam para a fase austenítica (adquirindo então propriedades superelásticas) (Zhou et al., 2013).

Por tudo isto, as limas têm a capacidade de instrumentar canais com curvaturas acentuadas, que exercem elevada fadiga cíclica na lima durante toda a instrumentação, mantendo a anatomia original do canal, sem o transportar. Isto é uma vantagem significativa em comparação às limas de aço inoxidável (Zhou et al., 2013).

#### **4.4. Fase R**

Como mencionado anteriormente, o Nitinol pode existir sob a forma de 2 estruturas cristalinas diferentes denominadas austenítica ou *parent* e martensítica. No entanto, por vezes, na passagem da fase austenítica para martensítica, surge uma estrutura intermediária, denominada “fase R” (Kuhn & Jordan, 2002).

A fase austenítica apresenta uma estrutura cúbica B2, enquanto que a fase martensítica apresenta uma estrutura monoclinica B19' (Zhang & Sehitoglu, 2004). Aquando da passagem da fase austenítica para martensítica, a estrutura B19' pode ser obtida através de 2 processos distintos. Ou existe passagem direta de B2 para B19' (B2 – B19'), sendo esta transformação apenas de 1 etapa, ou então são necessários 2 passos para que a mesma ocorra, sendo estes: B2- Fase R – B19' (Zhang & Sehitoglu, 2004).

Quando resfriamos a liga, temos a seguinte sequência de fases: Austenítica – Fase R – Martensítica. Quando a aquecemos, obtemos a sequência inversa, ou seja: Martensítica – Fase R – Austenítica. No entanto, devido à elevada diferença nas temperaturas de transição entre as fases R e Martensítica (*hysteresis*), em alguns casos, a sequência obtida aquando do aquecimento da liga é uma passagem direta da fase Martensítica – Austenítica (Kuhn & Jordan, 2002).

A fase R apresenta uma forma romboédrica que é desproporcional à fase B2 cúbica (Zhang & Sehitoglu, 2004) e apresenta propriedades semelhantes à fase martensítica (memória de forma e superelasticidade). Assim, à semelhança da transformação martensítica (passagem da fase austenítica para martensítica) nas ligas de níquel-titânio, também a transição para a fase R pode ser promovida através do stress e da temperatura (Otsuka & Ren, 2005).

A transição entre a fase austenítica e a fase R exhibe as mesmas propriedades da transformação austenítica – martensítica: memória de forma e superelasticidade devido à natureza “quási-martensítica” desta transição (Kuhn & Jordan, 2002).

Comparativamente à transição entre as fases martensítica e austenítica nas ligas de NiTi, a transição austenítica - fase R apresenta uma menor capacidade de recuperação após deformação elástica (cerca de 0.5%) e as temperaturas de transição são muito baixas (Otsuka & Ren, 2005).

A fase martensítica apresenta, à temperatura ambiente, um módulo de Young (cerca de 30–40 GPa) inferior ao da fase austenítica (aproximadamente 80–90 GPa), o que explica uma maior rigidez da liga em fase *parent* (Zupanc et al., 2018) . Por sua vez, o módulo de Young da fase R é ainda menor do que o da fase martensítica, ou seja, a liga é ainda mais flexível em fase R do que na fase martensítica. Ou seja, o módulo de elasticidade é, por ordem decrescente: Austenítica -Martensítica - R (Kuhn & Jordan, 2002).

#### 4.5. Eletropolimento

Quando os instrumentos de NiTi foram introduzidos no mercado vieram facilitar a instrumentação de canais com curvaturas acentuadas, uma vez que possuem propriedades superelásticas e podem sofrer superior deformação comparativamente com os instrumentos de aço inoxidável. Apesar da superior flexibilidade destes materiais, a fratura dos mesmos aquando instrumentação do canal continua a ser um problema atual. A fratura dos instrumentos endodônticos pode ocorrer sem que haja sinais visíveis de desgaste, pelo que a observação a olho nu da superfície da lima não é um método viável para avaliação dos instrumentos, quer novo quer com utilizações prévias (Pruett et al., 1997).

A fratura dos instrumentos endodônticos é normalmente devida a um número excessivo de utilizações ou ao uso inapropriado dos mesmos. Isto está associado a um aumento da fadiga por torção e fadiga cíclica (di Fiore, 2007).

Após observação de instrumentos de níquel-titânio fraturados sob microscopia eletrónica, foi observada a presença de defeitos periféricos e micro cavidades ao longo da sua superfície. Assim sendo, é possível afirmar que os instrumentos endodônticos de NiTi não devem ser sujeitos a forças de torção e deformação excessivas durante o uso clínico, uma vez que isso poderá levar à fratura dos mesmos (di Fiore, 2007).

Quando um instrumento fratura dentro do canal, dá-se um impedimento à correta instrumentação e desinfeção canalar apical do instrumento. Assim sendo, a procura por instrumentos de NiTi com superior resistência e força continua a ser necessária, na tentativa de diminuir estas e outras desvantagens (Kishen, 2006).

As limas de Níquel-titânio têm de ser maquinadas, ao contrário das de aço inoxidável, que são torcidas aquando da sua fabricação, até formar uma espiral. Seria impossível torcer as limas de NiTi, devido à sua superelasticidade, o que leva a que não haja praticamente deformação plástica, apenas elástica. Para realizar este procedimento teria de se torcer a liga de tal maneira que a mesma provavelmente fraturaria antes de se atingir a forma em espiral (Schäfer, 1997).

Este processo de maquinação das limas é feito através da moagem (*grinding*). O níquel titânio vem originalmente em blocos. Estes blocos serão posteriormente talhados através

de fresas cortantes, até se obter, por subtração, a forma de espiral típica das limas endodônticas (Thompson, 2000).

Após vários procedimentos de moagem das espiras, começa a surgir desgaste nas fresas. Isto torna o corte das mesmas mais impreciso, o que, consequentemente, origina irregularidades e micro-defeitos na superfície de corte das limas (Schäfer, 1997). Estes cracks podem levar a uma diminuição na capacidade de corte da lima (Schäfer, 1997), bem como a acelerar a fratura do instrumento através da propagação destes cracks (Bui et al., 2008).

Após a maquinação, as limas apresentam pequenos defeitos na sua superfície. Estes defeitos dão origem à formação de cracks, que levarão à fratura do instrumento, pelo que é possível afirmar que a rutura dos metais é amplamente facilitada pelos defeitos pós moagem. A formação de micro-cracks na superfície dos metais é seguida pela propagação de cracks ao longo da mesma, o que gera o colapso do metal quando todos estes defeitos se unem. Ou seja, o ponto de rutura é, fundamentalmente, influenciado pela propagação de cracks ao longo do instrumento endodôntico, onde primeiramente há o surgimento do crack, seguidamente a propagação do crack e finalmente a rutura do metal. Caso não existam defeitos na superfície do metal, será mais difícil o surgimento de cracks na liga e, consequentemente, todo o processo de rutura será minimizado. A remoção destas irregularidades permite, assim, melhorar a resistência à fadiga por parte do instrumento (Kuhn et al., 2001).

O eletropolimento é um tratamento eletroquímico aplicado à superfície do instrumento endodôntico após a maquinação do mesmo. Foi apresentado pela primeira vez em 1999 pela FKG (La Chaux-de-Fonds, Suíça) (Anderson et al., 2007).

Este procedimento consiste na submersão dos materiais numa solução altamente ionizada e eletricamente carregada, o que leva à remoção de uma camada superficial de pequena espessura (Pohl et al., 2004).

O instrumento atua como anodo quando submerso na solução eletrolítica que contém cátions. Quando uma corrente de baixa intensidade é aplicada na solução, é estabelecido um equilíbrio entre a formação de uma camada de passivação e a dissolução da superfície da lima pelos eletrólitos. Isto leva à remoção dos defeitos do instrumento e a um alisamento da superfície irregular do mesmo (Pohl et al., 2004). O que promove a

eliminação de marcas de corrosão e micro-defeitos presentes na superfície das limas, que poderiam levar à sua fratura (Pohl et al., 2004).

O eletropolimento melhora a capacidade de corte e promove a resistência dos instrumentos endodônticos à fadiga cíclica, mas também à fadiga por torção, embora a diferença seja menos marcante para a última (Anderson et al., 2007).





## II. OBJETIVOS E HIPÓTESES

### 1. OBJETIVO GERAL

O principal objetivo deste estudo é avaliar e comparar a eficácia de corte ou “*shaping ability*” entre o sistema ProTaper Next e Platinum V.EU.

O intuito será fornecer ao médico dentista informação que o auxilie na escolha do sistema de instrumentação a utilizar na sua prática clínica, tendo em conta a elevada oferta e variedade de sistemas disponíveis no mercado, atualmente.

A necessidade deste trabalho e de outros semelhantes é reforçada pelo facto de não existirem, atualmente, na literatura, outros estudos que façam uma comparação direta e eficaz entre os sistemas abordados. Isto foi confirmado pelo autor da tese de mestrado após extensa revisão bibliográfica.

### 2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a variação do volume entre sistemas, pré e pós instrumentação;
- Comparar a variação da área entre sistemas, pré e pós instrumentação;
- Comparar a variação do SMI entre sistemas, pré e pós instrumentação;
- Comparar a variação do transporte mésio-distal, entre sistemas, pré e pós instrumentação, em três níveis distintos: terço coronário, terço médio e terço apical.

### 3. HIPÓTESES PROPOSTAS

Tendo em conta a avaliação das variáveis analisadas: Volume, área, SMI e transporte mésio-distal (terço coronário, terço médio e terço apical) é possível definir as seguintes hipóteses nulas (**H<sub>0</sub>**) e respetivas hipóteses alternativas (**H<sub>1</sub>**):

**H<sub>01</sub>** - não existem diferenças significativas entre a variação do volume para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>02</sub>** - não existem diferenças significativas entre a variação da área para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>03</sub>** - não existem diferenças significativas entre a variação do SMI para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>04</sub>** – não existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço coronário para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>05</sub>** – não existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço médio para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>06</sub>** - não existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço apical para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

As hipóteses alternativas serão precisamente o oposto, ou seja:

**H<sub>11</sub>** - existem diferenças significativas entre a variação do volume para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>12</sub>** - existem diferenças significativas entre a variação da área para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>13</sub>** - existem diferenças significativas entre a variação do SMI para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>14</sub>** – existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço coronário para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>15</sub>** – existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço médio para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

**H<sub>16</sub>** - existem diferenças significativas entre o transporte mésio-distal no terço apical para os dois sistemas de instrumentação mecânica.

### **III. MATERIAIS E MÉTODOS**

Para a realização desta tese de mestrado foram recolhidos 40 blocos de acrílico da marca VDW (VDW, Munique, Alemanha). Todos os blocos eram idênticos e apresentavam uma curvatura, de modo que tornasse possível testar todas as variáveis desejadas, algo que não seria viável caso se tratasse de um canal completamente reto.

Inicialmente atribui-se um número a cada bloco, para assegurar a respetiva identificação. Posteriormente dividiram-se os 40 blocos em 2 grupos:

Grupo 1: Blocos 1-10 e 21-30

Grupo 2: Blocos 11-20 e 31-40

O grupo 1 foi instrumentado com o sistema de limas mecânicas ProTaper Next e o grupo 2 com o sistema Platinum V.EU.

Para facilitar o reconhecimento dos blocos, colocou-se o respetivo número num círculo de papel, que, por seu turno, foi fixada com fita adesiva, sempre na mesma face (correspondente à face do foramen apical), como mostra a figura 3. Deste modo garantiu-se a possibilidade de identificação rápida e precisa de cada bloco.



**Figura 3** | Bloco n.º 8 identificado com o respetivo algarismo em numeração árabe

Para além deste elemento de identificação, foi também gravado o respetivo número no topo de cada bloco, em numeração romana, como mostra a figura 4.



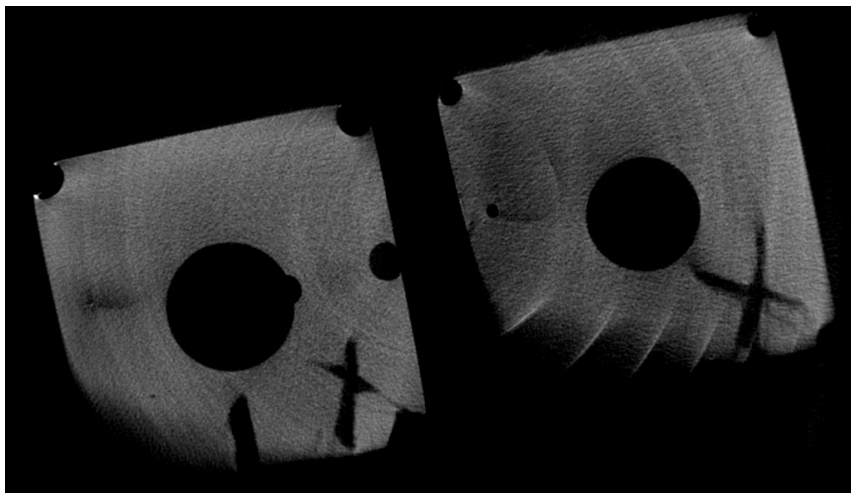
**Figura 4** | Bloco n.º 8, identificado com o respetivo algarismo em numeração romana

Para esse fim foi utilizado a multiferramenta DREMEL® 4000 a 25.000 rpm, associado ao veio flexível DREMEL®, com uma ponta ultrafina, permitindo um corte fino e preciso, como mostram as figuras 5 e 6.



**Figura 5** | Multiferramenta DREMEL® 4000    **Figura 6** | Veio flexível DREMEL® com ponta ultrafina

A gravação do número nos blocos foi necessária para permitir a sua distinção no momento da análise no computador (programa NRecon versão 1.7.0.4), uma vez que se analisaram os blocos dois a dois (Figura 7).

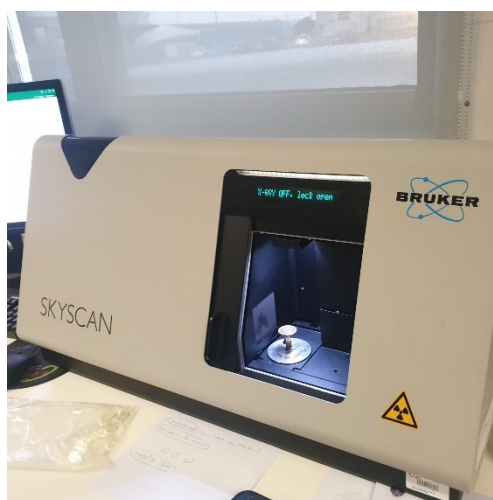


**Figura 7** | Blocos n.º 9 e n.º 10, distinguíveis no programa NRecon através da numeração romana gravada no topo

Após uma rigorosa análise da correção da identificação de cada bloco, procedeu-se à análise com micro-ct dos mesmos. As fases I e II das análises de Micro-CT, foram executadas no edifício Centro para o Desenvolvimento Rápido e Sustentado do Produto (CDRSP), Centro de Investigação do Instituto Politécnico de Leiria (IPL).

O aparelho de micro-ct utilizado para realização deste exame imagiológico pode ser observado na figura 8 e consiste no modelo Skyscan<sup>®</sup> 1174, fabricado pela empresa Bruker<sup>™</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica).

A tensão e a intensidade elétrica utilizadas foram as de 50 kV e 800  $\mu$ A, respetivamente. O tempo de exposição foi de 5500 ms, a rotação de 0,9º e a resolução nominal de 19,61  $\mu$ m/pixel. A otimização destes parâmetros de scan foi executada com recurso ao software Skyscan<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica).



**Figura 8** | Aparelho de micro-ct modelo Skyscan<sup>®</sup> 1174 (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica).

A análise foi feita aos pares e os blocos foram fixados ao suporte através de cera ortodôntica, de modo a impedir a sua movimentação com a realização do scan, como se pode observar na figura 9.



**Figura 9** | Blocos n.º 21 e n.º 22 fixados ao suporte do Skyscan® 1174 (Bruker™, Kontich, Bélgica) com cera ortodôntica ORMCO®

Assim, foi realizada a análise com micro-ct dos blocos pré-instrumentação (fase I).

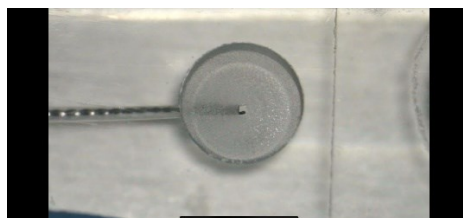
Após o scan estar concluído, procedeu-se à instrumentação dos blocos de acrílico com limas mecânicas de NiTi. Os blocos do grupo 1 foram instrumentados com as limas ProTaper Next, enquanto os do grupo 2 foram instrumentados com as limas Platinum V.EU.

Todos os blocos foram instrumentados pelo mesmo operador, neste caso, o autor desta tese e aluno do 5.º ano do Mestrado Integrado de Medicina Dentária. Todo o procedimento foi elaborado no Instituto Universitário Egas Moniz, na Clínica Universitária Egas Moniz.

A fim de determinar da maneira mais precisa o comprimento de trabalho do canal artificial antes da respetiva instrumentação mecânica, foi feita observação sob o microscópio (EXTARO® 300 ZEISS). Colocou-se uma lima manual de aço inoxidável K#10 até ao foramen apical e procurou-se encontrar o valor de condutometria do canal, como se pode observar nas figuras 10 e 11.

Constatou-se que a condutometria de todos os canais era idêntica, com discrepâncias desprezíveis entre blocos, de 15.5mm. Este valor foi obtido através da medição com uma

régua endodôntica (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) e adicionou-se-lhe uma margem de segurança de 0.5mm. Obteve-se assim um comprimento de trabalho de 15mm, valor aplicado a todos os canais artificiais, de modo a padronizar a amostra.

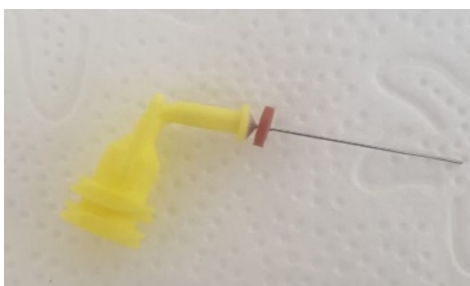


**Figuras 10 e 11** | Observação ao microscópio do bloco n.º 1 com lima k#10 introduzida dentro no canal

Uma vez determinado o comprimento de trabalho de todos os blocos, procedeu-se então à instrumentação mecânica dos canais, seguindo sempre o mesmo protocolo:

- Lima mecânica (3 movimentos);
- Lima manual K#10;
- Irrigação com soro fisiológico;
- Irrigação com álcool;
- Repetir até atingir o CT;

O comprimento de trabalho foi sistematicamente verificado para cada lima, com recurso a uma régua endodôntica. Após cada utilização da respetiva lima mecânica, a lima manual K#10 permeabilizou sempre o canal, de modo a eliminar os detritos pelo foramen apical, evitando a respetiva acumulação nessa zona do canal radicular e garantindo uma correta passagem das seguintes limas e irrigantes ao longo de todo o canal. O soro fisiológico e álcool foram inseridos nos canais através da utilização de uma seringa descartável e pontas de irrigação navitip 30 GA de 21 mm da marca Ultradent™ (Figura 12), de modo a que os irrigantes fossem introduzidos o mais apicalmente possível.



**Figura 12** | Ponta navitip 30 GA de 21mm da marca Ultradent™

O grupo 1 foi instrumentado com as limas ProTaper Next, com recurso a um motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha). As limas foram utilizadas segundo as instruções do fabricante, com 300 rpm e um torque de 250 g/cm, em rotação contínua, como mostra a figura 13.

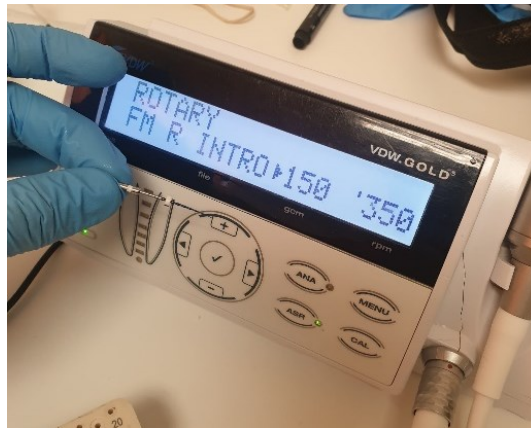


**Figura 13** | Motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha) a 300 rpm e com 250 g/cm de torque

Em primeiro lugar foi utilizada a lima X1 (17/05) e, de seguida, a lima X2 (25/06), ambas com movimentos de *Brushing Motion*. Cada lima foi utilizada para instrumentar 2 blocos de acrílico.

O grupo 2 foi instrumentado com as limas Platinum V.EU. À semelhança do grupo 1, as limas foram utilizadas segundo as instruções do fabricante, também com recurso ao motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha). A instrumentação obedeceu à seguinte ordem: 25/06 no terço coronário; 15/04 até ao CT; 20/05 até ao CT; 25/04 até ao CT; 25/06 até ao CT. Todas as limas foram utilizadas com 350 rpm e um torque de 150 g/cm, como mostra a figura 14. Todas as limas foram utilizadas em *pecking motion*, exceto a 15/04, que foi utilizada em *brushing motion*. Cada lima foi utilizada para instrumentar 2 blocos de acrílico.





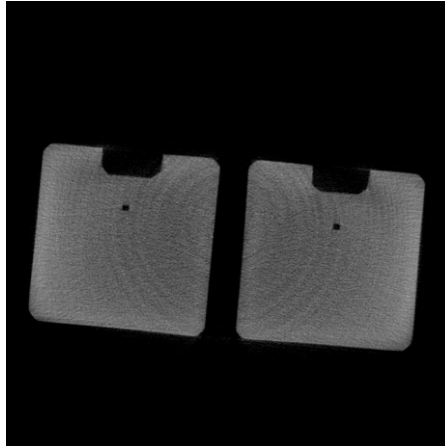
**Figura 14** | Motor endodôntico Silver® Reciproc® (VDW®, Munique, Alemanha) a 350 rpm e com 150 g/cm de torque

Depois da instrumentação de todos os blocos de acrílico foi feito novo scan (fase II). À semelhança do método utilizado na fase I, o micro-ct foi feito aos pares e com cera ortodôntica no suporte do aparelho. Os parâmetros de scan utilizados nesta fase foram os mesmos utilizados na fase I.

Após o scan de todos os blocos, quer da fase I quer da fase II, procedeu-se à reconstrução dos dados em computador, através da utilização de vários softwares informáticos. O primeiro utilizado foi o NRecon, versão 1.7.0.4, que permitiu transformar as imagens obtidas diretamente após o scan (Figuras 15 e 16) em cortes axiais dos 2 blocos de acrílico (Figura 17).

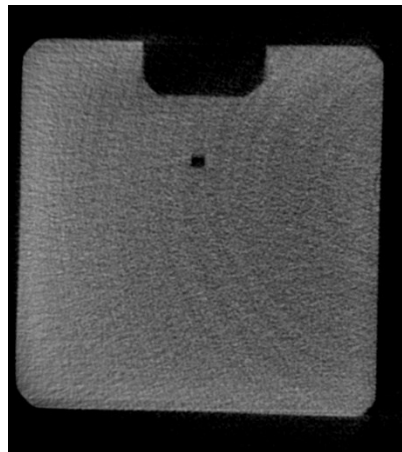


**Figuras 15 e 16** | Imagem dos blocos n.º 7 e n.º 8, fase I após Micro-CT



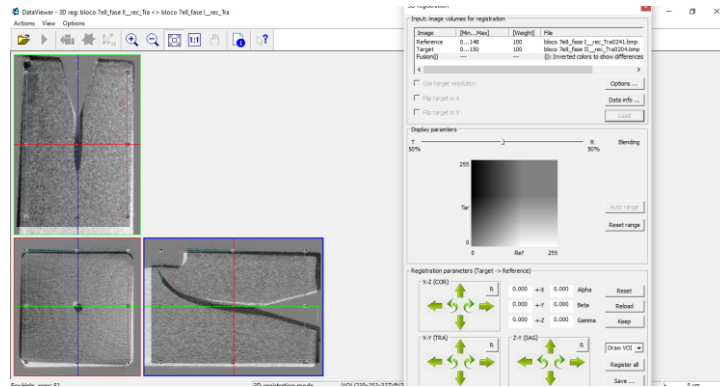
**Figura 17** | Corte axial dos blocos n.º 7 e n.º 8, fase I no programa NRecon

Uma vez que os blocos foram analisados dois a dois, seguidamente procedeu-se à separação dos mesmos. Obteve-se apenas a reconstrução de cada bloco individualmente, como mostra a imagem 18, o que permitiu facilitar a gestão dos dados.

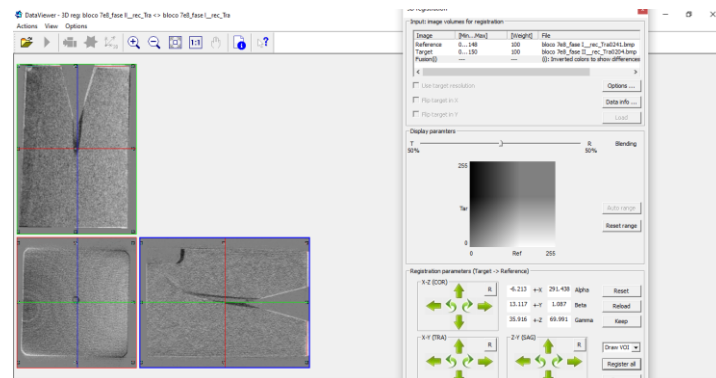


**Figura 18** | Corte axial do bloco n.º 7, fase I (individualizado)

Posteriormente realizou-se a sobreposição e alinhamento 3D da fase I e fase II, para cada bloco. Isto permitiu “colocar” os canais pré e pós instrumentação, exatamente na mesma posição, operação efetuada no programa DataViewer<sup>®</sup>, versão 1.5.2.4 (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica), como mostram as figuras 19 e 20.

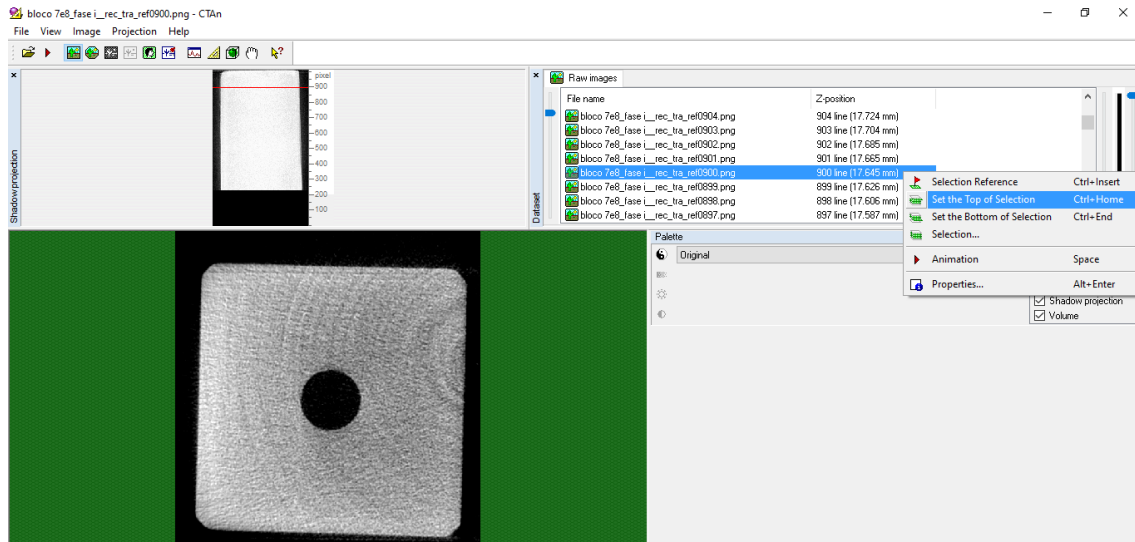


**Figura 19** | Bloco n.º 7, fase I e fase II desalinhadas no programa DataViewer<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)

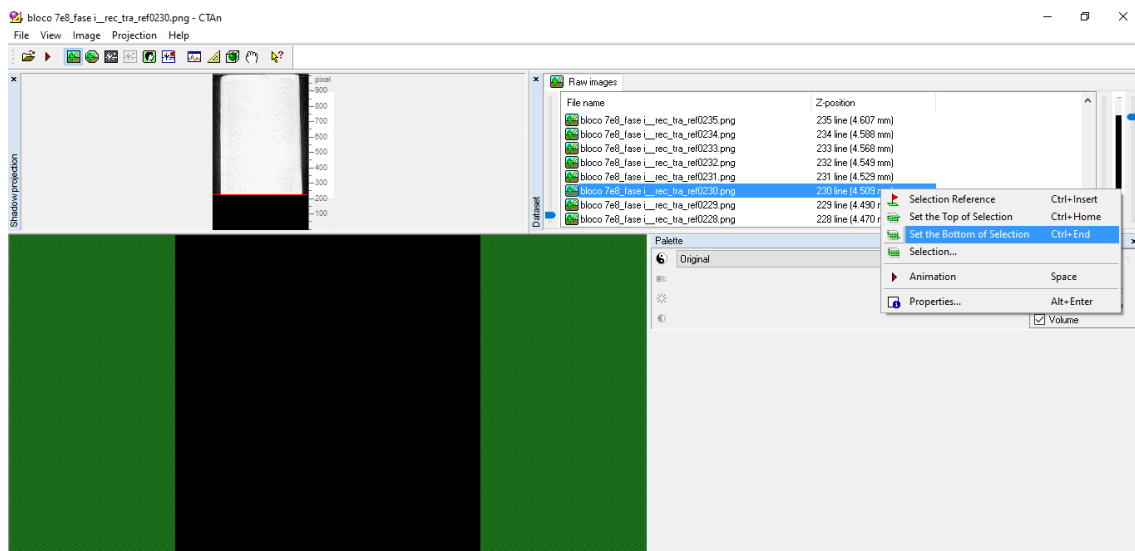


**Figura 20** | Bloco n.º 7 fase I e fase II alinhadas no programa DataViewer<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)

Para a análise morfométrica dos dados recorreu-se a um programa denominado CTAn<sup>®</sup> versão 1.20.3.0. (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica). A utilização deste *software* visou a análise da morfologia interna dos blocos. Primeiramente, procedeu-se à análise morfométrica de todos os cortes axiais existentes, definiu-se um teto e uma base, ou seja, os cortes axiais considerados como limite superior (*top*) e inferior (*bottom*). O *top* foi 900, como mostra a figura 21, e o *bottom* foi 230, como mostra a figura 22.

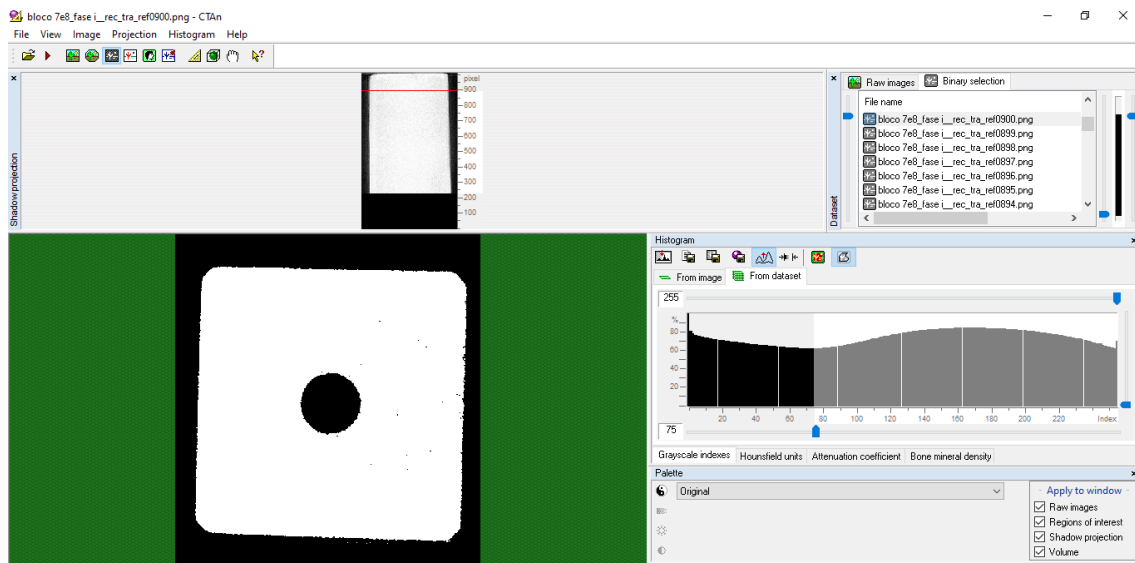


**Figura 21** | Corte axial 900 selecionado como *top* para o bloco n.º 7, fase I, no programa CTAn<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)



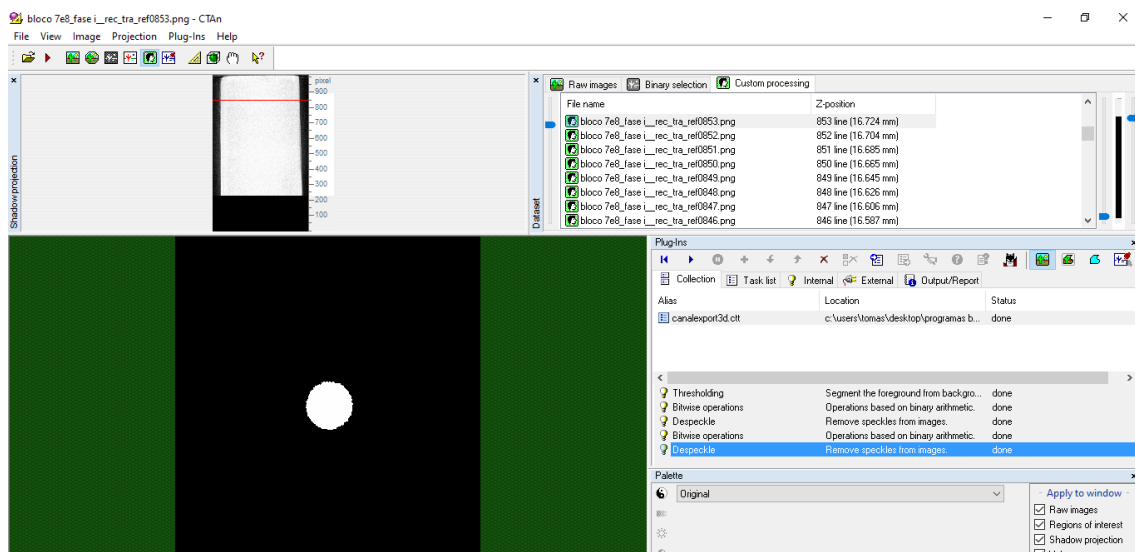
**Figura 22** | Corte axial 230 selecionado como *bottom* para o bloco n.º 7 fase I, no programa CTAn<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)

Obteve-se então um total de 670 cortes para análise, espaçados 19.6  $\mu\text{m}$  entre si. Este intervalo de 670 cortes, abrangeu o canal em toda a sua extensão, em todos os blocos de acrílico. Este intervalo de cortes axiais foi igual para todos os blocos. Uma vez definido o intervalo, procedeu-se à binarização de cada bloco, dentro da escala de cinzentos selecionada. O intervalo de *threshold* selecionado foi 75-255 (Figura 23). Este intervalo foi o mesmo para todos os blocos, nas fases I e II.



**Figura 23** | *Thresholding* 75-255 escolhido para a escala de cinzentos do bloco n.º 7, fase I, no programa CTAn<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)

O resultado consistiu na obtenção do canal a branco e tudo em seu redor a preto. Posteriormente eliminou-se o ruído existente, ou seja, pequenos pontos brancos que não compunham o canal. Sem essa eliminação, a análise final seria certamente prejudicada. Esta binarização foi efetuada para cada bloco, tanto para a fase I como para a fase II (Figura 24).



**Figura 24** | Binarização do bloco n.º 7, fase I, no programa CTAn<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica)

O *output* do CTAn<sup>©</sup>, versão 1.20.3.0 (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica), é a análise morfométrica em 2D e em 3D.

Uma vez na posse dos parâmetros morfológicos fornecidos por este software referentes às fases I e II, pré e pós instrumentação, foram selecionados e retirados apenas os valores relevantes para este projeto, com base nos parâmetros que se pretendia avaliar. Com base nesses valores, foram elaboradas várias tabelas, para facilitação da análise dos resultados. Estas tabelas englobaram a avaliação de 4 parâmetros: Transporte mésio-distal; Volume canal; Superfície canal e Índice do modelo de estrutura (SMI). O transporte mésio-distal foi avaliado segundo os três terços do canal (apical, médio e coronário). Relativamente ao volume, área de superfície e SMI, a avaliação foi feita segundo a análise do canal como um todo (3D).

Os modelos 3D dos canais foram obtidos através do programa CTVol<sup>®</sup> (Bruker<sup>™</sup>, Kontich, Bélgica) e podem ser observados nos anexos (figura 25-53).

Os dados recolhidos foram tratados estatisticamente através do software SPSS<sup>®</sup> (IBM, Armonk, Nova Iorque, Estados Unidos).

#### IV. RESULTADOS

Os blocos foram scaneados, pré e pós instrumentação, com o objetivo de determinar a variação respetiva em cada canal, relativamente: à área de superfície, ao volume, ao SMI e ao transporte mésio-distal. Esta análise, com recurso a micro-ct, permitiu verificar que embora os blocos fossem aparentemente iguais, existiam pequenas diferenças nas dimensões iniciais de cada canal. Nenhum dos instrumentos endodônticos foi fraturado durante a instrumentação mecânica dos blocos.

Antes da observação dos dados e realização da análise estatística, verificou-se que os blocos 3, 7, 8, 26, 29, 30, 31 e 32 não se encontravam corretamente alinhados. Ou seja, surgiu um erro entre a sobreposição das fases I (pré-instrumentação) e II (pós-instrumentação) nestes mesmos blocos. Por isso, devido à impossibilidade da realização de novo scan da fase I, foi necessário proceder à remoção desses blocos do estudo. Foi verificado também um problema no momento da binarização dos blocos 4, 27 e 28. Estes blocos apresentavam algum ruído e distorção no ficheiro NRecon relativo à fase I, o que interferiria significativamente nos resultados finais. Por isso, devido à impossibilidade da realização de novo scan da fase I dos blocos mencionados, procedeu-se igualmente à sua remoção do estudo. Assim, embora inicialmente a amostra consistisse de 20 canais artificiais para ambos os sistemas (n=20), no fim foram analisados somente 11 blocos de acrílico para o sistema ProTaper Next (n=11) e 18 para o sistema Platinum V.EU (n=18).

Embora inicialmente se pretendesse avaliar as variáveis: transporte mésio-distal e vestibulo-lingual; Volume canal; Superfície canal e Índice do modelo de estrutura (SMI), acabou por não se avaliar o transporte vestibulo-lingual em virtude de apenas se terem verificado alterações significativas a nível mésio-distal. Ou seja, após análise dos canais nos *softwares* informáticos, percebeu-se claramente que o canal se movimentava apenas no eixo “y” e não existia qualquer deslocação ao longo do eixo “x”. Consequentemente, após instrumentação, as limas transportariam o canal apenas no eixo “y” e não “x”. Foi feita a leitura do eixo “y” como “transporte mésio-distal” e do eixo “x” como “transporte vestibulo-lingual”. Esta interpretação foi realizada, com base no facto dos canais terem, geralmente, curvatura para distal.

Procedeu-se à análise dos dados referentes às variáveis Volume, Área e SMI antes e após instrumentação, mediante aplicação do modelo ANOVA de medições repetidas de tipo misto (fator independente: sistema de limas; fator de medições repetidas: tempo, em t1 e t2). Para o parâmetro  $\Delta T$  (transporte méso-distal), a comparação entre os 2 grupos definidos pela variável independente foi efetuada mediante aplicação do teste t para amostras independentes e do teste de Mann-Whitney.

No que se refere à aplicação da ANOVA de medições repetidas, o pressuposto de normalidade dos resíduos do modelo foi validado mediante aplicação do teste de Shapiro-Wilk, o qual revelou que a normalidade se verifica em geral. Nos casos em que o pressuposto foi violado não se verificaram assimetrias acentuadas, o que sustenta a aplicação da ANOVA.

Todos os procedimentos estatísticos foram efetuados com o SPSS 28.0, ao nível de significância de 5%.

## **1. VOLUME CANALAR**

Os resultados relativos à variação do volume canalar estão apresentados na tabela 1, para os blocos instrumentados com o sistema ProTaper Next e na tabela 2, para os blocos instrumentados com o sistema Platinum V.EU.



**Tabela 1** | Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next em mm<sup>3</sup>.

| <b>Volume em mm<sup>3</sup></b> | <b>Anterior à Instrumentação</b> | <b>Posterior à Instrumentação</b> | <b>Δ Volume</b> |
|---------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|-----------------|
| Bloco n.º 1                     | 13,18996795                      | 14,38051134                       | 1,190543        |
| Bloco n.º 2                     | 13,55930988                      | 14,13092324                       | 0,571613        |
| Bloco n.º 3                     | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 4                     | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 5                     | 7,99991188                       | 9,94086832                        | 1,940956        |
| Bloco n.º 6                     | 6,96031868                       | 8,56214053                        | 1,601822        |
| Bloco n.º 7                     | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 8                     | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 9                     | 11,78834655                      | 15,56332689                       | 3,77498         |
| Bloco n.º 10                    | 7,78579941                       | 11,69339652                       | 3,907597        |
| Bloco n.º 21                    | 13,22856574                      | 14,7428763                        | 1,514311        |
| Bloco n.º 22                    | 10,79795304                      | 13,14718892                       | 2,349236        |
| Bloco n.º 23                    | 15,49446953                      | 17,0186038                        | 1,524134        |
| Bloco n.º 24                    | 16,40166214                      | 17,9876656                        | 1,586003        |
| Bloco n.º 25                    | 13,06362235                      | 14,78245689                       | 1,718835        |
| Bloco n.º 26                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 27                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 28                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 29                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 30                    | -                                | -                                 | -               |
| <b>Média</b>                    | 11,843± 3,138                    | 13,814 ±2,837                     | 1,971 ±1,023    |

**Tabela 2** | Resultados da variação do volume dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum V.EU em mm<sup>3</sup>.

| <b>Volume em mm<sup>3</sup></b> | <b>Anterior à Instrumentação</b> | <b>Posterior à Instrumentação</b> | <b>Δ Volume</b> |
|---------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|-----------------|
| Bloco n.º 11                    | 8,34113495                       | 10,57600966                       | 2,234875        |
| Bloco n.º 12                    | 8,48407038                       | 10,82351383                       | 2,339443        |
| Bloco n.º 13                    | 8,79679975                       | 11,28316311                       | 2,486363        |
| Bloco n.º 14                    | 15,37692738                      | 17,55162361                       | 2,174696        |
| Bloco n.º 15                    | 16,2266514                       | 17,70862433                       | 1,481973        |
| Bloco n.º 16                    | 8,27697395                       | 9,791892                          | 1,514918        |
| Bloco n.º 17                    | 17,33435877                      | 19,39353786                       | 2,059179        |
| Bloco n.º 18                    | 17,97348402                      | 19,67454776                       | 1,701064        |
| Bloco n.º 19                    | 13,07164453                      | 14,62160292                       | 1,549958        |
| Bloco n.º 20                    | 12,1789607                       | 14,02273757                       | 1,843777        |
| Bloco n.º 31                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 32                    | -                                | -                                 | -               |
| Bloco n.º 33                    | 12,23539791                      | 12,52350709                       | 0,288109        |
| Bloco n.º 34                    | 14,13179347                      | 15,62959597                       | 1,497803        |
| Bloco n.º 35                    | 12,17993993                      | 14,17594942                       | 1,996009        |
| Bloco n.º 36                    | 12,6481068                       | 14,56011842                       | 1,912012        |
| Bloco n.º 37                    | 14,17846974                      | 16,145479                         | 1,967009        |
| Bloco n.º 38                    | 12,78737569                      | 14,61267786                       | 1,825302        |
| Bloco n.º 39                    | 13,09576588                      | 14,7218408                        | 1,626075        |
| Bloco n.º 40                    | 12,64059926                      | 14,38278192                       | 1,742183        |
| <b>Média</b>                    | 12,775 ±2,927                    | 14,567 ±2,870                     | 1,791 ±0,479    |

No que se refere ao volume, a ANOVA indica que não existe interação entre o fator de medições repetidas e fator independente ( $p = 0.414$ ). Nestas condições, avaliou-se o efeito do fator de medições repetidas, independentemente do grupo, verificando-se um incremento significativo do volume de t1 para t2 ( $p < 0.001$ ), ou seja, para ambos os sistemas de limas, verificou-se existir um aumento significativo no volume canalar pré e pós instrumentação. Isto pode ser comprovado pela tabela 11, presente nos Anexos.

Já no que concerne a diferenças entre grupos para o Volume, independentemente do momento, as mesmas são não significativas ( $p = 0.456$ ), ou seja, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na variação do volume quando comparados os dois sistemas de limas entre si. Isto pode ser comprovado pela tabela 12, presente nos Anexos.

## 2. ÁREA DE SUPERFÍCIE CANALAR

Os resultados referentes à área de superfície canalar estão apresentados na tabela 3, para os blocos instrumentados com o sistema ProTaper Next e na tabela 4, para os blocos instrumentados com o sistema Platinum V.EU.

**Tabela 3** | Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next em mm<sup>2</sup>

| <b>Superfície em mm<sup>2</sup></b> | <b>Anterior à Instrumentação</b> | <b>Posterior à Instrumentação</b> | <b>Δ Superfície</b> |
|-------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|---------------------|
| Bloco n.º 1                         | 53,67352                         | 54,07332                          | 0,3998              |
| Bloco n.º 2                         | 53,45578                         | 54,1219                           | 0,66612             |
| Bloco n.º 3                         | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 4                         | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 5                         | 43,66395                         | 48,74106                          | 5,07711             |
| Bloco n.º 6                         | 38,66337                         | 43,12327                          | 4,4599              |
| Bloco n.º 7                         | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 8                         | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 9                         | 49,13676                         | 58,81431                          | 9,67755             |
| Bloco n.º 10                        | 42,83518                         | 52,42735                          | 9,59217             |
| Bloco n.º 21                        | 53,68267                         | 55,3209                           | 1,63823             |
| Bloco n.º 22                        | 47,57922                         | 53,14141                          | 5,56219             |
| Bloco n.º 23                        | 56,37179                         | 59,92392                          | 3,55213             |
| Bloco n.º 24                        | 58,81541                         | 61,70737                          | 2,89196             |
| Bloco n.º 25                        | 52,60852                         | 56,53217                          | 3,92365             |
| Bloco n.º 26                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 27                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 28                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 29                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 30                        | -                                | -                                 | -                   |
| <b>Média</b>                        | 50,044 ±6,251                    | 54,357 ±5,231                     | 4,313 ±3,120        |

**Tabela 4** | Resultados da variação da superfície dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum V.EU em mm<sup>2</sup>

| <b>Superfície em mm<sup>2</sup></b> | <b>Anterior à Instrumentação</b> | <b>Posterior à Instrumentação</b> | <b>Δ Superfície</b> |
|-------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|---------------------|
| Bloco n.º 11                        | 42,24698                         | 48,38183                          | 6,13485             |
| Bloco n.º 12                        | 46,00931                         | 49,72022                          | 3,71091             |
| Bloco n.º 13                        | 42,80054                         | 50,33467                          | 7,53413             |
| Bloco n.º 14                        | 56,66043                         | 62,65227                          | 5,99184             |
| Bloco n.º 15                        | 57,61127                         | 61,33722                          | 3,72595             |
| Bloco n.º 16                        | 43,4012                          | 46,39251                          | 2,99131             |
| Bloco n.º 17                        | 59,00806                         | 64,76102                          | 5,75296             |
| Bloco n.º 18                        | 61,70912                         | 65,70372                          | 3,9946              |
| Bloco n.º 19                        | 52,10954                         | 56,09223                          | 3,98269             |
| Bloco n.º 20                        | 49,53782                         | 55,32817                          | 5,79035             |
| Bloco n.º 31                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 32                        | -                                | -                                 | -                   |
| Bloco n.º 33                        | 50,31029                         | 52,08673                          | 1,77644             |
| Bloco n.º 34                        | 54,36253                         | 58,20068                          | 3,83815             |
| Bloco n.º 35                        | 49,95893                         | 56,35882                          | 6,39989             |
| Bloco n.º 36                        | 50,99421                         | 55,73501                          | 4,7408              |
| Bloco n.º 37                        | 53,83544                         | 59,13167                          | 5,29623             |
| Bloco n.º 38                        | 50,61114                         | 56,27014                          | 5,659               |
| Bloco n.º 39                        | 52,96941                         | 56,12744                          | 3,15803             |
| Bloco n.º 40                        | 51,07459                         | 55,66877                          | 4,59418             |
| <b>Média</b>                        | 51,401 ±5,458                    | 56,127 ±5,402                     | 4,726 ±1,450        |

No que respeita às áreas, também não se verifica interação significativa entre os 2 fatores incluídos no modelo ( $p = 0.630$ ). Avaliado o efeito do fator de medições repetidas, o mesmo revelou-se significativo ( $p < 0.001$ ), independentemente do grupo, estando este parâmetro significativamente aumentado em t2, ou seja, para ambos os sistemas de limas, verificou-se existir um aumento significativo na área de superfície canalar pré e pós instrumentação, ou seja, houve um aumento significativo na área entre a fase I e II. Isto pode ser comprovado pela tabela 13, presente nos Anexos.

Já no que concerne a diferenças entre grupos para a Área, independentemente do momento, as mesmas são não significativas ( $p = 0.460$ ), ou seja, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no aumento da área de superfície canalar entre os dois sistemas de limas. Isto pode ser comprovado pela tabela 14, presente nos Anexos.

### 3. SMI – *STRUCTURE MODEL INDEX*

Os resultados referentes ao SMI estão apresentados na tabela 5, para os blocos instrumentados com o sistema ProTaper Next e na tabela 6, para os blocos instrumentados com o sistema Platinum V.EU.

**Tabela 5** | Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com o sistema ProTaper Next.

| SMI          | Anterior à Instrumentação | Posterior à Instrumentação | $\Delta$ SMI      |
|--------------|---------------------------|----------------------------|-------------------|
| Bloco n.º 1  | 2,815763                  | 3,497447                   | 0,681684          |
| Bloco n.º 2  | 2,9984                    | 3,152965                   | 0,154565          |
| Bloco n.º 3  | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 4  | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 5  | 1,469233                  | 3,313987                   | 1,844754          |
| Bloco n.º 6  | 2,849161                  | 2,848891                   | -0,00027          |
| Bloco n.º 7  | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 8  | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 9  | 2,885233                  | 2,664819                   | -0,22041          |
| Bloco n.º 10 | 2,75367                   | 3,200713                   | 0,447043          |
| Bloco n.º 21 | 3,081898                  | 3,383529                   | 0,301631          |
| Bloco n.º 22 | 2,788344                  | 3,329801                   | 0,541457          |
| Bloco n.º 23 | 3,764023                  | 3,420994                   | -0,34303          |
| Bloco n.º 24 | 2,880428                  | 3,699321                   | 0,818893          |
| Bloco n.º 25 | 2,910251                  | 3,524783                   | 0,614532          |
| Bloco n.º 26 | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 27 | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 28 | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 29 | -                         | -                          | -                 |
| Bloco n.º 30 | -                         | -                          | -                 |
| <b>Média</b> | 2,836 $\pm$ 0,533         | 3,276 $\pm$ 0,301          | 0,440 $\pm$ 0,597 |

**Tabela 6** | Resultados da variação do SMI dos canais submetidos a instrumentação com o sistema Platinum.

| <b>SMI</b>   | <b>Anterior à Instrumentação</b> | <b>Posterior à Instrumentação</b> | <b>Δ SMI</b> |
|--------------|----------------------------------|-----------------------------------|--------------|
| Bloco n.º 11 | 2,514045                         | 3,173901                          | 0,659856     |
| Bloco n.º 12 | 3,072253                         | 2,892586                          | -0,17967     |
| Bloco n.º 13 | 2,913132                         | 3,144323                          | 0,231191     |
| Bloco n.º 14 | 3,039262                         | 3,408635                          | 0,369373     |
| Bloco n.º 15 | 3,269996                         | 3,521636                          | 0,25164      |
| Bloco n.º 16 | 2,872955                         | 3,040017                          | 0,167062     |
| Bloco n.º 17 | 3,941981                         | 3,654481                          | -0,2875      |
| Bloco n.º 18 | 3,338745                         | 3,707875                          | 0,36913      |
| Bloco n.º 19 | 3,290561                         | 3,309237                          | 0,018676     |
| Bloco n.º 20 | 3,218521                         | 3,283137                          | 0,064616     |
| Bloco n.º 31 | -                                | -                                 | -            |
| Bloco n.º 32 | -                                | -                                 | -            |
| Bloco n.º 33 | 3,521499                         | 3,37461                           | -0,14689     |
| Bloco n.º 34 | 3,420017                         | 3,664681                          | 0,244664     |
| Bloco n.º 35 | 3,455488                         | 3,475528                          | 0,02004      |
| Bloco n.º 36 | 3,005559                         | 3,027758                          | 0,022199     |
| Bloco n.º 37 | 3,354491                         | 3,3455                            | -0,00899     |
| Bloco n.º 38 | 3,246653                         | 3,327568                          | 0,080915     |
| Bloco n.º 39 | 3,455293                         | 3,534356                          | 0,079063     |
| Bloco n.º 40 | 3,28275                          | 3,333895                          | 0,051145     |
| <b>Média</b> | 3,234 ±0,308                     | 3,346 ±0,229                      | 0,112 ±0,223 |

Para este parâmetro, verifica-se uma interação significativa ( $p = 0.043$ ) entre o fator de medições repetidas e o fator independente, o que significa que as diferenças entre grupos dependem do momento da avaliação e também que as variações temporais dependem do grupo. Por outras palavras, a existência de interação significativa indica que as diferenças entre grupos se alteram no tempo.

Nestas condições, as comparações foram efetuadas mediante aplicação de contrastes planeados, os quais mostram que, em t1, o grupo 2 apresenta valores de SMI significativamente mais elevados do que o grupo 1 ( $p = 0.016$ ), sendo que em t2, não se verificam diferenças significativas entre grupos para esse parâmetro ( $p = 0.488$ ), por outras palavras, os valores de SMI do grupo 1, na fase pré-instrumentação, eram significativamente inferiores aos valores dos canais do grupo 2. No entanto, se forem observados os valores de SMI após instrumentação, entre os dois grupos, não se verificam a existência de diferenças significativas. Isto pode ser comprovado pelas tabelas 15 e 16, presentes nos Anexos.

No que concerne ao valor médio de SMI para o grupo 1 este aumenta significativamente de t1 para t2 ( $p = 0.001$ ), enquanto no grupo 2 essas variações não são significativas ( $p = 0.252$ ). Isto pode ser comprovado pela tabela 17, presente nos Anexos.

#### 4. TRANSPORTE MÉSIO-DISTAL

Os resultados relativos ao transporte méso-distal estão expostos em quatro tabelas:

- Tabela 7 (análise qualitativa);
- Tabela 8 (análise quantitativa);
- Tabela 9 e 10 (análise qualitativa e quantitativa, por grupos).

Foi considerado que cada canal seria constituído por 400 cortes axiais. Este valor aparentava abranger o canal em praticamente toda a sua extensão, excluindo o terço inicial, mais coronal. Optou-se por excluir esta porção de canal artificial pois não era representativo de um canal verdadeiro devido ao seu elevado diâmetro, o que traria alterações significativas e uma interpretação não real dos resultados obtidos.

Assim sendo, dividiu-se então os 400 cortes em três terços de 146 cortes cada: terço coronal, terço médio e terço apical. Em cada corte existe um ponto central do canal, denominado “centroide”. Este centroide possui 2 coordenadas: x e y. Caso unamos todos os centroides desde o primeiro até ao último corte obteremos uma linha que unificará todos os pontos centrais do canal, esta linha denomina-se “centralidade”. Foi observado neste estudo que os canais apenas se deslocavam no eixo y e nunca no eixo x. Isto, pois sendo todos os blocos iguais, a curvatura do canal seria sempre a mesma e sempre no mesmo sentido. Como tal, a coordenada x não foi considerada relevante para esta investigação.

Assim sendo, optou-se por não calcular o transporte vestibulo-lingual (uma vez que este não sofreria alterações significativas pré e pós instrumentação) mas sim o transporte méso-distal. A correspondência entre transporte “méso-distal” ou “vestibulo lingual” e a variação do canal ao longo do eixo y e x, respetivamente, foi realizada com base no facto de os canais terem, geralmente, curvatura para distal.

Para determinar o valor numérico do transporte, foi necessário calcular a diferença entre os valores do centroide, no eixo y, (méso-distal) quer para a fase I quer para a fase II.

Uma vez obtido o valor da diferença para cada corte, foi realizada a média destes mesmos valores para cada terço, ou seja, somaram-se todos os valores calculados e dividiu-se o resultado final por 146 (número de cortes em cada terço). Estes resultados podem ser encontrados na tabela 8. A interpretação qualitativa do transporte mésio-distal apresentado na tabela 7 foi realizada pela observação, por terços, da variação do centroide no eixo y. Foram analisados estes valores para os 146 cortes correspondentes a cada terço. Conforme o valor dos cortes fosse maioritariamente positivo ou negativo assim o transporte seria mesial ou distal para o terço em questão. A correspondência entre valor positivo ou negativo na tradução de um transporte mesial ou distal é variável, uma vez que o scan foi realizado com o foramen apical em posições diferentes entre os blocos. Assim, um valor negativo ou positivo na variação dos centroides entre a fase I e II (tabela 7) poderá corresponder a um transporte distal ou mesial, consoante cada canal. A figura 54, presente nos anexos, representa a tabela de excel onde estão inseridos todos os valores acima mencionados, relativamente ao transporte e às coordenadas do centroide para o bloco n.º 10.

Para a realização da análise estatística foram utilizados apenas o módulo dos valores obtidos, ou seja, o valor absoluto.

**Tabela 7** | Análise qualitativa (M e D) do transporte mésio-distal de todos os canais instrumentados, por terços

| <b>Transporte Mésio-Distal</b> | <b>Transporte 1/3 Coronário (Qualitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Médio (Qualitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Apical (Qualitativo)</b> | <b>Sistema utilizado na Instrumentação</b> |
|--------------------------------|-----------------------------------------------|-------------------------------------------|--------------------------------------------|--------------------------------------------|
| Bloco n.º 1                    | D                                             | M                                         | D                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 2                    | D                                             | M                                         | M                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 3                    | -                                             | -                                         | -                                          | -                                          |
| Bloco n.º 4                    | -                                             | -                                         | -                                          | -                                          |
| Bloco n.º 5                    | D                                             | M                                         | D                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 6                    | D                                             | M                                         | D                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 7                    | -                                             | -                                         | -                                          | -                                          |
| Bloco n.º 8                    | -                                             | -                                         | -                                          | -                                          |
| Bloco n.º 9                    | D                                             | M                                         | D                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 10                   | D                                             | M                                         | D                                          | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 11                   | D                                             | M                                         | D                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 12                   | D                                             | M                                         | D                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 13                   | M                                             | M                                         | M                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 14                   | D                                             | M                                         | M                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 15                   | D                                             | M                                         | D                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 16                   | D                                             | M                                         | D                                          | Platinum V.EU                              |
| Bloco n.º 17                   | D                                             | M                                         | D                                          | Platinum V.EU                              |



|              |   |   |   |               |
|--------------|---|---|---|---------------|
| Bloco n.º 18 | D | M | M | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 19 | D | M | M | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 20 | D | M | D | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 21 | D | M | D | ProTaper Next |
| Bloco n.º 22 | D | M | D | ProTaper Next |
| Bloco n.º 23 | M | M | M | ProTaper Next |
| Bloco n.º 24 | D | M | M | ProTaper Next |
| Bloco n.º 25 | D | M | M | ProTaper Next |
| Bloco n.º 26 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 27 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 28 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 29 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 30 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 31 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 32 | - | - | - | -             |
| Bloco n.º 33 | M | M | M | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 34 | D | M | M | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 35 | D | M | D | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 36 | D | M | D | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 37 | D | M | D | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 38 | D | M | D | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 39 | D | M | M | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 40 | M | M | M | Platinum V.EU |

**Tabela 8** | Análise quantitativa (mm) do transporte méso-distal de todos os canais instrumentados, por terços

| <b>Transporte Méso-Distal (mm)</b> | <b>Transporte 1/3 Coronário (Quantitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Médio (Quantitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Apical (Quantitativo)</b> | <b>Sistema utilizado na Instrumentação</b> |
|------------------------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------------|---------------------------------------------|--------------------------------------------|
| Bloco n.º 1                        | -0,02121763                                    | 0,03455927                                 | -0,03509021                                 | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 2                        | -0,0087746                                     | 0,06403347                                 | 0,06363569                                  | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 3                        | -                                              | -                                          | -                                           | -                                          |
| Bloco n.º 4                        | -                                              | -                                          | -                                           | -                                          |
| Bloco n.º 5                        | 0,0259446                                      | -0,00934216                                | 0,02182662                                  | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 6                        | 0,03843864                                     | -0,02978748                                | 0,01924796                                  | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 7                        | -                                              | -                                          | -                                           | -                                          |
| Bloco n.º 8                        | -                                              | -                                          | -                                           | -                                          |
| Bloco n.º 9                        | 0,16557765                                     | -0,05321639                                | 0,01241261                                  | ProTaper Next                              |
| Bloco n.º 10                       | 0,10485235                                     | -0,07021688                                | 0,07146841                                  | ProTaper Next                              |

|              |             |             |             |               |
|--------------|-------------|-------------|-------------|---------------|
| Bloco n.º 11 | 0,02909379  | -0,04709494 | 0,03020284  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 12 | 0,03864651  | -0,01464421 | 0,05368874  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 13 | 0,04380554  | 0,07541135  | 0,00768864  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 14 | -0,03407577 | 0,10190256  | 0,02899143  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 15 | 0,05089691  | -0,01611293 | 0,00905496  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 16 | 0,09152448  | -0,00023266 | 0,00898284  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 17 | -0,04485542 | 0,06361525  | -0,00304891 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 18 | -0,07724356 | 0,07238761  | 0,02284169  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 19 | 0,06415484  | -0,02767428 | -0,00655807 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 20 | 0,06294688  | -0,0077582  | 0,02297147  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 21 | -0,05343741 | 0,03490041  | -0,0054543  | ProTaper Next |
| Bloco n.º 22 | -0,08192016 | 0,04559104  | -0,01340373 | ProTaper Next |
| Bloco n.º 23 | 0,00709418  | 0,04710868  | 0,00237779  | ProTaper Next |
| Bloco n.º 24 | -0,01372284 | 0,07553681  | 0,02344324  | ProTaper Next |
| Bloco n.º 25 | 0,01208132  | -0,06740676 | -0,0037819  | ProTaper Next |
| Bloco n.º 26 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 27 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 28 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 29 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 30 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 31 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 32 | -           | -           | -           | -             |
| Bloco n.º 33 | 0,02176186  | 0,05892614  | 0,13955935  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 34 | -0,00520828 | 0,04037212  | 0,00791962  | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 35 | -0,0491175  | 0,02985304  | -0,06542209 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 36 | -0,01981532 | 0,03067462  | -0,02851447 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 37 | -0,0518113  | 0,02888614  | -0,06247143 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 38 | -0,04596444 | 0,01881082  | -0,06731433 | Platinum V.EU |

|              |            |            |            |               |
|--------------|------------|------------|------------|---------------|
| Bloco n.º 39 | -0,0161021 | 0,03859053 | 0,00484001 | Platinum V.EU |
| Bloco n.º 40 | 0,00968652 | 0,03811223 | 0,01259025 | Platinum V.EU |

**Tabela 9** | Análise quantitativa (mm) e qualitativa (M e D) do transporte mésio-distal (por terços) dos canais instrumentados com o sistema ProTaper Next

| <b>Transporte<br/>Mésio-Distal<br/>(mm)</b> | <b>Transporte<br/>1/3 Coronário<br/>(Quantitativo e<br/>Qualitativo)</b> | <b>Transporte<br/>1/3 Médio<br/>(Quantitativo e<br/>Qualitativo)</b> | <b>Transporte<br/>1/3 Apical<br/>(Quantitativo e<br/>Qualitativo)</b> |
|---------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|
| Bloco n.º 1                                 | 0,02121763<br><b>D</b>                                                   | 0,03455927<br><b>M</b>                                               | 0,03509021<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 2                                 | 0,0087746<br><b>D</b>                                                    | 0,06403347<br><b>M</b>                                               | 0,06363569<br><b>M</b>                                                |
| Bloco n.º 3                                 | -                                                                        | -                                                                    | -                                                                     |
| Bloco n.º 4                                 | -                                                                        | -                                                                    | -                                                                     |
| Bloco n.º 5                                 | 0,0259446<br><b>D</b>                                                    | 0,00934216<br><b>M</b>                                               | 0,02182662<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 6                                 | 0,03843864<br><b>D</b>                                                   | 0,02978748<br><b>M</b>                                               | 0,01924796<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 7                                 | -                                                                        | -                                                                    | -                                                                     |
| Bloco n.º 8                                 | -                                                                        | -                                                                    | -                                                                     |
| Bloco n.º 9                                 | 0,16557765<br><b>D</b>                                                   | 0,05321639<br><b>M</b>                                               | 0,01241261<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 10                                | 0,10485235<br><b>D</b>                                                   | 0,07021688<br><b>M</b>                                               | 0,07146841<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 21                                | 0,05343741<br><b>D</b>                                                   | 0,03490041<br><b>M</b>                                               | 0,0054543<br><b>D</b>                                                 |
| Bloco n.º 22                                | 0,08192016<br><b>D</b>                                                   | 0,04559104<br><b>M</b>                                               | 0,01340373<br><b>D</b>                                                |
| Bloco n.º 23                                | 0,00709418<br><b>M</b>                                                   | 0,04710868<br><b>M</b>                                               | 0,00237779<br><b>M</b>                                                |
| Bloco n.º 24                                | 0,01372284<br><b>D</b>                                                   | 0,07553681<br><b>M</b>                                               | 0,02344324<br><b>M</b>                                                |
| Bloco n.º 25                                | 0,01208132<br><b>D</b>                                                   | 0,06740676<br><b>M</b>                                               | 0,0037819<br><b>M</b>                                                 |

|              |             |             |             |
|--------------|-------------|-------------|-------------|
|              |             |             |             |
| Bloco n.º 26 | -           | -           | -           |
| Bloco n.º 27 | -           | -           | -           |
| Bloco n.º 28 | -           | -           | -           |
| Bloco n.º 29 | -           | -           | -           |
| Bloco n.º 30 | -           | -           | -           |
| <b>Média</b> | 0,048±0,050 | 0,048±0,020 | 0,025±0,023 |

**Tabela 10** | Análise quantitativa (mm) e qualitativa (M e D) do transporte méso-distal (por terços) dos canais instrumentados com o sistema Platinum V.EU

| <b>Transporte Méso-Distal (mm)</b> | <b>Transporte 1/3 Coronário (Quantitativo e Qualitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Médio (Quantitativo e Qualitativo)</b> | <b>Transporte 1/3 Apical (Quantitativo e Qualitativo)</b> |
|------------------------------------|--------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Bloco n.º 11                       | 0,02909379<br><b>D</b>                                       | 0,04709494<br><b>M</b>                                   | 0,03020284<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 12                       | 0,03864651<br><b>D</b>                                       | 0,01464421<br><b>M</b>                                   | 0,05368874<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 13                       | 0,04380554<br><b>M</b>                                       | 0,07541135<br><b>M</b>                                   | 0,00768864<br><b>M</b>                                    |
| Bloco n.º 14                       | 0,03407577<br><b>D</b>                                       | 0,10190256<br><b>M</b>                                   | 0,02899143<br><b>M</b>                                    |
| Bloco n.º 15                       | 0,05089691<br><b>D</b>                                       | 0,01611293<br><b>M</b>                                   | 0,00905496<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 16                       | 0,09152448<br><b>D</b>                                       | 0,00023266<br><b>M</b>                                   | 0,00898284<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 17                       | 0,04485542<br><b>D</b>                                       | 0,06361525<br><b>M</b>                                   | 0,00304891<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 18                       | 0,07724356<br><b>D</b>                                       | 0,07238761<br><b>M</b>                                   | 0,02284169<br><b>M</b>                                    |
| Bloco n.º 19                       | 0,06415484<br><b>D</b>                                       | 0,02767428<br><b>M</b>                                   | 0,00655807<br><b>M</b>                                    |
| Bloco n.º 20                       | 0,06294688<br><b>D</b>                                       | 0,0077582<br><b>M</b>                                    | 0,02297147<br><b>D</b>                                    |
| Bloco n.º 31                       | -                                                            | -                                                        | -                                                         |
| Bloco n.º 32                       | -                                                            | -                                                        | -                                                         |
| Bloco n.º 33                       | 0,02176186                                                   | 0,05892614                                               | 0,13955935                                                |

|              | <b>M</b>               | <b>M</b>               | <b>M</b>               |
|--------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| Bloco n.º 34 | 0,00520828<br><b>D</b> | 0,04037212<br><b>M</b> | 0,00791962<br><b>M</b> |
| Bloco n.º 35 | 0,0491175<br><b>D</b>  | 0,02985304<br><b>M</b> | 0,06542209<br><b>D</b> |
| Bloco n.º 36 | 0,01981532<br><b>D</b> | 0,03067462<br><b>M</b> | 0,02851447<br><b>D</b> |
| Bloco n.º 37 | 0,0518113<br><b>D</b>  | 0,02888614<br><b>M</b> | 0,06247143<br><b>D</b> |
| Bloco n.º 38 | 0,04596444<br><b>D</b> | 0,01881082<br><b>M</b> | 0,06731433<br><b>D</b> |
| Bloco n.º 39 | 0,0161021<br><b>D</b>  | 0,03859053<br><b>M</b> | 0,00484001<br><b>M</b> |
| Bloco n.º 40 | 0,00968652<br><b>M</b> | 0,03811223<br><b>M</b> | 0,01259025<br><b>M</b> |
| <b>Média</b> | 0,042±0,023            | 0,039±0,026            | 0,032±0,035            |

Quanto às alterações de coordenadas ocorridas em cada um dos terços ( $\Delta T1$ ,  $\Delta T2$  e  $\Delta T3$ ), em nenhum dos casos se observou alteração significativa ( $p > 0.05$ ), de acordo com o teste t para grupos independentes. Ou seja, após comparação dos dois sistemas de limas mecanizadas, entre cada um dos terços, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para nenhum deles.

Estes resultados foram confirmados mediante aplicação suplementar do teste de Mann-Whitney, tendo em conta a dimensão de uma das amostras. Este teste pode ser encontrado nos Anexos (tabela 18).



## V. DISCUSSÃO

A instrumentação canalар tem como objetivo a remoção dos remanescentes pulpaes, tecidos necróticos, bactérias e detritos, de modo a deixar o canal preparado para posterior obturação (Peters, 2004).

Sabe-se que a manutenção da anatomia original do canal com mínimo transporte permite uma maior preservação da estrutura dentária e está diretamente relacionado com um aumento do sucesso clínico (Azim et al., 2016).

No entanto, durante a instrumentação, pode ocorrer transporte canalар, *zipping*, *ledging*, ou *stripping* (É. S. J. Pereira et al., 2015). Por isso, esta etapa parece ser uma das mais desafiantes para os médicos dentistas, principalmente durante a abordagem de canais com curvaturas acentuadas (Hülsmann et al., 2005).

Foram várias as limitações inerentes ao estudo realizado: A inexperiência do operador, o que poderá influenciar diretamente a instrumentação canalар; o reduzido tamanho das amostras estudadas, nomeadamente a amostra relativa ao sistema ProTaper Next; a utilização de canais artificiais, ao invés de canais de dentes verdadeiros; o possível erro associado ao tratamento e obtenção dos dados, desde o momento em que cada espécimen é sujeito a scan, passando por todos os softwares informáticos da Bruker™ (Bruker™, Kontich, Bélgica), até à obtenção final dos dados relativos às variáveis que se pretendia avaliar. Todos estes fatores podem ter influência nos resultados finais.

Após análise estatística dos resultados verificou-se um aumento significativo na área de superfície e volume canalар para ambos os sistemas, entre as fases I e II. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas na variação destas variáveis, entre sistemas de instrumentação. Confirma-se assim a hipótese nula para a variável volume ( $H_{01}$ ) e área ( $H_{02}$ ), rejeitando-se assim as hipóteses alternativas  $H_{11}$  e  $H_{12}$ , respetivamente. A média da variação do volume para o sistema ProTaper Next foi  $1,971 \pm 1,023$  e  $1,791 \pm 0,479$  para

o sistema Platinum V.EU. A média da variação da área de superfície para o sistema ProTaper Next foi  $4,313 \pm 3,120$  e  $4,726 \pm 1,450$  para o sistema Platinum V.EU.

Os valores de SMI na fase I dos canais do grupo 2 ( $3,234 \pm 0,308$ ) eram significativamente superiores aos valores dos canais do grupo 1 ( $2,836 \pm 0,533$ ). Isto poderá ser indicativo de uma variação morfológica nas dimensões iniciais dos canais analisados ou, em alternativa, derivar de erros associados à análise com micro-ct. No entanto, não foram encontradas estas diferenças nos valores de SMI para a fase II, entre os dois grupos.

Quando avaliada a alteração desta variável, pré e pós instrumentação, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre grupos. O sistema ProTaper Next demonstrou um aumento significativo na média de valores de SMI (entre a fase I e II), sendo esta variação não significativa no sistema Platinum V.EU. Confirma-se assim a hipótese alternativa ( $H_{13}$ ) para esta variável, rejeitando-se a hipótese nula ( $H_{03}$ ). A média da variação do SMI para o sistema ProTaper Next foi  $0,440 \pm 0,597$  e  $0,112 \pm 0,223$  para o sistema Platinum V.EU.

O SMI (*Structure Model Index*) foi introduzido pela primeira vez em 1997 por Hildebrand e Rüegsegger. Os autores criaram este parâmetro morfométrico com o objetivo de classificar a arquitetura do osso esponjoso. A degeneração da estrutura do osso esponjoso, devido à idade ou por causa patológica, traduz-se, por norma, numa conversão de “*plate elements*” em “*rod elements*”. É comum realizar-se a classificação subjetiva do osso esponjoso em “*plate-like*” e “*rod-like*”. O SMI permite quantificar a quantidade de *plates* e *rods* constituintes do osso analisado. O valor de SMI de uma estrutura ideal “*plate-like*” é 0 e o de uma estrutura cilíndrica, “*rod-like*” ideal, é 3, independentemente das dimensões físicas da estrutura óssea analisada. Caso o osso seja constituído simultaneamente por *plates* e *rods*, o valor de SMI obtido estará compreendido entre 0 e 3 (Hildebrand & Rüegsegger, 1997).

Relativamente à endodontia, este índice é aplicado na geometria tridimensional canalar, permitindo distinguir os canais em “*Ribbon-shaped*” vs. “*Round-shaped*”. Ou seja, os canais possuem forma de fita para valores de SMI mais baixos (*Ribbon-shaped*) e são mais circulares (*Round-shaped*) quando os valores de SMI são mais elevados (Peters et al., 2000).



Alguns dos valores de SMI obtidos neste estudo não vão de encontro à escala elaborada por Hildebrand & Rüeggsegger em 1997, sendo estes valores superiores a 3. Isto poderá ser justificado pela existência de alguns erros experimentais durante a realização do scan ou no tratamento dos dados. É, no entanto, importante salientar a aplicação deste índice a uma área e uma análise diferente daquela originalmente proposta pelos autores, o que poderá justificar, em grande medida, o aparecimento destes valores atípicos.

Interpretando os valores de SMI obtidos, no contexto deste estudo, podemos retirar algumas conclusões. Uma vez que os valores do grupo 2 já eram elevados na fase I ( $3,234 \pm 0,308$ ) e mantiveram-se elevados na fase II ( $3,346 \pm 0,229$ ), podemos concluir que os canais possuíam originalmente uma forma mais circular, tendo essa forma sido mantida após instrumentação. O grupo 1 possuía, numa fase inicial, menores valores de SMI ( $2,836 \pm 0,533$ ), revelando uma forma canalar menos redonda comparativamente ao grupo 2. No entanto, foi verificado um aumento significativo nos valores do grupo 1, da fase I para a fase II ( $3,276 \pm 0,301$ ), o que revela que os canais adotaram uma forma mais circular após instrumentação.

Relativamente à comparação do transporte méso-distal por terços, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre grupos em nenhum dos terços analisados. Assim, foi confirmada a hipótese nula para o terço coronário ( $H_{04}$ ), médio ( $H_{05}$ ) e apical ( $H_{06}$ ), rejeitando-se assim as hipóteses alternativas  $H_{14}$ ,  $H_{15}$  e  $H_{16}$ , respetivamente. A média do transporte nos terços coronário, médio e apical, para o sistema ProTaper Next é, respetivamente,  $0,048 \pm 0,050\text{mm}$ ;  $0,048 \pm 0,020\text{mm}$  e  $0,025 \pm 0,023\text{mm}$ . Já para o sistema Platinum V.EU, a média do transporte nos terços coronário, médio e apical é, respetivamente,  $0,042 \pm 0,023\text{mm}$ ;  $0,039 \pm 0,026\text{mm}$  e  $0,032 \pm 0,035\text{mm}$ .

Após análise da literatura verificou-se que, embora existam vários estudos usando o sistema ProTaper Next, nenhum deles avaliou o sistema Platinum V.EU utilizado neste trabalho. Por este motivo, não foi possível realizar uma comparação direta entre o nosso estudo e os demais estudos publicados.

Foram, no entanto, encontrados outros estudos semelhantes, comparando o sistema ProTaper Next com outros sistemas de limas mecanizadas, no que concerne à avaliação

das mesmas variáveis do presente estudo, tais como: variação da área e do volume, transporte canalar e SMI.

Turkistani et al. (2019), compararam, com recurso a micro-ct (Bruker™, Kontich, Bélgica), a capacidade de corte dos sistemas HyFlex EDM e ProTaper Next. Foram analisados 22 primeiros e segundos molares inferiores. O estudo incluía raízes mesiais com curvaturas moderadas de 20-30° e com classificação IV de Vertucci. Os 22 dentes foram divididos em 2 grupos aleatoriamente, obtendo-se um total de 11 dentes para cada grupo. Instrumentou-se apenas a raiz mesial de cada molar, sendo que cada molar possuía 2 canais nesta raiz: mesiovestibular e mesiolingual. Nos canais instrumentados com o sistema ProTaper Next, foram utilizadas as limas X1 e X2 a 300 rpm e com um torque de 4 N/cm. O modelo do aparelho de micro-ct utilizado por Turkistani et al. era o Skyscan® 1172 e o modelo utilizado neste estudo foi o Skyscan® 1174. Os autores recorreram aos mesmos softwares informáticos utilizados no presente estudo: NRecon versão 1.6.4 (Bruker™) e CTan v1.11.10.0 (Bruker™).

O valor médio da variação do volume para o sistema ProTaper Next foi de  $2.326 \pm 0.911 \text{ mm}^3$ , ligeiramente superior ao valor obtido nesta tese, de  $1,971 \pm 1,023 \text{ mm}^3$ . A variação da área foi de  $6.690 \pm 4.960 \text{ mm}^2$ , valor este consideravelmente superior ao obtido neste estudo, de  $4,313 \pm 3,120 \text{ mm}^2$ . Verificou-se um aumento quer do volume, quer da área, para ambos os sistemas, pré e pós instrumentação. Não houve diferenças significativas entre os grupos.

O transporte foi avaliado a 4 níveis: 2mm, 4mm, 6mm e 8mm. Os valores do transporte para o sistema ProTaper Next foram, respetivamente:  $0.068 \pm 0.054 \text{ mm}$ ;  $0.095 \pm 0.070 \text{ mm}$ ;  $0.137 \pm 0.089 \text{ mm}$  e  $0.199 \pm 0.119 \text{ mm}$ . Embora o estudo de Turkistani et al. tenha avaliado o transporte em 4 níveis do canal radicular, enquanto este estudo apenas o avaliou em 3, tendo em conta que os valores obtidos foram  $0,048 \pm 0,050 \text{ mm}$ ;  $0,048 \pm 0,020 \text{ mm}$  e  $0,025 \pm 0,023 \text{ mm}$ , podemos afirmar que, de uma maneira geral, o transporte foi significativamente superior no estudo do autor. Houve transporte em todos os níveis, para ambos os sistemas. Sendo o transporte mínimo nos 2mm apicais e máximo nos 8mm coronais. Não houve diferenças significativas entre os sistemas a nenhum nível, à exceção de L6, onde se verificou menor transporte por parte do sistema HyFlex EDM em comparação com o ProTaper Next. Os valores do transporte a este nível foram  $0.091 \pm 0.068 \text{ mm}$  e  $0.137 \pm 0.089 \text{ mm}$  para cada grupo, respetivamente (Turkistani et al., 2019).

Tufenkci et al. (2020), compararam a capacidade de corte de três sistemas: ProTaper Next (PTN), One Shape (OS) e One Curve (OC). Este estudo foi também realizado com recurso a Micro-CT, através do qual foram analisados 18 modelos de molares inferiores, impressos tridimensionalmente. De modo a padronizar a amostra, todos os modelos impressos possuíam uma curvatura de 45° no canal mesiovestibular, 19mm de comprimento do canal, um diâmetro apical de 0,15mm e uma conicidade de 2%. Os modelos foram scaneados pré e pós instrumentação, reunindo assim os dados para avaliar fatores como a variação do volume e da área, bem como quantificar o transporte do canal. No grupo ProTaper Next, uma lima ProTaper Universal SX foi utilizada a 300 rpm e com um torque de 4 N/cm, de modo a alargar o terço coronal. Após utilização da SX, foram utilizadas as duas primeiras limas do sistema ProTaper Nex: X1 e X2 até ao comprimento de trabalho.

O modelo do aparelho de micro-ct utilizado para scanear os modelos foi o Skyscan 1275 (Bruker™, Kontich, Bélgica). Os programas utilizados na reconstrução dos canais foram idênticos aos utilizados nesta tese de mestrado: NRecon (ver. 1.6.10.4, SkyScan, Kontich, Bélgica) e CTAn (ver. 1.16.1.0, SkyScan, Aartselaar, Bélgica).

O transporte mesio-distal foi avaliado a 3 níveis: 2mm, 5mm e 8mm. Para tal foi utilizado o software DataViewer versão 1.5.6.2 (também utilizado nesta tese de mestrado).

O sistema One Curve mostrou significativamente menos transporte a nível apical ( $0.075 \pm 0.007\text{mm}$ ), em comparação com os sistemas ProTaper Next ( $0.116 \pm 0.001\text{mm}$ ) e One Shape ( $0.117 \pm 0.004\text{mm}$ ). No terço médio e coronário não houve diferenças significativas entre os sistemas. O transporte nos terços médio (5mm) e coronário (8mm) para o sistema ProTaper Next foram respetivamente  $0.125 \pm 0.004\text{mm}$  e  $0.175 \pm 0.004\text{mm}$ . Assim, comparando os valores obtidos pelos autores a nível de transporte para o sistema ProTaper Next com os valores obtidos neste trabalho, podemos afirmar que houve, em medida significativa, menos transporte no presente estudo.

O volume aumentou consideravelmente nos três sistemas após instrumentação canalar. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na variação do volume e área entre os sistemas One Curve e One Shape. No entanto, o sistema ProTaper Next apresentou diferenças significativas em comparação aos restantes dois sistemas. A variação do volume para os sistemas One Curve e One Shape foi respetivamente  $0.55 \pm 0.16 \text{ mm}^3$  e  $1.10 \pm 0.45 \text{ mm}^3$ , em comparação com o sistema ProTaper Next  $2.52 \pm 0.72 \text{ mm}^3$ . Este valor é significativamente superior ao valor obtido no presente estudo, de  $1,971 \pm 1,023 \text{ mm}^3$ . A variação da área para os sistemas One Curve e One Shape foi

respetivamente  $22.76 \pm 7.93 \text{ mm}^2$  e  $30.51 \pm 13.62 \text{ mm}^2$ , enquanto que a variação do sistema ProTaper Next foi  $38.98 \pm 1.11 \text{ mm}^2$ . O valor da variação da área para este sistema é muito superior ao obtido neste estudo, ou seja,  $4,313 \pm 3,120 \text{ mm}^2$ . É importante, no entanto, notar que o valor médio da área pré instrumentação nesse estudo foi  $243.09 \pm 39.24 \text{ mm}^2$ , enquanto que no presente estudo foi apenas  $50,044 \pm 6,251 \text{ mm}^2$  (Tufenkci et al., 2020).

Num estudo realizado por Van der Vyver et al. (2018), foi comparado, com recurso a micro-ct, a capacidade de corte dos sistemas ProTaper Next (PTN, Dentsply Sirona), One Shape (OS, Micro-Mega) e WaveOne Gold (WOG, Dentsply Sirona). Para tal, foram utilizados 135 canais mesiovestibulares de molares superiores extraídos. Estes 135 canais foram distribuídos aleatoriamente e equitativamente por três grupos (45 cada grupo), cada um com um método diferente de obtenção de uma via de permeabilidade. Estas vias de permeabilidade eram obtidas com recurso a: limas K (KF) (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça), limas One G (OG) (Micro-Mega, Besanc, França), e limas ProGlider (PG) (Dentsply Sirona). Os 45 canais de cada grupo foram posteriormente divididos igualmente pelos três sistemas de limas (15 canais).

Foram analisados com recurso a micro-ct os dentes, antes e depois da instrumentação, de modo a comparar o transporte no terço apical, médio e coronal, bem como alterações do volume canal.

Após análise dos dados verificou-se que o sistema com maior transporte (mm) apical foi KF/ OS ( $0.107 \pm 0.046 \text{ mm}$ ) seguido por KF/PTN ( $0.096 \pm 0.033 \text{ mm}$ ). Por sua vez, o grupo com menor transporte no terço apical foi PG/WOG ( $0.065 \pm 0.026 \text{ mm}$ ), embora o valor tenha sido apenas mais baixo estatisticamente do que os sistemas KF/OS, KF/PTN e OG/PTN ( $0.085 \pm 0.026 \text{ mm}$ ). O valor do transporte para o grupo KF/PTN foi moderadamente superior ao valor obtido nesta tese para o mesmo sistema, sendo este  $0,025 \pm 0,023 \text{ mm}$ , para o terço apical.

No terço médio houve um maior transporte por parte do sistema KF/PTN ( $0.132 \pm 0.038 \text{ mm}$ ) em comparação com os restantes grupos exceto KF/OS ( $0.118 \pm 0.036 \text{ mm}$ ) e OG/OS ( $0.113 \pm 0.027 \text{ mm}$ ), que foram estatisticamente semelhantes. O transporte do grupo KF/PTN neste terço foi significativamente superior ao valor de  $0,048 \pm 0,020 \text{ mm}$  encontrado nesta tese.

O transporte a nível coronal foi estatisticamente superior para o grupo KF/PTN ( $0.172 \pm 0.040 \text{ mm}$ ), quando comparado com os restantes grupos, à exceção do grupo KF/OS

( $0.167 \pm 0.037$  mm). O transporte do grupo KF/PTN neste terço foi também significativamente superior ao valor de  $0,048 \pm 0,050$  mm obtido neste estudo.

Relativamente à variação do volume, os resultados mostraram que os 3 grupos instrumentados com o sistema PTN obtiveram os maiores valores, sendo estes, por ordem crescente: KF/PTN ( $3.456 \text{ mm}^3$ ) - OG/PTN ( $3.616 \text{ mm}^3$ ) - PG/PTN ( $3.631 \text{ mm}^3$ ). Valores estes significativamente superiores aos obtidos nesta tese de mestrado ( $1,971 \pm 1,023 \text{ mm}^3$ ). Por sua vez, o sistema que apresentou a menor quantidade de dentina removida foi PG/WOG ( $2.646 \text{ mm}^3$ ) (Van der Vyver et al., 2019).

Veloze et al. (2020), realizaram um estudo onde compararam a eficácia de corte entre o sistema de lima única XP-endo Shaper (XP-S; FKG Dentaire, Chaux-de-Fonds, Suíça) e o sistema ProTaper Next (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça). Foram selecionados aleatoriamente de um banco de dentes 47 incisivos mandibulares não cariados. Os dentes foram scaneados individualmente com recurso a micro-ct pré instrumentação, de modo a obter a respetiva anatomia canalar e parâmetros a analisar *a posteriori*. O modelo do aparelho de micro-ct utilizado foi o SkyScan 1172 ((Bruker™, Kontich, Bélgica). Após digitalização, foi feita a reconstrução das imagens e convertidas em “*Bitmap images*”, com recurso ao software NRecon (Bruker microCT) (à semelhança desta tese de mestrado), tendo-se obtido cerca de 600 a 700 imagens por dente. Tal como nesta tese, as imagens foram alinhadas no programa Data Viewer (Bruker MicroCT). Os autores recorreram ao programa CT-Analyser (v.1.13) para realizar a construção do modelo 3D, de modo a obter a configuração de cada canal, bem como a análise de vários parâmetros como comprimento do canal, volume, área e SMI. Com recurso a esta análise 3D, foram selecionados apenas 20 incisivos inferiores, contendo apenas um canal oval, de modo a aumentar a fidelidade dos resultados. Posteriormente a mostra foi dividida aleatoriamente em 2 grupos de 10 dentes cada um.

No grupo instrumentado com sistema XP-endo Shaper, foi utilizado apenas a lima correspondente do sistema, a 800 rpm e com um torque de 1.0 N/cm. No grupo instrumentado com ProTaper Next, foi seguida a sequência indicada pelo fabricante: X1-X2-X3-X4. As limas instrumentaram o canal a 300rpm e com um torque de 2 N/cm.

Após instrumentação os dentes foram novamente analisados, utilizando os mesmos softwares e respetivos parâmetros usados na análise pré instrumentação, com o acrescento do programa informático CTVol v.2.0 (Bruker microCT).

O aumento da percentagem do volume foi semelhante entre o XP-endo Shaper e ProTaper Next, sendo os valores, respetivamente, 107,5% e 93,13%. O aumento da percentagem sobre a área foi 27.74% no sistema XP-endo Shaper e 29.68% no sistema ProTaper Next. Relativamente ao SMI, houve um aumento médio de 30.86% para o grupo do XP-endo Shaper e um aumento de 30.30% relativo ao grupo instrumentado com ProTaper Next. Os autores verificaram um outro parâmetro não avaliado nesta tese de mestrado, que foi o da percentagem da área da parede do canal que não foi tocada por nenhum instrumento durante a instrumentação. Os resultados foram de 13.08% para o grupo XP-endo Shaper e 11.74% para o grupo ProTaper Next (Veloza et al., 2020).

Capar et al. (2014), compararam as diferenças entre 6 sistemas de instrumentação mecânica relativamente ao transporte, curvatura do canal, centralidade, área de superfície, e volume canalar. Foram selecionados 120 canais mesiovestibulares de primeiros molares inferiores, com uma curvatura de 20 a 40°, e divididos em 6 grupos de 20 dentes. Os canais foram instrumentados com limas de diâmetro apical 25 dos seguintes sistemas: OneShape (OS) (MicroMega, Besancon, França), ProTaper Universal (PU) F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer), Reciproc (R) R25 (VDW, Munich, Alemanha), Twisted File Adaptive (TFA) SM2 (SybronEndo, Orange, CA), e WaveOne primary (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK). A instrumentação com o sistema ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer) foi realizado utilizando a seguinte sequência de limas: SX (ProTaper Universal), X1 e X2. As limas foram utilizadas a 300 rpm e com um torque de 200 g/cm, e o movimento utilizados foi de *brushing motion*.

Os autores utilizaram, neste estudo, o CBCT, tendo os canais sido submetidos a análise antes e após a instrumentação. Isto permitiu a comparação dos dados e a observação das diferenças nos parâmetros mencionados.

O transporte e a centralidade foram avaliados em três planos distintos: 2, 5, e 8 mm desde o ápex.

Os resultados permitiram constatar diferenças significativas entre grupos em relação à variação do volume (mm<sup>3</sup>). O grupo instrumentado com Reciproc (R) R25 (VDW, Munich, Alemanha) ( $3.51 \pm 1.73 \text{ mm}^3$ ), obteve um valor significativamente mais elevado que os grupos OneShape (OS) (MicroMega, Besancon, França) ( $2.30 \pm .90 \text{ mm}^3$ ), ProTaper Universal (PU) F2 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) ( $2.25 \pm 1.25 \text{ mm}^3$ ) e Twisted File Adaptive (TFA) SM2 (SybronEndo, Orange, CA) ( $1.98 \pm 1.27 \text{ mm}^3$ ). A

variação do volume do sistema ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer) foi  $2.78 \pm 1.35 \text{ mm}^3$ , valor este muito superior ao obtido nesta tese de mestrado.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os 6 grupos para os restantes parâmetros avaliados: Transporte (mm) no terço apical, médio e coronal; curvatura canalar ( $^\circ$ ); área ( $\text{mm}^2$ ) e centralidade no terço apical, médio e coronal. Os valores obtidos para o sistema ProTaper Next X2 (Dentsply Maillefer) relativamente ao transporte foram:  $0.09 \pm 0.08\text{mm}$  (apical),  $0.105 \pm 0.08\text{mm}$  (médio),  $0.21 \pm 0.13\text{mm}$  (coronal).

Estes valores são um pouco superiores aos obtidos nesta tese. Os valores relativos à variação da curvatura canalar e área foram, respetivamente  $3.76 \pm 2.16^\circ$  e  $8.76 \pm 5.77 \text{ mm}^2$ . A variação da área foi muito superior à variação encontrada no presente estudo. Os valores obtidos relativamente à centralidade foram  $0.41 \pm 0.48$  (apical),  $0.39 \pm 0.45$  (médio) e  $0.32 \pm 0.35$  (coronal) (Capar et al., 2014).

Sekiya et al. (2018), distribuíram aleatoriamente 24 blocos de plástico por 4 grupos de 6 blocos cada um. Estes modelos de plástico foram desenhados à semelhança de um molar inferior real previamente selecionado e sujeito a scan com micro-ct, de modo a obter a estrutura 3D do respetivo canal. Após seleção deste dente particular, as imagens 3D foram convertidas em ficheiros STL. Foram, assim, fabricados os 24 blocos em resina epoxy com a mesma morfologia do canal original, ou seja, C1 (forma de C ininterrupto).

Os blocos respetivos a cada um dos 4 grupos foram instrumentados com: limas K de aço inoxidável (SSK); *Self-Adjusting File* (SAF); limas ProTaper Next (PTN) e limas Reciproc (REC).

No grupo ProTaper Next, os blocos foram instrumentados utilizando primeiro a lima X1 e, de seguida, a X2, ambas em *brushing motion*, a 300 rpm e com um torque de 2 N/cm. Após instrumentação, todos os blocos foram novamente scaneados com recurso a micro-ct e as imagens obtidas sobrepostas às imagens pré-instrumentação, através do programa TRI/3D-ADJ (Ratoc System Engineering Co.). Foram feitas medições desde o ápex até ao chão da câmara pulpar (8mm). Utilizando a sobreposição de imagens foram determinadas a área e a percentagem da área de canal instrumentado. Foi calculado o volume canalar antes e após instrumentação, sendo a diferença considerada como o volume de canal instrumentado. Foi também cronometrado o tempo necessário para a instrumentação de cada bloco.

Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significativas para área de canal instrumentado entre todos os grupos, sendo os valores, por ordem decrescente, os seguintes para cada sistema: SSK ( $53.20 \pm 2.53 \text{ mm}^2$ ) > SAF ( $45.12 \pm 4.06 \text{ mm}^2$ ) > PTN ( $32.16 \pm 2.80 \text{ mm}^2$ ) > REC ( $25.02 \pm 0.90 \text{ mm}^2$ ). Consequentemente, também houve diferenças significativas na percentagem da área do canal instrumentado, pela mesma ordem entre os sistemas: SSK ( $58.79 \pm 3.09 \%$ ) > SAF ( $50.02 \pm 4.58 \%$ ) > PTN ( $34.86 \pm 2.77 \%$ ) > REC ( $27.47 \pm 1.03 \%$ ).

À semelhança da área, também existiram diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos relativamente ao volume. Os valores, por ordem decrescente, para cada sistema foram: SSK ( $2.82 \pm 0.21 \text{ mm}^3$ ) > SAF ( $2.46 \pm 0.11 \text{ mm}^3$ ) > PTN ( $2.07 \pm 0.18 \text{ mm}^3$ ) > REC ( $1.71 \pm 0.25 \text{ mm}^3$ ).

Também o tempo de instrumentação foi estatisticamente diferente entre todos os grupos. O grupo que demorou mais tempo foi o SAF ( $8.00 \pm 0.00 \text{ min}$ ), seguido do SSK ( $5.78 \pm 0.43 \text{ min}$ ), posteriormente o PTN ( $2.06 \pm 0.11 \text{ min}$ ) e, por último, o REC ( $0.86 \pm 0.06 \text{ min}$ ).

Através da análise imagiológica os autores verificaram, visualmente, que os grupos SSK e SAF instrumentaram igualmente todas as paredes do canal, enquanto que os grupos PTN e REC instrumentaram seletivamente apenas a área onde foi inserida a lima (Sekiya et al., 2018).

Kabil et al. (2020), avaliaram o transporte e a centralidade de 5 sistemas de limas mecanizadas, com movimento de rotação contínua e rotação recíprocante: ProTaper Next (PTN); Reciproc Blue (RCB); Reciproc (RC); TruNatomy (TRN); XP-endo Shaper (XPS). Foram instrumentados 50 canais mesiovestibulares de primeiros e segundos molares superiores (com uma curvatura de 25-40°). No grupo 1, instrumentado com ProTaper Next (PTN) (Dentsply-Sirona Endodontics), foram utilizadas as limas X1 e X2 até ao comprimento de trabalho. O motor endodôntico (Wave One GOLD, Dentsply Sirona) foi utilizado a 300 rpm e com um torque de 2.5 N/cm. O grupo 2 foi instrumentado com o sistema Reciproc Blue (VDW, Munich, Alemanha) com a lima de diâmetro 0.25mm. Esta lima foi colocada no motor endodôntico VDW Gold motor em movimento recíprocante, seleccionando o modo RECIPROC ALL. O terceiro grupo foi instrumentado com a lima R25 do sistema Reciproc (VDW). Esta lima foi utilizada com os mesmos parâmetros do grupo anterior. A lima *TruNatomy Orifice Modifier* com 0.20mm de diâmetro de ponta e conicidade variável foi utilizada através da realização de 2 a 3



movimentos suaves para apical, com cerca de 2 a 5 mm de amplitude para o interior do canal. Após a utilização desta lima, foi utilizada uma segunda lima do mesmo sistema: *TruNatomy prime* shaping file (0.25mm de diâmetro de ponta e 4% conicidade). Esta lima foi utilizada a 500 rpm e com um torque de 1.5 N/cm no motor endodôntico Wave One Gold (Dentsply Sirona). O grupo 5 foi instrumentado com a lima *XP-endo Shaper* (0.30mm de diâmetro de ponta e 1% conicidade) a 800rpm e com um torque de 1 N/cm. Todos os sistemas foram utilizados pelo mesmo operador, com eles familiarizado. O aparelho de micro-ct utilizado foi *NIKON XT H 225 Micro-CT for industrial metrology applications*. Foram sobrepostos os scans de cada canal antes e após instrumentação. Foram avaliados o transporte canalar e a centralidade a 3mm (terço apical), 5mm (terço médio) e 7mm (terço coronal) do foramen apical. Relativamente ao transporte, em toda a extensão do canal, os resultados mostraram que o sistema RCB ( $0.099 \pm 0.035\text{mm}$ ) apresenta significativamente maior transporte canalar, em comparação com os outros sistemas. Não foram encontradas diferenças significativas entre os sistemas PTN ( $0.008 \pm 0.011\text{mm}$ ), RC ( $0.023 \pm 0.037\text{mm}$ ), TRN ( $-0.020 \pm 0.019\text{mm}$ ) e XPS ( $-0.020 \pm 0.020\text{mm}$ ).

Quanto à centralidade, em toda a extensão do canal. O sistema PTN demonstrou possuir a melhor capacidade de se manter centrado no canal comparativamente aos restantes grupos ( $0.575 \pm 0.045$ ). Existiram diferenças estatisticamente significativas entre o sistema PTN, em comparação com os sistemas RC ( $0.420 \pm 0.065$ ) e RCB ( $0.402 \pm 0.049$ ).

No terço apical (3mm) não foram encontradas diferenças significativas entre os sistemas, quer a nível de transporte, quer a nível da centralidade. O valor do transporte e da centralidade para o sistema PTN foi, respetivamente  $0.014 \pm 0.021\text{mm}$  e  $0.592 \pm 0.085$ . No terço médio (5mm) o sistema RCB ( $0.124 \pm 0.052\text{mm}$ ) demonstrou, em significativa medida, maior transporte canalar, em comparação com os sistemas PTN ( $-0.015 \pm 0.014\text{mm}$ ), RC ( $-0.038 \pm 0.069\text{mm}$ ), XPS ( $-0.024 \pm 0.033\text{mm}$ ), e TRN ( $0.014 \pm 0.020\text{mm}$ ). Estes sistemas não apresentaram diferenças significativas entre si, em relação ao transporte. Relativamente à centralidade neste terço, não foram encontradas diferenças relevantes entre nenhum sistema. A centralidade neste terço para o sistema PTN foi  $0.579 \pm 0.075$ .

No terço apical (7mm) o sistema RCB ( $0.195 \pm 0.061\text{mm}$ ) apresentou significativamente maior transporte, em comparação aos sistemas PTN ( $0.025 \pm 0.021\text{mm}$ ), XPS ( $-0.058 \pm 0.045\text{mm}$ ) e TRN ( $-0.082 \pm 0.040\text{mm}$ ), mas sem diferenças estatisticamente significativas

para com o sistema RC ( $0.084 \pm 0.076\text{mm}$ ). Não foram encontradas diferenças significativas entre os sistemas PTN, TRN e XPS. Os sistemas PTN e TRN apresentaram um transporte semelhante ao sistema RC. Já o sistema XPS apresentou significativamente menor transporte que o sistema RC. Não foram encontradas diferenças significativas entre a centralidade dos sistemas. A centralidade para o sistema PTN foi  $0.553 \pm 0.082$  (Kabil et al., 2020).

De Albuquerque et al. (2019), realizaram um estudo com o objetivo de comparar o transporte canalar, a centralidade e a área de dentina removida após instrumentação entre 4 sistemas de limas mecanizadas, rotatórias e reciprocantes: ProTaper Next (PTN), wave one gold (WOG), prodesign logic (LOG) e vortex blue (VTX).

A amostra inicial era constituída por 40 canais mesiais de molares inferiores com curvatura de 20-40°. Estes 40 canais foram distribuídos igualmente pelos 4 grupos, resultando num total de 10 canais para cada sistema de instrumentação.

A instrumentação com o sistema ProTaper Next foi realizada da seguinte forma: introdução da lima SX (35.03) até 2/3 do comprimento de trabalho e, seguidamente, as limas X1 e X2 até ao comprimento de trabalho. As limas foram utilizadas a 300 rpm e com um torque de 2 N/cm.

As amostras foram scaneadas antes e após a instrumentação, com recurso a um aparelho de micro-ct, e a reconstrução das imagens com recurso ao mesmo software utilizado nesta tese de mestrado: NRecon versão 1.6.9 (Bruker-micro CT).

Os canais foram avaliados a 3 níveis distintos: 3mm (terço apical), 6mm (terço médio) e 9mm (terço cervical) do ápex.

A nível do transporte não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos nos terços médio (6mm) e cervical (9mm). No entanto, no terzo apical (3mm) o sistema LOG ( $0.015 \pm 0.025\text{mm}$ ) apresentava significativamente menor transporte mesial quando comparado com o sistema PTN, que apresentava o valor de transporte mais elevado em apical ( $0.078 \pm 0.065\text{mm}$ ).

Relativamente à centralidade foram encontradas diferenças significativas nos terços apical e coronal. O sistema LOG demonstrou ter a melhor capacidade de centralização no terzo apical ( $0.692 \pm 0.170$ ) e a pior no terzo coronal ( $0.264 \pm 0.172$ ). Comparando os sistemas VTX e LOG, o sistema VTX demonstrou melhor centralidade no terzo médio do que no terzo apical, e o LOG demonstrou pior centralidade no terzo coronário em comparação com o terzo médio e apical.

O volume interno canalar inicial era semelhante entre todos os grupos e aumentou após instrumentação. Os sistemas PTN e WOG foram os que causaram um maior desgaste no terço coronal. O sistema que removeu menor estrutura dentária no terço apical foi o LOG. Os valores de área de dentina removida nos terços apical, médio e coronal para o sistema ProTaper Next foram, respetivamente  $0.064 \pm 0.041 \text{ mm}^2$ ;  $0.139 \pm 0.072 \text{ mm}^2$  e  $0.324 \pm 0.098 \text{ mm}^2$  (de Albuquerque et al., 2019).

Venino et al. (2017), fizeram um estudo a comparar a capacidade de corte entre os sistemas ProTaper Next (PTN) e HyFlex EDM (HFEDM). Os autores dividiram aleatoriamente 40 dentes pelos dois grupos. O transporte canalar e a centralidade foram avaliados no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual a 5 níveis distintos: a meio dos terços apical (S1), médio (S3) e coronal (S5) e entre estes mesmos pontos (S2 e S4). Foram também medidas as variações do volume, área e secção transversal nos terços apical, médio e coronal. Este estudo foi realizado com recurso a micro-ct. O aparelho de micro-ct utilizado foi o modelo SkyScan 1176 (Bruker, Billerica, MA). A reconstrução das imagens foi efetuada com recurso ao programa informático NRecon (Bruker).

Nenhum dos 4 operadores tinha utilizado os sistemas de instrumentação estudados. Dois dos operadores eram estudantes e os restantes dois eram endodontistas experientes.

Relativamente ao transporte mésio-distal, o sistema HFEDM provocou menor transporte em todos os cortes. Este sistema mostrou melhor centralidade nos cortes S2, S3, S4 e S5, demonstrando o sistema PTN melhor centralidade apenas no corte S1. No entanto, estas diferenças não foram estatisticamente significativas.

À semelhança do transporte mésio-distal, o sistema HFEDM provocou menor transporte em todos os cortes, relativamente ao transporte vestibulo-lingual. Este sistema demonstrou melhor centralidade nos níveis: S1, S3, S4 e S5. O sistema PTN manteve-se mais centrado no canal apenas no corte S2. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas relativas ao transporte e centralidade apenas no corte S4.

As variações no volume canalar, área de superfície e SMI foram menores nos terços apical e coronal para o sistema HFEDM. No entanto, foi verificado o oposto no terço médio. Nenhuma destas diferenças foi considerada estatisticamente significativa. Os valores da percentagem da variação do volume canalar, área de superfície e SMI no sistema PTN para os terços apical, médio e coronal foram respetivamente: 92.92% (120.81), 84.42% (91.51) e 78.59 % (109.97) para o volume canalar; 36.17% (44.60), 28.40% (36.98) e

27.61% (40.23) para a área de superfície; 0.295 (0.297), 0.226 (0.471) e 0.329 (0.340) para a variação do SMI (Venino et al., 2017).

Brasil et al. (2017), realizaram um estudo no qual compararam a capacidade de corte das limas dos sistemas ProTaper Next (Dentsply Sirona, Tulsa, OK) e BTRaCe (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Suíça). Neste estudo foram instrumentadas 17 raízes mesiais, tipo IV, de primeiros molares inferiores. Ambos os sistemas de instrumentação foram utilizados na mesma raiz, mas alternando os canais mesiais de raiz para raiz. Assim, cada grupo instrumentou 17 canais.

As 17 raízes mesiais foram scaneadas com recurso a micro-ct antes e após instrumentação canal. Foram avaliados os seguintes parâmetros: Volume canal, área de superfície canal, área de superfície canal não instrumentada, transporte, proporção em largura entre canal e raiz e tempo de instrumentação canal.

As limas do sistema ProTaper Next foram utilizadas a 300 rpm e com um torque de 2 N/cm seguindo a sequência clínica: X1 (17/.04), X2 (25/.06) e X3 (30/.07).

As limas do sistema BT-RaCe foram utilizadas a 600 rpm e com um torque de 1,5 N/cm seguindo a seguinte sequência: BT1 (10/ .06), BT2 (35/.00), e BT3 (35/.04).

Todos os canais foram instrumentados pelo mesmo operador, sendo este um endodontista experiente e familiarizado com ambos os sistemas.

O volume e área de superfície iniciais eram semelhantes entre os grupos e aumentaram significativamente após instrumentação, em ambos os sistemas.

A área canal não preparada após instrumentação foi de 33% e 14% para o sistema BT-RaCe e 31% e 14% para o sistema ProTaper Next, sendo estes valores relativos ao comprimento total do canal e aos 5 mm apicais, respetivamente. Não foram, assim, encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os 2 sistemas relativamente à quantificação da área não instrumentada.

A proporção entre a largura canal e radicular aumentou significativamente em ambos os sistemas. No entanto, não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos em nenhum dos níveis observados: médio e coronário. A largura do canal não excedeu 40% da largura radicular em nenhum dos canais estudados.

Não se encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas para a centralidade nem entre os diferentes níveis do mesmo sistema. Os valores variaram entre 0,01mm e 0,40 mm para o sistema BT-RaCe e 0,01–0,62 mm para o sistema ProTaper Next. Também não foram encontradas diferenças significativas para o tempo de

instrumentação. O tempo médio de instrumentação para o sistema BT-RaCe foi 27,6 segundos e 30,6 segundos para o sistema ProTaper Next (Brasil et al., 2017).

Há que notar que os valores da variação do volume, área e SMI dependerão, em grande medida, da dimensão original do canal instrumentado, o que poderá limitar, de certa forma, a comparação entre estudos.



## VI. CONCLUSÃO

A instrumentação continua a ser uma das principais etapas na realização do tratamento endodôntico. Tendo em conta o elevado número de sistemas de instrumentação disponíveis no mercado, cada um possuindo um conjunto de características próprias e distintas, torna-se difícil para o médico dentista determinar qual utilizar na sua prática clínica.

A relevância deste estudo relaciona-se precisamente com a necessidade de uma melhor compreensão do efeito das propriedades únicas inerentes a cada sistema na respetiva capacidade de corte. O objetivo será obter uma decisão mais consciente por parte do clínico, aquando da escolha do sistema de instrumentação, neste caso entre os sistemas ProTaper Next e Platinum V.EU.

Este estudo permitiu comparar a capacidade de corte entre os sistemas ProTaper Next e Platinum V.EU em blocos de acrílico do mesmo tipo, com canais muito semelhantes. Apesar das limitações apresentadas pelo presente estudo, pós análise dos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- Não existem diferenças significativas entre as variações do volume canal, entre sistemas;
- Não existem diferenças significativas entre as variações da área de superfície canal, entre sistemas;
- Não existem diferenças significativas no transporte méso-distal entre os sistemas, em nenhum dos terços analisados;
- A variação dos valores de SMI entre a fase I e II é significativa para o sistema ProTaper Next, embora não o seja para os valores do sistema Platinum V.EU. Ou seja, existem diferenças significativas entre as variações do SMI, entre sistemas;
- Após instrumentação, ambos os sistemas aparentam deixar o canal com uma forma circular.

Em suma, podemos afirmar que os sistemas ProTaper Next e Platinum V.EU possuem uma eficácia comparável, não sendo possível atribuir uma melhor capacidade de corte para nenhum dos grupos avaliados.

Assim sendo, caberá ao médico dentista ter em conta outros parâmetros subjetivos, tais como o valor do sistema ou a sua disponibilidade, de modo a tomar uma decisão sobre qual deles deverá escolher.

No que concerne a perspetivas futuras existe a necessidade real de efetuar mais estudos, de forma a corroborar os resultados encontrados nesta investigação. Seria também pertinente a realização de estudos semelhantes para outros sistemas de limas, de forma a fornecer informação de qualidade a todos os clínicos, permitindo uma comparação concreta entre sistemas. Nesta linha de investigação seria pertinente:

- Analisar canais de dentes verdadeiros com a mesma classificação de Vertucci e com curvaturas semelhantes de modo a permitir uma comparação homogénea e mais semelhante à realidade;
- Avaliar amostras maiores para os grupos estudados de modo a diminuir erros inerentes ao estudo;
- Realizar os scans no menor espaço de tempo possível e sempre com os mesmos parâmetros de modo a diminuir erros associados, tais como distorções e excesso de ruído;
- Realização da instrumentação por parte de um operador mais experiente na área e familiarizado com os sistemas em causa;
- Analisar novas variáveis não abordadas no estudo, que possam ter tradução na capacidade de corte das limas dos sistemas, como é o caso da espessura canalar, área e volume de dentina removida ou tempo de instrumentação;
- Avaliar outros sistemas de limas de forma a comparar a cinemática recíproca com a rotação contínua;
- Avaliar se existem diferenças na capacidade de corte das limas em canais com curvatura acentuada e sem curvatura, bem como a comparação entre canais muito e pouco atrésicos;
- Comparar a capacidade de corte entre sistemas de limas, na remoção de material obturador, como gutta-percha.



## VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alapati, S. B., Brantley, W. A., Iijima, M., Clark, W. A. T., Kovarik, L., Buie, C., Liu, J., & Ben Johnson, W. (2009). Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1589–1593. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.08.004>
- Al-Hadlaq, S. M. S., AlJarbou, F. A., & AlThumairy, R. I. (2010). Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(2), 305–307. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.10.032>
- Anderson, M. E., Price, J. W. H., & Parashos, P. (2007). Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 33(10), 1212–1216. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.07.007>
- Andreasen, G. F., & Hilleman, T. B. (1971). An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *Journal of the American Dental Association*, 82(6), 1373–1375. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1971.0209>
- Azim, A. A., Griggs, J. A., & Huang, G. T. J. (2016). The Tennessee study: Factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *International Endodontic Journal*, 49(1), 6–16. <https://doi.org/10.1111/iej.12429>
- Braga, L. C. M., Silva, A. C. F., Buono, V. T. L., & Bahia, M. G. A. (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>
- Brasil, S. C., Marceliano-Alves, M. F., Marques, M. L., Grillo, J. P., Lacerda, M. F. L. S., Alves, F. R. F., Siqueira, J. F., & Provenzano, J. C. (2017). Canal transportation, unprepared areas, and dentin removal after preparation with BT-RaCe and ProTaper Next systems. *Journal of Endodontics*, 43(10), 1683–1687. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.04.012>
- Buehler, W. J., Gilfrich, J. V., & Wiley, R. C. (1963). Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition tni. *Journal of Applied Physics*, 34(5), 1475–1477. <https://doi.org/10.1063/1.1729603>
- Buehler, W. J., & Wang, F. E. (1968). A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1(1), 105-120. [https://doi.org/10.1016/0029-8018\(68\)90019-X](https://doi.org/10.1016/0029-8018(68)90019-X)

- Bui, T. B., Mitchell, J. C., & Baumgartner, J. C. (2008). Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *Journal of Endodontics*, 34(2), 190–193.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.10.007>
- 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>
- Civjan, S., Huget, E. F., & Desimon, L. B. (1975). Potential applications of certain nickel-titanium (nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54(1), 89-96.  
<https://doi.org/10.1177/00220345750540014301>
- Clauder, T., & Baumann, M. A. (2004). ProTaper NT system. *Dental Clinics of North America*, 48(1), 87–111. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2003.10.006>
- de Albuquerque, M. S., Nascimento, A. S., Gialain, I. O., de Lima, E. A., Nery, J. A. F., de Souza Araujo, P. R., de Menezes, R. F., Kato, A. S., & Braz, R. (2019). Canal transportation, centering ability, and dentin removal after instrumentation: A micro-ct evaluation. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(7), 806–811.  
<https://doi.org/10.5005/jp-journals-10024-2601>
- di Fiore, P. M. (2007). A dozen ways to prevent nickel-titanium rotary instrument fracture. *Journal of the American Dental Association*, 138(2), 196–201.  
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2007.0136>
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2014a). Evaluation of root canal transportation, centering ratio, and remaining dentin thickness associated with ProTaper Next instruments with and without glide path. *Journal of Endodontics*, 40(12), 2053–2056.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.09.001>
- Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2014b). Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1830–1834.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.011>
- Fayyad, D. M., & Elgendy, A. A. E. (2011). Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *Journal of Endodontics*, 37(8), 1143–1146.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.03.036>

- 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>
- Gao, Y., Shotton, V., Wilkinson, K., Phillips, G., & Johnson, W. B. (2010). Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1205–1209. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2010.02.015>
- 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>
- Hildebrand, T., & Rüegsegger, P. (1997). Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1(1), 15–23. <https://doi.org/10.1080/01495739708936692>
- Hülsmann, M., Peters, O. A., & Dummer, P. M. H. (2005). Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics*, 10(1), 30-76.  
<https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.00152.x>
- Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S., & Namerow, K. (2008). Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 34(11), 1406–1409.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2008.07.029>
- Kabil, E., Katić, M., Anić, I., & Bago, I. (2020). Micro-computed evaluation of canal transportation and centering ability of 5 rotary and reciprocating systems with different metallurgical properties and surface treatments in curved root canals. *Journal of Endodontics*, 47(3), 477–484. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.11.003>
- Kishen, A. (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics*, 13(1), 57-83. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2006.00201.x>
- Ko, W. S., Grabowski, B., & Neugebauer, J. (2015). Development and application of a ni-ti interatomic potential with high predictive accuracy of the martensitic phase transition.

*Physical Review*, 92(13), 134107-1-134107-22.

<https://doi.org/10.1103/PhysRevB.92.134107>.

Koçak, M. M., Çiçek, E., Koçak, S., Sağlam, B. C., & Yilmaz, N. (2015). Apical extrusion of debris using ProTaper Universal and ProTaper Next rotary systems. *International Endodontic Journal*, 48(3), 283–286. <https://doi.org/10.1111/iej.12313>

Kuhn, G., & Jordan, L. (2002). Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 28(10), 716-720.

<https://doi.org/10.1097/00004770-200210000-00009>

Kuhn, G., Tavernier, B., & Jordan, L. (2001). Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *Journal of Endodontics*, 27(8), 516-520.

<https://doi.org/10.1097/00004770-200108000-00005>

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>

Montalvão, D., & Alçada, F. S. (2011). Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files. *Journal of Endodontics*, 37(8), 1158–1161. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2011.05.018>

Nguyen, H. H., Fong, H., Paranjpe, A., Flake, N. M., Johnson, J. D., & Peters, O. A. (2014). Evaluation of the resistance to cyclic fatigue between ProTaper Next, ProTaper Universal, and Vortex Blue rotary instruments. *Journal of Endodontics*, 40(8), 1190–1193. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2013.12.033>

Otsuka, K., & Ren, X. (2005). Physical metallurgy of ti-ni-based shape memory alloys. *Progress in Materials Science*, 50(5), 511–678. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2004.10.001>

Pereira, E. 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), 318-324. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.004>

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, É. S. J., Viana, A. C. D., Buono, V. T. L., Peters, O. A., & Bahia, M. G. A. (2015). Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *Journal of Endodontics*, 41(1), 67–71.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.005>
- Pérez-Higueras, J. J., Arias, A., de la Macorra, J. C., & Peters, O. A. (2014). Differences in cyclic fatigue resistance between ProTaper Next and ProTaper Universal instruments at different levels. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1477–1481.  
<https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.025>
- Peters, O. A. (2004). Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *Journal of Endodontics*, 30(8), 559-567.  
<https://doi.org/10.1097/01.DON.0000129039.59003.9D>
- Peters, O. A., Arias, A., & Choi, A. (2020). Mechanical properties of a novel nickel-titanium root canal instrument: Stationary and dynamic tests. *Journal of Endodontics*, 46(7), 994–1001. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2020.03.016>
- Peters, O. A., Laib, A., Rügsegger, P., & Barbakow, F. (2000). Three-dimensional analysis of root canal geometry by high-resolution computed tomography. *Journal of Dental Research*, 79(6), 1405–1409. <https://doi.org/10.1177/00220345000790060901>
- Peters, O. A., Schönenberger, K., & Laib, A. (2001). Effects of four ni-ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *International Endodontic Journal*, 34(3), 221-230. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2001.00373.x>
- Pohl, M., Heßing, C., & Frenzel, J. (2004). Electrolytic processing of niti shape memory alloys. *Materials Science and Engineering A*, 378(1-2), 191–199.  
<https://doi.org/10.1016/j.msea.2003.11.080>
- Proffit, W. R., Fields, H. W., & Sarver, D. M. (2007). *Contemporary Orthodontics* (4<sup>a</sup> ed.). Elsevier Editora Ltda.

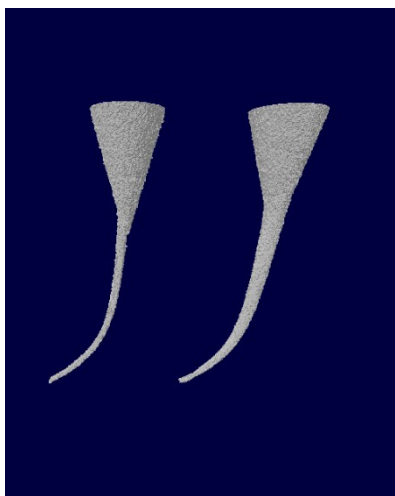
- Pruett, J. P., Clement, D. J., & Carnes Jr, D. L. (1997). Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*, 23(2), 77-85.  
[https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(97\)80250-6](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(97)80250-6)
- Ruddle, C. J. (2001). *The ProTaper Advantage- shaping the future of endodontics*.  
[www.endoruddle.com](http://www.endoruddle.com)
- Ruddle, C. J. (2005). *The ProTaper technique*. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.00115.x>
- Ruddle, C. J., Matchou, P., & West, J. D. (2013). *The Shaping Movement*.  
[www.endoruddle.com](http://www.endoruddle.com)
- Schäfer, E. (1997). Root canal instruments for manual use: A review. *Endodontics & Dental Traumatology*, 13(2), 51–64. <https://doi.org/10.1111/j.1600-9657.1997.tb00011.x>
- Scianamblo, M. J. (2015). *The envelope of motion and ProTaper Next*.  
<https://endopracticeus.com/envelope-motion-ProTaper-next/>
- 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>
- 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>
- Thayer, T. A., Bagby, M. D., Moore, R. N., & DeAngelis, R. J. (1995). X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 107(6), 604-612. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(95\)70103-6](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(95)70103-6)
- Thompson, S. A. (2000). An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *International Endodontic Journal*, 33(4), 297-310. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2591.2000.00339.x>
- Tufenkci, P., Orhan, K., Celikten, B., Bilecenoglu, B., Gur, G., & Sevimay, S. (2020). Micro-computed tomographic assessment of the shaping ability of the One Curve, One Shape, and ProTaper Next nickel-titanium rotary systems. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 45(3). <https://doi.org/10.5395/rde.2020.45.e30>

- 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>
- Van der Vyver, P. J., Paleker, F., Vorster, M., & de Wet, F. A. (2019). Root canal shaping using nickel titanium, M-Wire, and Gold wire: A micro-computed tomographic comparative study of One Shape, ProTaper Next, and WaveOne Gold instruments in maxillary first molars. *Journal of Endodontics*, 45(1), 62–67. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2018.09.013>
- Veloza, C., Silva, S., Almeida, A., Romeiro, K., Vieira, B., Dantas, H., Sousa, F., & de Albuquerque, D. S. (2020). Shaping ability of XP-endo Shaper and ProTaper Next in long oval-shaped canals: A micro-computed tomography study. *International Endodontic Journal*, 53(7), 998–1006. <https://doi.org/10.1111/iej.13301>
- Venino, P. M., Citterio, C. L., Pellegatta, A., Ciccarelli, M., & Maddalone, M. (2017). A micro-computed tomography evaluation of the shaping ability of two nickel-titanium instruments, HyFlex EDM and ProTaper Next. *Journal of Endodontics*, 43(4), 628–632. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2016.11.022>
- Viana, A. C. D., De Melo, M. C. C., Bahia, M. G. A., & Buono, V. T. L. (2010). Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 110(4), 527–533. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2010.05.006>
- Vyever, P. J. V. D., & Scianamblo, M. J. (2013). *Clinical guidelines for the use of ProTaper Next instruments: part one*. <https://endopracticeus.com/clinical-guidelines-for-the-use-of-ProTaper-next-instruments-part-one/>
- Walia, H. M., Brantley, W. A., & Gerstein, H. (1988). An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*, 14(7), 346–351. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(88\)80196-1](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(88)80196-1)
- Wang, F. E., Pickart, S. J., & Alperin, H. A. (1972). Mechanism of the tini martensitic transformation and the crystal structures of tini-II and tini-III phases. *Journal of Applied Physics*, 43(1), 97–112. <https://doi.org/10.1063/1.1660844>

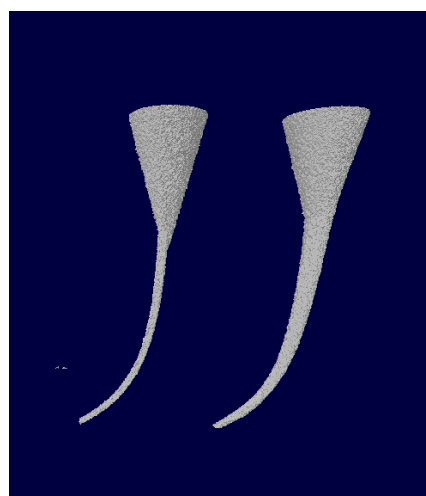
- West, J. (2006). Endodontic update 2006. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 18(5), 280–300. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00039.x>
- West, J. D. (2010). *The Endodontic Glidepath: “Secret to Rotary Safety.”* 86–93. [www.dentistrytoday.com](http://www.dentistrytoday.com)
- Zanesco, 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>
- Zhang, X., & Schitoglu, H. (2004). Crystallography of the  $B2 \rightarrow R \rightarrow B19'$  phase transformations in niti. *Materials Science and Engineering A*, 374(1–2), 292–302. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2004.03.013>
- Zhao, D., Shen, Y., Peng, B., & Haapasalo, M. (2014). Root canal preparation of mandibular molars with 3 nickel-titanium rotary instruments: A micro-computed tomographic study. *Journal of Endodontics*, 40(11), 1860–1864. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.06.023>
- 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>
- 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>



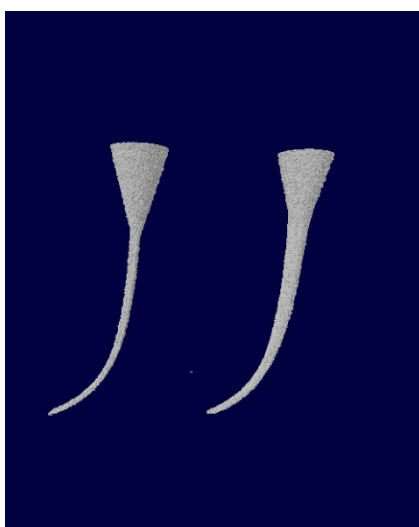
## VIII. ANEXOS



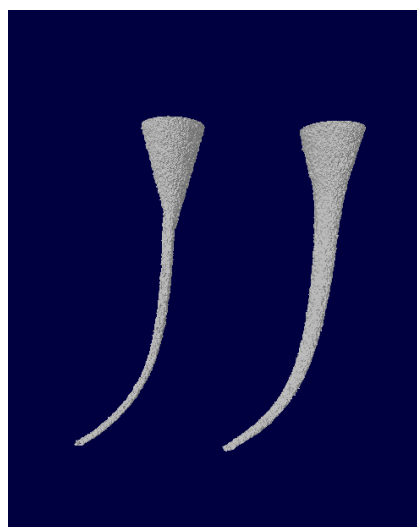
**Figura 25** | Modelo 3D do bloco n.º 1 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



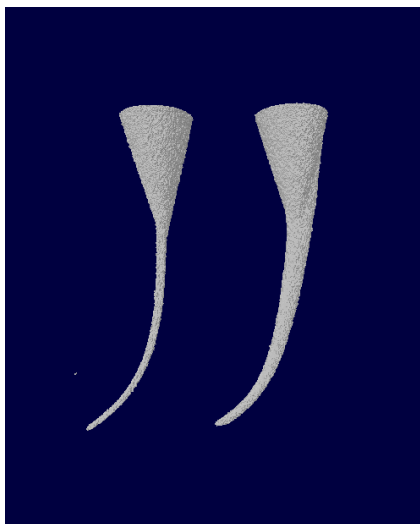
**Figura 26** | Modelo 3D do bloco n.º 2 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



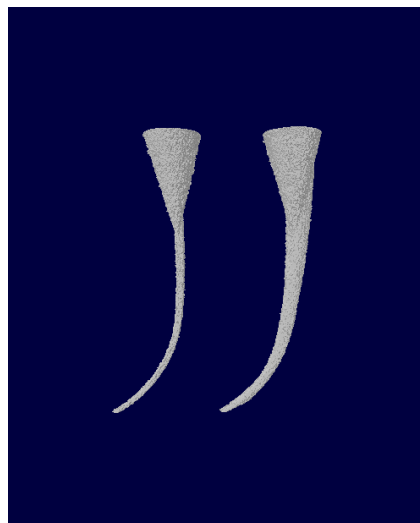
**Figura 27** | Modelo 3D do bloco n.º 5 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



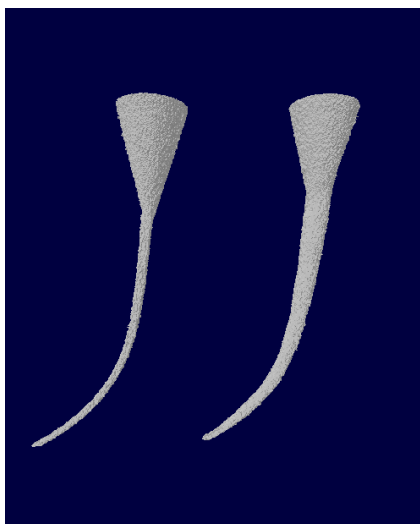
**Figura 28** | Modelo 3D do bloco n.º 6 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



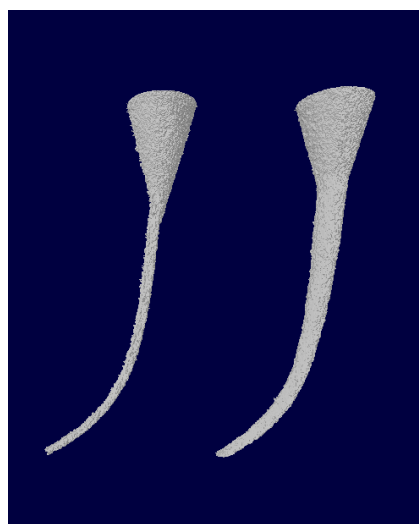
**Figura 29** | Modelo 3D do bloco n.º 9 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



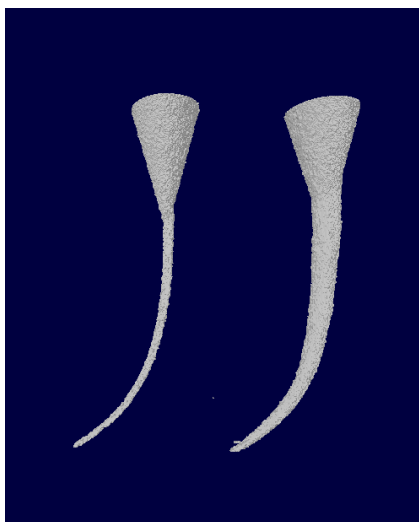
**Figura 30** | Modelo 3D do bloco n.º 10 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



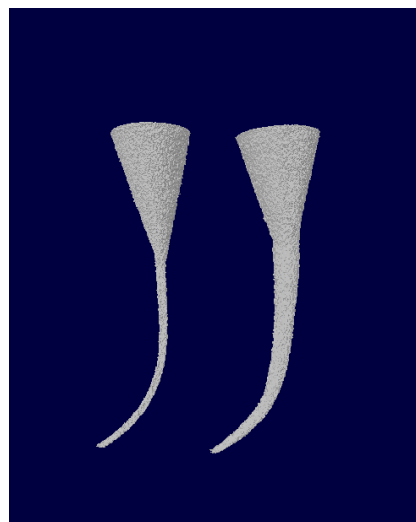
**Figura 31** | Modelo 3D do bloco n.º 11 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



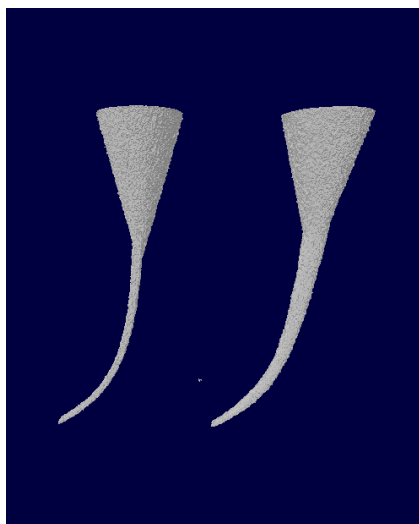
**Figura 32** | Modelo 3D do bloco n.º 12 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



**Figura 33** | Modelo 3D do bloco n.º 13 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvöl versão 2.3.2.0



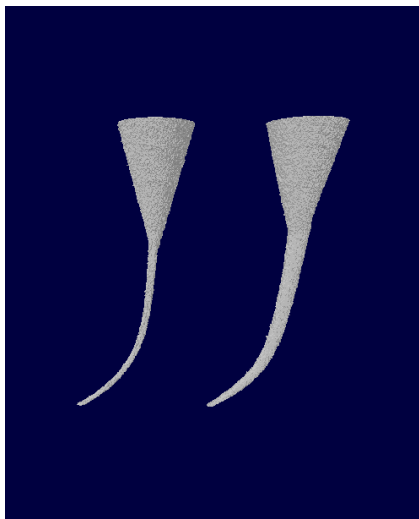
**Figura 34** | Modelo 3D do bloco n.º 14 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvöl versão 2.3.2.0



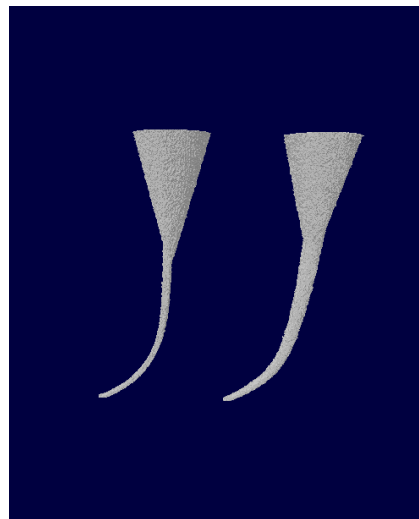
**Figura 35** | Modelo 3D do bloco n.º 15 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvöl versão 2.3.2.0



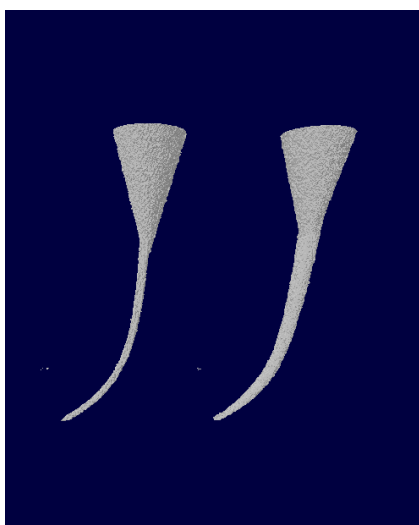
**Figura 36** | Modelo 3D do bloco n.º 16 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvöl versão 2.3.2.0



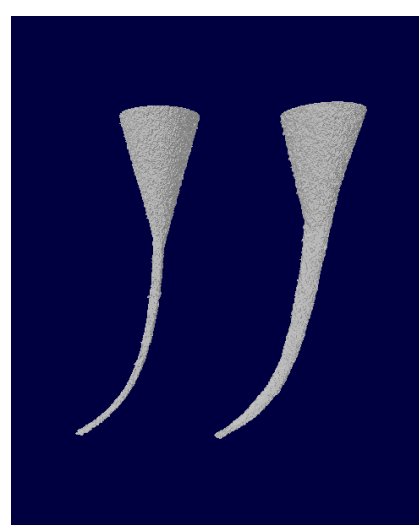
**Figura 37** | Modelo 3D do bloco n.º 17 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



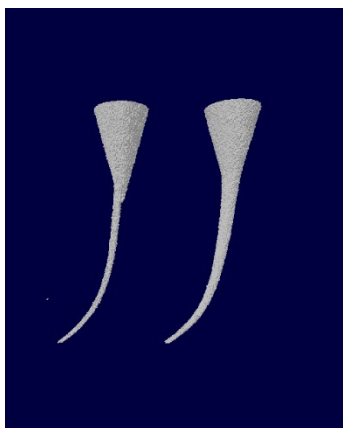
**Figura 38** | Modelo 3D do bloco n.º 18 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



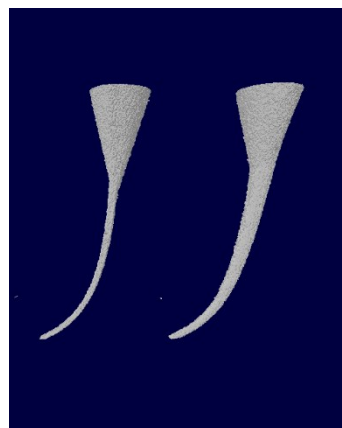
**Figura 39** | Modelo 3D do bloco n.º 19 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



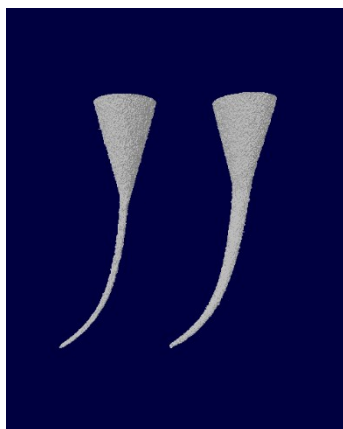
**Figura 40** | Modelo 3D do bloco n.º 20 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



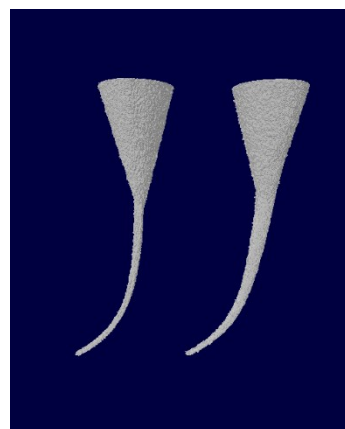
**Figura 41** | Modelo 3D do bloco n.º 21 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



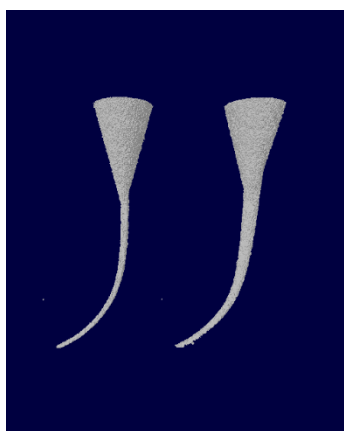
**Figura 42** | Modelo 3D do bloco n.º 22 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



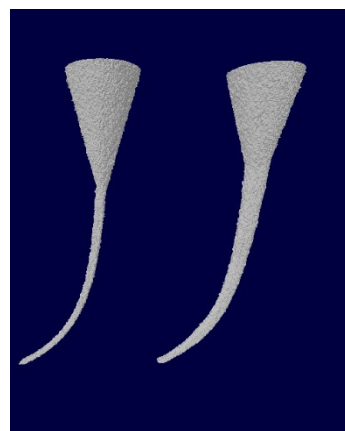
**Figura 43** | Modelo 3D do bloco n.º 23 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



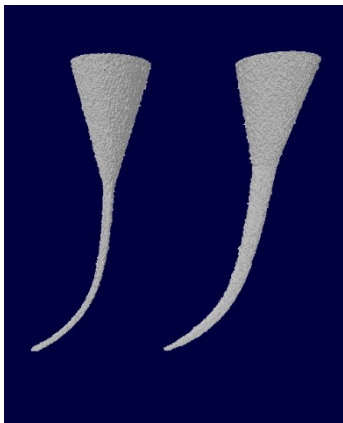
**Figura 44** | Modelo 3D do bloco n.º 24 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



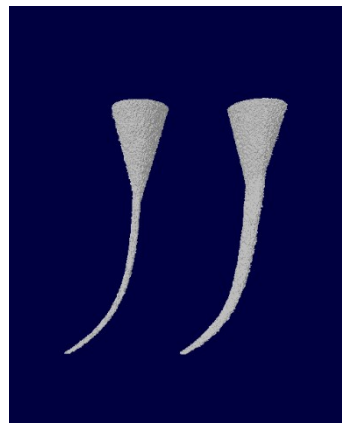
**Figura 45** | Modelo 3D do bloco n.º 25 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



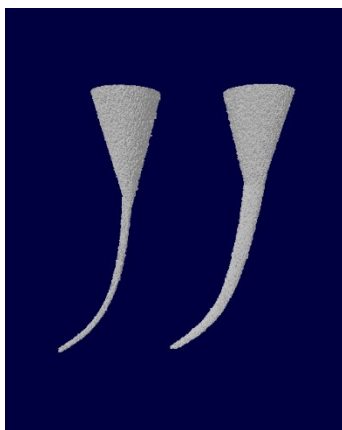
**Figura 46** | Modelo 3D do bloco n.º 33 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



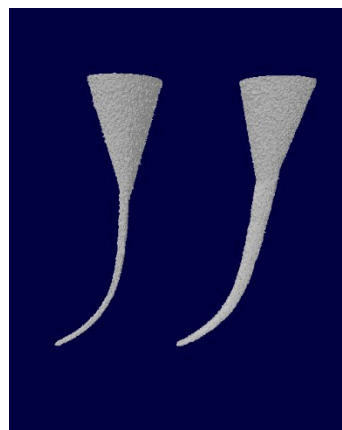
**Figura 47** | Modelo 3D do bloco n.º 34 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



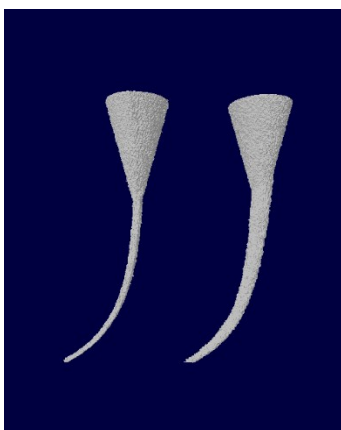
**Figura 48** | Modelo 3D do bloco n.º 35 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



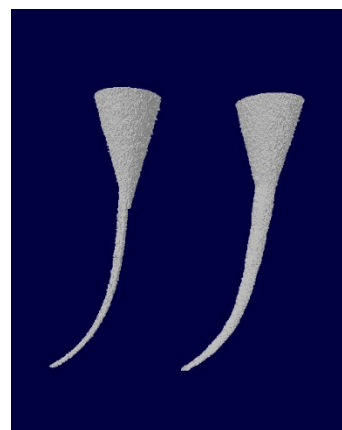
**Figura 49** | Modelo 3D do bloco n.º 36 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



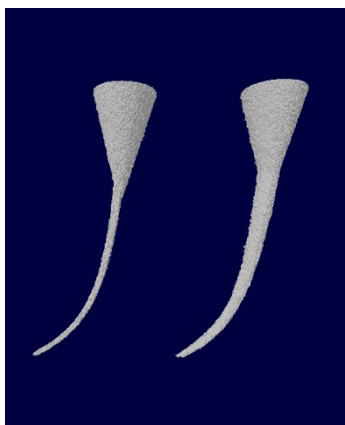
**Figura 50** | Modelo 3D do bloco n.º 37 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



**Figura 51** | Modelo 3D do bloco n.º 38 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



**Figura 52** | Modelo 3D do bloco n.º 39 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0



**Figura 53** | Modelo 3D do bloco n.º 40 pré-instrumentação (esquerda) e pós-instrumentação (direita), no programa informático Ctvol versão 2.3.2.0

**Tabela 11** | Testes aos efeitos do fator de medições repetidas e interação sobre VOL

Measure: MEASURE\_1

| Source         |                    | Type III Sum of Squares | df     | Mean Square | F       | Sig.  | Noncent. Parameter | Observed Power <sup>a</sup> |
|----------------|--------------------|-------------------------|--------|-------------|---------|-------|--------------------|-----------------------------|
| factor1        | Sphericity Assumed | 48,316                  | 1      | 48,316      | 181,478 | <,001 | 181,478            | 1,000                       |
|                | Greenhouse-Geisser | 48,316                  | 1,000  | 48,316      | 181,478 | <,001 | 181,478            | 1,000                       |
|                | Huynh-Feldt        | 48,316                  | 1,000  | 48,316      | 181,478 | <,001 | 181,478            | 1,000                       |
|                | Lower-bound        | 48,316                  | 1,000  | 48,316      | 181,478 | <,001 | 181,478            | 1,000                       |
| factor1 * SB   | Sphericity Assumed | ,110                    | 1      | ,110        | ,414    | ,525  | ,414               | ,095                        |
|                | Greenhouse-Geisser | ,110                    | 1,000  | ,110        | ,414    | ,525  | ,414               | ,095                        |
|                | Huynh-Feldt        | ,110                    | 1,000  | ,110        | ,414    | ,525  | ,414               | ,095                        |
|                | Lower-bound        | ,110                    | 1,000  | ,110        | ,414    | ,525  | ,414               | ,095                        |
| Error(factor1) | Sphericity Assumed | 7,188                   | 27     | ,266        |         |       |                    |                             |
|                | Greenhouse-Geisser | 7,188                   | 27,000 | ,266        |         |       |                    |                             |
|                | Huynh-Feldt        | 7,188                   | 27,000 | ,266        |         |       |                    |                             |
|                | Lower-bound        | 7,188                   | 27,000 | ,266        |         |       |                    |                             |

a. Computed using alpha = ,05

**Tabela 12** | Testes aos efeitos do fator independente sobre VOL

Measure: MEASURE\_1

Transformed Variable: Average

| Source    | Type III Sum of Squares | df | Mean Square | F       | Sig.  | Noncent. Parameter | Observed Power <sup>a</sup> |
|-----------|-------------------------|----|-------------|---------|-------|--------------------|-----------------------------|
| Intercept | 9588,782                | 1  | 9588,782    | 566,000 | <,001 | 566,000            | 1,000                       |
| SB        | 9,701                   | 1  | 9,701       | ,573    | ,456  | ,573               | ,113                        |
| Error     | 457,416                 | 27 | 16,941      |         |       |                    |                             |

a. Computed using alpha = ,05

**Tabela 13|** Testes aos efeitos do fator de medições repetidas e interação sobre Área

Measure: MEASURE\_1

| Source             |                    | Type III Sum<br>of Squares | df     | Mean Square | F       | Sig.  | Noncent.<br>Parameter | Observed<br>Power <sup>a</sup> |
|--------------------|--------------------|----------------------------|--------|-------------|---------|-------|-----------------------|--------------------------------|
| factor1            | Sphericity Assumed | 278,921                    | 1      | 278,921     | 113,178 | <,001 | 113,178               | 1,000                          |
|                    | Greenhouse-Geisser | 278,921                    | 1,000  | 278,921     | 113,178 | <,001 | 113,178               | 1,000                          |
|                    | Huynh-Feldt        | 278,921                    | 1,000  | 278,921     | 113,178 | <,001 | 113,178               | 1,000                          |
|                    | Lower-bound        | 278,921                    | 1,000  | 278,921     | 113,178 | <,001 | 113,178               | 1,000                          |
| factor1 * SB       | Sphericity Assumed | ,584                       | 1      | ,584        | ,237    | ,630  | ,237                  | ,076                           |
|                    | Greenhouse-Geisser | ,584                       | 1,000  | ,584        | ,237    | ,630  | ,237                  | ,076                           |
|                    | Huynh-Feldt        | ,584                       | 1,000  | ,584        | ,237    | ,630  | ,237                  | ,076                           |
|                    | Lower-bound        | ,584                       | 1,000  | ,584        | ,237    | ,630  | ,237                  | ,076                           |
| Error(factor1<br>) | Sphericity Assumed | 66,540                     | 27     | 2,464       |         |       |                       |                                |
|                    | Greenhouse-Geisser | 66,540                     | 27,000 | 2,464       |         |       |                       |                                |
|                    | Huynh-Feldt        | 66,540                     | 27,000 | 2,464       |         |       |                       |                                |
|                    | Lower-bound        | 66,540                     | 27,000 | 2,464       |         |       |                       |                                |

a. Computed using alpha = ,05

**Tabela 14|** Testes aos efeitos do fator independente sobre Área

Measure: MEASURE\_1

Transformed Variable: Average

| Source    | Type III Sum of<br>Squares | df | Mean Square | F        | Sig.  | Noncent.<br>Parameter | Observed<br>Power <sup>a</sup> |
|-----------|----------------------------|----|-------------|----------|-------|-----------------------|--------------------------------|
| Intercept | 153326,239                 | 1  | 153326,239  | 2586,866 | <,001 | 2586,866              | 1,000                          |
| SB        | 33,364                     | 1  | 33,364      | ,563     | ,460  | ,563                  | ,112                           |
| Error     | 1600,318                   | 27 | 59,271      |          |       |                       |                                |

a. Computed using alpha = ,05



**Tabela 15|** Testes aos efeitos do fator de medições repetidas e interação sobre SMI

Measure: MEASURE\_1

| Source         |                        | Type III Sum<br>of Squares | df     | Mean<br>Square | F      | Sig. | Noncent.<br>Parameter | Observed<br>Power <sup>a</sup> |
|----------------|------------------------|----------------------------|--------|----------------|--------|------|-----------------------|--------------------------------|
| factor1        | Sphericity<br>Assumed  | 1,039                      | 1      | 1,039          | 12,727 | ,001 | 12,727                | ,930                           |
|                | Greenhouse-<br>Geisser | 1,039                      | 1,000  | 1,039          | 12,727 | ,001 | 12,727                | ,930                           |
|                | Huynh-Feldt            | 1,039                      | 1,000  | 1,039          | 12,727 | ,001 | 12,727                | ,930                           |
|                | Lower-bound            | 1,039                      | 1,000  | 1,039          | 12,727 | ,001 | 12,727                | ,930                           |
|                |                        |                            |        |                |        |      |                       |                                |
| factor1 * SB   | Sphericity<br>Assumed  | ,369                       | 1      | ,369           | 4,518  | ,043 | 4,518                 | ,536                           |
|                | Greenhouse-<br>Geisser | ,369                       | 1,000  | ,369           | 4,518  | ,043 | 4,518                 | ,536                           |
|                | Huynh-Feldt            | ,369                       | 1,000  | ,369           | 4,518  | ,043 | 4,518                 | ,536                           |
|                | Lower-bound            | ,369                       | 1,000  | ,369           | 4,518  | ,043 | 4,518                 | ,536                           |
|                |                        |                            |        |                |        |      |                       |                                |
| Error(factor1) | Sphericity<br>Assumed  | 2,203                      | 27     | ,082           |        |      |                       |                                |
|                | Greenhouse-<br>Geisser | 2,203                      | 27,000 | ,082           |        |      |                       |                                |
|                | Huynh-Feldt            | 2,203                      | 27,000 | ,082           |        |      |                       |                                |
|                | Lower-bound            | 2,203                      | 27,000 | ,082           |        |      |                       |                                |
|                |                        |                            |        |                |        |      |                       |                                |

a. Computed using alpha = ,05

**Tabela 16|** Comparações entre grupos em t1 e t2 para SMI

Measure: MEASURE\_1

| factor1 | (I) SB | (J) SB | Mean Difference (I-<br>J) | Std. Error | Sig. <sup>b</sup> | 95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup> |             |
|---------|--------|--------|---------------------------|------------|-------------------|-----------------------------------------------------|-------------|
|         |        |        |                           |            |                   | Lower Bound                                         | Upper Bound |
| 1       | 1      | 2      | -,398*                    | ,155       | ,016              | -,717                                               | -,079       |
|         | 2      | 1      | ,398*                     | ,155       | ,016              | ,079                                                | ,717        |
| 2       | 1      | 2      | -,069                     | ,099       | ,488              | -,272                                               | ,133        |
|         | 2      | 1      | ,069                      | ,099       | ,488              | -,133                                               | ,272        |

Based on estimated marginal means

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Tabela 17| Variações temporais de SMI em cada grupo

Measure: MEASURE\_1

| SB | (I) factor1 | (J) factor1 | Mean Difference (I-J) | Std. Error | Sig. <sup>b</sup> | 95% Confidence Interval for Difference <sup>b</sup> |             |
|----|-------------|-------------|-----------------------|------------|-------------------|-----------------------------------------------------|-------------|
|    |             |             |                       |            |                   | Lower Bound                                         | Upper Bound |
| 1  | 1           | 2           | -,440*                | ,122       | ,001              | -,690                                               | -,190       |
|    | 2           | 1           | ,440*                 | ,122       | ,001              | ,190                                                | ,690        |
| 2  | 1           | 2           | -,111                 | ,095       | ,252              | -,307                                               | ,084        |
|    | 2           | 1           | ,111                  | ,095       | ,252              | -,084                                               | ,307        |

Based on estimated marginal means

\*. The mean difference is significant at the ,05 level.

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Tabela 18| Teste de Mann-Whitney

|                                | T1Δ               | T2Δ               | T3Δ               |
|--------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Mann-Whitney U                 | 89,000            | 71,000            | 89,000            |
| Wilcoxon W                     | 155,000           | 242,000           | 155,000           |
| Z                              | -,449             | -1,259            | -,449             |
| Asymp. Sig. (2-tailed)         | ,653              | ,208              | ,653              |
| Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)] | ,674 <sup>b</sup> | ,220 <sup>b</sup> | ,674 <sup>b</sup> |

a. Grouping Variable: SB

b. Not corrected for ties.

| A1                                                                                        |             |              |              |             |              |              |   |   |            |     |               |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|--------------|--------------|-------------|--------------|--------------|---|---|------------|-----|---------------|-----|
|                                                                                           | A           | B            | C            | D           | E            | F            | G | H | I          | J   | K             | L   |
| 1                                                                                         |             | Fase I       |              |             | Fase II      |              |   |   | cA - Y     |     | 1/3 Coronário |     |
| 2                                                                                         | Z position  | Centroid (x) | Centroid (y) | Z position  | Centroid (x) | Centroid (y) |   |   | Distal     | 273 | I-II          | D   |
| 3                                                                                         | Pos.Z       | Crd.X        | Crd.Y        | Pos.Z       | Crd.X        | Crd.Y        |   |   | Mesial     | 168 | Distal        | 147 |
| 4                                                                                         | mm          | mm           | mm           | mm          | mm           | mm           |   |   | I-II       | D   | Mesial        | 0   |
| 5                                                                                         | 17,64532889 | 1,72675604   | 2,03051207   | 17,64532889 | 1,76333503   | 1,99130122   |   |   | 0,03921085 | D   | 1/3 Mesial    |     |
| 6                                                                                         | 17,62572297 | 1,72659792   | 2,03072201   | 17,62572297 | 1,76424218   | 1,99059215   |   |   | 0,04012986 | D   | I-II          | M   |
| 7                                                                                         | 17,60611705 | 1,72472765   | 2,02891271   | 17,60611705 | 1,76524333   | 1,9891604    |   |   | 0,03975231 | D   | Distal        | 3   |
| 8                                                                                         | 17,58651113 | 1,72487683   | 2,02844971   | 17,58651113 | 1,76572803   | 1,98754715   |   |   | 0,04090256 | D   | Mesial        | 144 |
| 9                                                                                         | 17,56690521 | 1,72447895   | 2,02605757   | 17,56690521 | 1,76692276   | 1,98727423   |   |   | 0,03878334 | D   | 1/3 Apical    |     |
| 10                                                                                        | 17,54729928 | 1,723281     | 2,02554585   | 17,54729928 | 1,7672239    | 1,98565054   |   |   | 0,03989531 | D   | I-II          | D   |
| 11                                                                                        | 17,52769336 | 1,72299124   | 2,0263726    | 17,52769336 | 1,76666065   | 1,98412802   |   |   | 0,04224458 | D   | Distal        | 123 |
| 12                                                                                        | 17,50808744 | 1,72307345   | 2,02459924   | 17,50808744 | 1,76844792   | 1,98198643   |   |   | 0,04261281 | D   | Mesial        | 24  |
| 13                                                                                        | 17,48848152 | 1,72236252   | 2,02193954   | 17,48848152 | 1,76985413   | 1,98074736   |   |   | 0,04119218 | D   |               |     |
| 14                                                                                        | 17,4688756  | 1,72402799   | 2,02149191   | 17,4688756  | 1,77041675   | 1,97765234   |   |   | 0,04383957 | D   |               |     |
| 15                                                                                        | 17,44926968 | 1,72360488   | 2,02262652   | 17,44926968 | 1,7702168    | 1,97620231   |   |   | 0,04642421 | D   |               |     |
| 16                                                                                        | 17,42966376 | 1,7248625    | 2,02173042   | 17,42966376 | 1,77190979   | 1,97612344   |   |   | 0,04560698 | D   |               |     |
| 17                                                                                        | 17,41005784 | 1,72553275   | 2,02076813   | 17,41005784 | 1,77187219   | 1,97397386   |   |   | 0,04679427 | D   |               |     |
| 18                                                                                        | 17,39045192 | 1,72543999   | 2,01981576   | 17,39045192 | 1,77263306   | 1,9730242    |   |   | 0,04679156 | D   |               |     |
| 19                                                                                        | 17,370846   | 1,7236431    | 2,01922893   | 17,370846   | 1,77419199   | 1,97007206   |   |   | 0,04915687 | D   |               |     |
| 20                                                                                        | 17,35124007 | 1,72327114   | 2,01653037   | 17,35124007 | 1,77633192   | 1,96711156   |   |   | 0,04941881 | D   |               |     |
| 21                                                                                        | 17,33163415 | 1,72259649   | 2,01550849   | 17,33163415 | 1,77638116   | 1,9642849    |   |   | 0,05122359 | D   |               |     |
| 22                                                                                        | 17,31202823 | 1,72098098   | 2,01421711   | 17,31202823 | 1,77722836   | 1,96147424   |   |   | 0,05274287 | D   |               |     |
| 23                                                                                        | 17,29242231 | 1,72188012   | 2,01475437   | 17,29242231 | 1,77688789   | 1,95906106   |   |   | 0,05569331 | D   |               |     |
| 24                                                                                        | 17,27281639 | 1,72153555   | 2,01413906   | 17,27281639 | 1,77731493   | 1,95672373   |   |   | 0,05741533 | D   |               |     |
| 25                                                                                        | 17,25321047 | 1,72198624   | 2,01342259   | 17,25321047 | 1,77715327   | 1,95544997   |   |   | 0,05797262 | D   |               |     |
| 26                                                                                        | 17,23360455 | 1,7226237    | 2,01317403   | 17,23360455 | 1,77659204   | 1,95424035   |   |   | 0,05893368 | D   |               |     |
| 27                                                                                        | 17,21399863 | 1,72073326   | 2,01277274   | 17,21399863 | 1,77601187   | 1,95336623   |   |   | 0,05940651 | D   |               |     |
| 28                                                                                        | 17,19439271 | 1,71870999   | 2,01216293   | 17,19439271 | 1,77677718   | 1,955415     |   |   | 0,05674793 | D   |               |     |
| 29                                                                                        | 17,17478679 | 1,71860179   | 2,00985124   | 17,17478679 | 1,77780332   | 1,95199982   |   |   | 0,05785142 | D   |               |     |
| 30                                                                                        | 17,15518086 | 1,71989325   | 2,00950812   | 17,15518086 | 1,77985342   | 1,95159376   |   |   | 0,05791436 | D   |               |     |
| 31                                                                                        | 17,13557494 | 1,71939058   | 2,00892377   | 17,13557494 | 1,77812601   | 1,95074626   |   |   | 0,05817751 | D   |               |     |
| 32                                                                                        | 17,11596902 | 1,7190283    | 2,0075238    | 17,11596902 | 1,77737234   | 1,95150467   |   |   | 0,05601913 | D   |               |     |
| Fase I 2d Fase II 2d Fase I 3d Fase II 3d Centroeiro todos Análise Morfométrica 2d An ... |             |              |              |             |              |              |   |   |            |     |               |     |

Figura 54| Tabela representativa das coordenadas do centroide e do transporte méso-distal, para o bloco n.º 10