José António Macedo de Carvalho Capelas

INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS RADICULARES

Estudo comparativo entre uma técnica manual e três técnicas motorizadas.

PORTO | 2001

José António Macedo de Carvalho Capelas

INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS RADICULARES

Estudo comparativo entre uma técnica manual e três técnicas motorizadas

Porto
2001

Titulo: Instrumentação de Canais Radiculares.
Estudo comparativo entre uma técnica manual e três técnicas motorizadas
Autor: José António Macedo de Carvalho Capelas
Edição: Do autor
Produção Gráfica: MEDISA – Edições e Divulgações Científicas, Lda.
Depósito-Legal: 167611/01
Ano: 2001
Copyright: © José António Macedo de Carvalho Capelas

Dissertação de candidatura ao grau de Doutor
Apresentada à Faculdade de Medicina Dentária
Da Universidade do Porto

À Fátima
Rodrigo, Maria e Joana

Aos meus Pais
Aos meus Irmãos

Ao Professor Doutor
Durval Belo Moreira

Ao Professor Doutor
Manuel Fonseca Paulo

Aos meus Mestres

Aos Docentes
da Faculdade de Medicina Dentária
da Universidade do Porto

Aos meus colegas
e amigos

Conselho Científico da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Professores Efectivos

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge
Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira
Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso
Prof. Doutor António Cabral Campos Felino
Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas
Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal Silva
Prof. Doutor David José Casimiro Andrade
Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira
Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco
Prof. Doutor Fernando José brandão Martins Peres
Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas
Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha
Prof. Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz
Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes
Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho
Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho
Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes
Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo
Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo
Prof. Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo

Prof. Doutora Maria Adelaide Macedo de Carvalho Capelas
Prof. Doutora Maria Cristina P. C. M. Figueiredo Pollmann
Prof. Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva
Prof. Doutora Maria Helena Raposo Fernandes
Prof. Doutora Maria da Purificação Valenzuela Sampaio Tavares
Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva
Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos
Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto
Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco

Professores Jubilados

Prof. Doutor Adão Fernando Pereira
Prof. Doutor Amílcar de Oliveira
Prof. Doutor António Manuel Machado Capelas
Prof. Doutor José Serra Silva Campos Neves
Prof. Doutor Manuel Desport Marques
Prof. Doutor Manuel Guedes Figueiredo

Agradecimentos

A realização deste trabalho de investigação, para além do esforço e trabalho individual do autor, resultou também do incentivo e colaboração de várias pessoas que contribuíram directa e indirectamente para a sua concretização. A todas essas pessoas quero expressar publicamente os meus agradecimentos, contudo, na impossibilidade de mencionar todas gostaria de salientar as seguintes:

Ao Senhor Professor Doutor Durval Belo Moreira, gostaria de expressar a minha profunda gratidão pela sua amizade, pela minha formação endodôntica, pela sua disponibilidade e pela co-orientação deste trabalho.

Ao Senhor Professor Doutor Manuel da Fonseca Paulo, agradeço o incentivo e a orientação desta dissertação, para além de toda a amizade que sempre me tem dispensado.

Ao Senhor Professor Doutor Américo dos Santos Afonso, agradeço a cedência das instalações da Anatomia Dentária, onde foi realizada alguma da parte experimental deste trabalho, não esquecendo os seus incentivos e a sua amizade.

Ao Senhor Professor Doutor Altamiro da Costa Pereira e à Senhora Drª Clara Tavares, agradeço as sugestões e a ajuda no tratamento estatístico dos dados.

À Senhora D. Ana Mota, um obrigado muito especial pela paciência na realização dos cortes dentários e pela sua colaboração na execução das macro fotografias.

Resumo

Actualmente, existe um amplo consenso entre os endodontistas de que a preparação biomecânica dos canais radiculares é uma das fases mais importantes da terapêutica endodôntica, sem negligenciar outros procedimentos também necessários para ser realizada com sucesso.

Este estudo destinou-se a comparar a preparação biomecânica de oitenta canais mesiais de molares mandibulares humanos extraídos, utilizando quatro técnicas de instrumentação. Usámos uma técnica manual telescópica (M), duas técnicas mecanizadas rotativas utilizando instrumentos de níquel-titânio, Quantec 2000 (Q) e Profile .04 (P) e uma técnica mecanizada rotativa que usa instrumentos de aço inoxidável, Kavo Endoflash (K).

Escolhemos a técnica (M) "step-back" por ser, de entre as técnicas manuais convencionais, uma das mais ensinadas nas Escolas Dentárias e também uma das mais utilizadas clinicamente em canais curvos. Das técnicas mecanizadas rotativas que utilizam instrumentos de níquel-titânio, optámos pelos sistemas Profile .04 (P) e Quantec (Q), por serem dois dos sistemas mecanizados mais divulgados e utilizados na clínica. O recurso, neste estudo, ao sistema Kavo Endoflash (K) deve-se ao facto de ser um sistema rotativo mais recente e de utilizar instrumentos em aço inoxidável.

Os oitenta canais foram divididos pelas quatro técnicas formando quatro grupos com ângulos de curvatura média semelhantes. Utilizámos uma técnica de Bramante, modificada por Paulo, tendo os dentes sido incluídos em blocos de acrílico. Seguidamente, foram cortados transversalmente, num micrótomo para tecidos duros a 1, 3, 6 e 9mm do ápice e foram fotografados numa lupa macroscópica. Remontaram-se os cortes numa mufla e foram instrumentados com as várias técnicas, após o que foram novamente fotografados. Digitalizaram-se as fotografias pré e pós instrumentação e armazenaram-se num computador. Através de um pro-

grama informático de imagem (NIH Image Program), avaliámos as preparações dos canais, analisando os seguintes parâmetros:

- O deslocamento total médio do centro dos canais (em extensão).
- O deslocamento percentual médio do centro dos canais (em função do diâmetro dos instrumentos usados, a esse nível de corte).
- O sentido do deslocamento do centro dos canais em direcção mésio-distal.
- O grau de arredondamento dos cortes transversais.
- A forma final dos cortes transversais.

Após a análise e o tratamento estatístico dos resultados, verificou-se que os canais instrumentados pelas técnicas (P) e (Q) sofreram um deslocamento médio do seu centro menor do que os preparados com as técnicas (K) e (M), sendo as diferenças estatisticamente significativas. Em relação ao deslocamento médio percentual, os resultados ainda foram mais favoráveis para as técnicas (P) e (Q).

No que concerne ao sentido do deslocamento, verificou-se que, no terço apical da raiz, os canais preparados pelas técnicas que usam instrumentos de aço inoxidável se deslocaram, quase exclusivamente, para o lado externo da curva (mesial), não se verificando isso nos instrumentados pelos sistemas (P) e (Q) ($p=0,002$). No terço médio da raiz, verificou-se uma predominância de deslocamentos para distal em todas as quatro técnicas embora, nas técnicas (K) e (M), o deslocamento observado tenha sido exclusivamente para distal ($P=0,008$). No terço coronário da raiz observou-se uma predominância de deslocamentos para mesial nas quatro técnicas, não havendo diferenças com relevância estatística ($p=0,916$).

Em relação ao grau de arredondamento dos cortes, embora se tenham verificado diferenças entre as quatro técnicas, essas diferenças não foram estatisticamente significativas.

Na análise da forma final dos canais verificou-se que os sistemas que utilizam rotação contínua (P, Q e K) produzem canais menos irregulares que o sistema manual (M).

Abstract

The chemomechanical preparation is considered nowadays one of the most important step of root canal therapy.

The purpose of this study is to compare the canal shaping of eighty mesial root canals of extracted human lower molars, by using four different preparation techniques: manual step-back preparation (M), two rotary techniques using nickel titanium (Ni-Ti) instruments, Quantec 2000 (Q) and Profile .04 (P), and a rotary technique with stainless steel files, Kavo Endoflash (K).

We have chosen the manual step-back technique (M) because it is one of the most frequently used both in conventional manual techniques and in curve canals. Of the rotary techniques with Ni-Ti instruments, Profile .04 (P) and Quantec (Q) were the techniques chosen by us due to their generalized use in the endodontic practice.

Our choice of Kavo Endoflash (K) was due to the fact that it is a more recent rotary system and uses stainless steel instruments.

The eighty root canals were divided into four groups with similar curvature angles. We have used the Bramante technique, modified by Paulo, teeth being embedded into clear acrylic blocks. These complexes were then serially cross-sectioned, at distances 1mm, 3mm, 6mm and 9mm from the apices and photographed with a macroscopic lens, scanned and computer stored. The sectioned roots were reassembled and the canals shaped by the techniques mentioned above; they were then dismantled and photographed again. The photos were scanned and computer stored as previously.

This allowed the positions of the pre- and postinstrumented roots to be superimposed, through an image program- NIH Image Program, for subsequent analyses concerning:

- Total mean displacement of the canal centres (in extension)

- Mean displacement of the root canal centres (depending on the diameters of the files used at that specific cross-sectional level)
- The direction of the displacement of the canal centre, mesiodistally
- The degree of roundness of the cross-sectioned canals
- The final round shape of the cross-sectioned canals

The results were analyzed statistically according to the variance analysis (ANOVA) and the Fisher exact test.

Root canals prepared by the techniques (P) and (Q) shared an average displacement of their centre which was significantly smaller than that of root canals prepared with the techniques (K) and (M). In relation to the average percentual displacements the results were more favourable for the techniques (P) and (Q).

As far as the displacement direction is concerned, we have found that in the apical third of the root the canals prepared with techniques using stainless steel instruments were almost all displaced in the direction of the outer curve (mesial), this not having occurred in root canals prepared with techniques (P) and (Q). In the third mid-canal section the displacement occurred predominantly to the direction of the inner curve (distal), with all four techniques, though with techniques (K) and (M) the displacement was exclusively towards distal ($p = 0,008$). In all four techniques a predominant displacement to mesial occurred in the coronal third, no differences with any stastistical meaning being found.

As far as the roundness degree of the cuts (sections) is concerned, though there were differences in the four techniques, these had no stastistical meaning.

Analyzing the final shape of the root canals we have found that the rotary techniques (P), (Q) and (K) produced less irregular canals than the manual technique (M).

These results showed that root canals prepared with (P) and (Q) techniques were rounder, and had less transportation than those prepared by (K) and (M) techniques.

Resumen

La preparación biomecánica de los conductos radiculares es considerada actualmente, entre la gran mayoría de los endodoncistas, como una de las fases más importantes de la terapéutica endodóncica sin despreciar otros procedimientos también necesarios para que ésta sea realizada con éxito.

Este estudio pretende comparar *in vitro* la preparación biomecánica de ochenta conductos radiculares de molares mandibulares humanos, utilizando cuatro técnicas de instrumentación diferentes. Se empleó una técnica manual telescópica (M), dos técnicas mecanizadas rotatorias con instrumentos de níquel-titanio (Quantec 2000 (Q) y Profile .04 (P)) y una técnica mecanizada rotatoria con instrumentos de acero inoxidable (Kavo Endoflash (K)).

Seleccionamos la técnica (M) "step-back", entre las técnicas manuales convencionales, por ser una de las más enseñadas en las Facultades de Odontología y también una de las más utilizadas clínicamente en el tratamiento de los conductos curvos. Entre las técnicas mecanizadas rotatorias optamos por los sistemas Profile .04 (P) y Quantec 2000 (Q), por ser dos de los sistemas mecánicos rotatorios que utilizan instrumentos de níquel-titanio más divulgados en la clínica. La selección, en este estudio, del sistema Kavo Endoflash (K) se debe al hecho de ser uno de los sistemas rotatorios más recientes y porque emplea instrumentos de acero inoxidable.

Los ochenta conductos radiculares fueron divididos en cuatro grupos de acuerdo a ángulos de curvatura similares y según las diferentes técnicas de instrumentación estudiadas. Los molares fueron incluidos en bloques de acrílico siguiendo la técnica de Bramante modificada por Paulo. Posteriormente fueron cortados tranversalmente con un microtomo de tejidos duros a 1, 3, 6 y 9 mm del ápice y fueron fotografados en una lupa

macroscópica. Se remontarón los cortes en una mufla y fueron instrumentados según las técnicas descritas. Nuevamente se procedió a fotografiar las muestras. Se digitalizaron las fotografías pre e post-instumentación y se almacenaron en el ordenador. A través de un programa informático de imagen (NIH Image Program) se evaluaron las preparaciones, analizando los seguientes parámetros:

- El desplazamiento total medio del centro de los conductos radiculares (en extensión).

- El porcentaje medio de desplazamiento del centro de los conductos radiculares (en función del diámetro de los instrumentos usados a ese nivel de corte).

- El sentido del desplazamiento del centro de los conductos radiculares en dirección mesio-distal.

- El grado de forma redondeada del conducto (relación diametro mayor/menor).

- La forma final tras la instrumentación de los cortes transversales.

Tras el análisis y el tratamiento estadístico de los resultados, se comprobó que los conductos instrumentados con las técnicas (P) y (Q) presentaron un desplaziamento total medio del centro del conducto menor que los conductos radiculares preparados con las técnicas (K) y (M), siendo las diferencias estadísticamente significativas. En relación al porcentaje medio de desplazamiento, los resultados fueron aún más favorables para las técnicas (P) y (Q). En lo referente al sentido del desplazamiento, se comprobó que en el tercio apical de la raíz, los conductos preparados com las técnicas que utilizan instrumentos de acero inoxidable se desplazan casi exclusivamente hacia el lado externo de la curva (mesial), no comprobándose esta exclusividad en el desplazamiento de los conductos instrumentados com los sistema (P) y (Q) ($p=0,002$). En el tercio medio de la raíz, se comprobó una predominancia hacia distal en las quatro técnicas, sin embargo en las técnicas (K) y (M) el

desplazamiento observado era exclusivamente distal (p=0,008). En el tercio coronario de la raíz, se observó un mayor de desplazamientos hacia mesial en las quatro técnicas estudiadas, no existiendo diferencias estadísticamente significativas (p=0,916).

En relación al grado de forma redondeada de los conductos radiculares en los cortes transversales, se observaron diferencias entre las quatro técnicas, pero esas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

En la análisis de la forma final de los conductos se observó que los sistemas que utilizan rotación continua (P, Q y K) producen conductos menos irregulares que el sistema manual (M).

Estos resultados nos indican que los sistemas de preparación biomecanica de conductos radiculares (P) y (Q) conducen a conductos mejor preparados que los sistemas (K) y (M).

Resumé

Actuellement, il existe un ample consensus entre les spécialistes d'endodontie, selon lequel la préparation biomécanique des canaux radiculaires est l'une des phases les plus importantes de la thérapie endodontique, sans négliger d'autres procédés également nécessaires pour être réalisée avec succès.

Cette étude était destinée à comparer *in vitro* la préparation biomécanique de quatre-vingt canaux mesiales de molaires mandibulaires humaines, utilisant quatre techniques d'instrumentation. Nous avons utilisé une technique manuelle "step back" (M), deux techniques mécanisées rotatives utilisant des instruments de nickel-titane, Quantec 2000 (Q) et Profile.04 (P), et une technique mécanisée rotative qui utilise des instruments en acier inoxydable, Kavo Endoflash (K).

Nous avons choisi la technique "step back" (M) pour être, parmi les techniques manuelles conventionnelles, l'une des plus enseignées dans les Écoles Dentaires et également l'une des plus utilisées cliniquement dans les canaux courbes. Des techniques mécanisées rotatives qui utilisent des instruments de nickel-titane, nous avons opté pour les systèmes Profile. 04 (P) et Quantec 2000 (Q), pour être deux des systèmes mécanisés les plus divulgués et utilisés en clinique. Le recours, dans cette étude, au système Kavo Endoflash (K) se doit au fait d'être un systéme rotatif plus récent et d'employer des instruments en acier inoxydable.

Les quatre-vingt canaux ont été divisés en quatre techniques formant quatre groupes avec angles de courbe moyenne semblables. Nous avons utilisé une technique de Bramante, modifiée par Paulo, les dents ayant été incluses dans des blocs d'acrilyque. Ensuite, les blocs ont été coupés transversalement dans un microtome pour tissus durs à 1, 3, 6 et 9 mm du sommet et ils ont été photographiés dans une loupe macroscopique. Ensuite, on a remonté les coupes dans une moufle et elles ont été

instrumentées par diverses techniques, pour être de nouveau photographiées. On a digitalisé les photos, avant et après instrumentation et on les a gardées en ordinateur. A travers un programme informatique d'image (NIH Image Program), on a évalué les préparations en analysant les paramètres suivants:

- Le déplacement total moyen des canaux (en extension);
- Le déplacement proportionnel moyen du centre des canaux (en fonction du diamètre des instruments utilisés, à ce niveau de coupe);
- Le sens du déplacement du centre des canaux en direction mésio-distal;
- Le degré d'arrondissement des coupes transversales;
- La forme finale des coupes transversales.

Après l'analyse et le traitement statistique des résultats, on a vérifié que les canaux instrumentés par les techniques (P) e (Q) ont souffert un déplacement moyen de leur centre moindre que ceux préparés par les techniques (K) et (M), les différences étant statistiquement significatives. En ce qui concerne le déplacement moyen proportionnel, les résultats on été encore plus favorables par les techniques (P) et (Q).

Quant au sens du déplacement, on a vérifié que, dans le tiers inférieur de la racine, les canaux préparés par les techniques qui utilisent des instruments en acier inoxydable se sont déplacés, presque exclusivement, du côte externe de la courbe (mesial), ne constatant pas cela dans ceux instrumentés par les systèmes (P) et (Q) ($p=0,002$). A un tiers moyen de la racine, on a vérifié une prédominance de déplacement vers distal dans les quatre techniques, bien que, dans les techniques (K) et (M), le déplacement observé ait été exclusivement vers distal ($p=0,008$). Dans le tiers coronaire de la racine, on a observé une prédominance pour mesial dans les quatre techniques, n'ayant pas de différences d'intérêt statistique ($p=0,916$).

En ce qui concerne le degré d'arrondissement des coupes, bien qu'on ait remarqué des différences entre les quatre techniques, ces différences n'ont pas été statistiquement significatives.

Dans l'analyse de la forme finale des canaux, on a remarqué que les systèmes qui utilisent la rotation continue (P, Q et K) produisent des canaux moins irréguliers que le procédé manuelle (M).

Índice

I – Introdução 31

II – Estado Actual do Problema 37

III – Justificação e Objectivos 67

IV – Material e Métodos 71

V – Resultados 107

VI – Discussão 129

VII – Conclusões 149

VIII – Bibliografia 155

Anexo I – Fotografias antes e após a instrumentação 167

Anexo II – Tabelas 193

1. Introdução

O tratamento endodôntico radical é uma terapêutica dentária conservadora, cuja finalidade é a extirpação da polpa dentária e a obturação do espaço por ela antes ocupado. Este tratamento é constituído por um conjunto de procedimentos clínicos minuciosos e interligados, o que o torna, também, bastante moroso.

Até à segunda década do século vinte, a terapêutica endodôntica consistia, principalmente, na remoção do tecido pulpar e na desinfecção da cavidade pulpar. Nessa, época a preparação dos canais radiculares era um procedimento muito difícil em virtude de os instrumentos disponíveis serem muito pouco adequados para o efeito, o que fazia com que essa preparação fosse negligenciada. Com o desenvolvimento da tecnologia, foram surgindo vários instrumentos destinados à preparação de canais, até que, em 1915, foram patenteadas as limas K pela casa Kerr (Portenier et al. 1998). Essa preparação dos canais vinha-se tornando cada vez mais exigida, por um lado, pela necessidade de vencer a infecção que estava presente em muitos casos e, por outro, pela consciência que existia da necessidade de obturar correctamente o espaço antes ocupado pela polpa para, desse modo, se preservar a desinfecção que se obtinha.

Durante décadas, o assunto mais polémico do tratamento endodôntico estava centrado nos medicamentos que deveriam ser usados dentro dos canais, visto que a preparação destes canais era muito difícil de obter. Mais tarde, já no tempo de Grossman, este considera a instrumentação a fase mais importante do tratamento endodôntico, muito embora refira, também, que as outras fases não deverão ser negligenciadas (Grossman 1976).

Os tempos e os conceitos foram, assim, mudando pelo que já mais tarde, de acordo com Ingle (1979), uma preparação e uma obturação cuidadosas são a chave de um tratamento endodôntico bem sucedido.

Actualmente, assiste-se a um amplo consenso entre os endodontistas de que, sem esquecer os outros passos, a preparação biomecânica (limpeza e conformação dos canais) é uma das fases mais importantes da terapêutica endodôntica (Schilder 1974, Gutman & Dumsha 1987).

O principal objectivo da preparação de canais radiculares, que Schilder denomina "limpeza e conformação", é eliminar o conteúdo dos canais (tecido pulpar, detritos necróticos, microrganismos e os seus produtos) e a dentina afectada, preparando as paredes dos canais para receberem um material de obturação que selará o foramen apical (Weine 1991).

Segundo os conceitos actuais, necessários à obtenção de uma desinfecção dos canais e a uma correcta obturação, um canal bem preparado deve ter uma forma cónica que começa a nível cervical e diminui, gradualmente, até ao ápice. Este princípio tanto se deve aplicar a canais amplos e rectos como a canais finos e curvos. Esta forma cónica contínua ou infundibuliforme assegura um acesso fácil ao terço apical do canal para este poder ser preenchido, condensando correctamente a guta-percha (Frank et al. 1986).

A preparação biomecânica ideal, para além da obtenção de uma limpeza eficaz removendo todos os detritos de todas as paredes do canal, deve promover, simultaneamente, uma remoção igual de dentina em todas as paredes do canal, evitando, assim, um adelgaçamento excessivo da estrutura dentinária radicular. Tal preparação deve ser " Uma réplica da configuração na forma, conicidade e direcção do canal original, unicamente mais ampla" (Cohen & Burns 1994). Consegue-se, assim, o alargamento de um canal sem o desviar da sua curvatura original.

Se nos canais rectos nos conseguimos aproximar frequentemente

destas preparações ideais, em canais finos e curvos, infelizmente é quase impossível obtermos tais preparações. A instrumentação de canais curvos pode produzir alterações irreparáveis nestes, tais como: a formação de degraus, falsos trajectos, perfurações, "zips" apicais e transporte dos canais (Weine et al. 1975). Por outro lado, nalguns sistemas de canais radiculares, tendo em consideração a sua anatomia complexa contendo anfractuosidades e istmos, nunca é possível atingirmos, completamente, os objectivos da preparação biomecânica de canais radiculares, não só por não se obter um formato final correcto, como também por não se conseguir um esvaziamento eficaz que permita a desinfecção e evite as infecções posteriores.

II. Estado Actual do Problema

Num estudo em que se avaliava a preparação de canais radiculares curvos, Weine et al. (1975) observaram que a maioria dos canais considerados como preparados não apresentavam uma forma infundibuliforme completa desde a embocadura do canal até ao ápice. A porção mais estreita do canal não se encontrava no ápice, como seria de supor, mas perto da porção média da curvatura, zona a que Weine chamou "cotovelo". Constataram ainda que, todas as limas, quer fossem pré-curvadas ou não, tinham tendência a rectificar-se dentro dos canais. Segundo Weine, esta tendência rectificadora, devida à memória elástica dos instrumentos, é responsável pelos desvios da forma original dos canais, especialmente a nível apical. Nos canais curvos, para além do risco frequente da formação de degraus, "zips", deslocamentos, perfurações e rectificações, também não conseguimos, na maioria dos casos, uma limpeza completa, o que origina posteriormente uma grande dificuldade na sua obturação tridimensional e na obtenção de uma desinfecção eficaz.

Hoje é ponto assente – e nisso acreditamos plenamente – que os instrumentos e as técnicas de instrumentação tradicionais são parcialmente responsáveis por muitos acidentes e dificuldades na preparação de canais.

Com o intuito de criar uma forma adequada da preparação e de reduzir o deslocamento dos canais, principalmente a nível apical, têm sido desenvolvidos novos instrumentos e técnicas alternativas de instrumentação (Abou-Rass et al. 1980, Goerig et al. 1982, Roane et al. 1985).

Assim, na tentativa de reduzir as alterações que podem comprome-

ter o sucesso do tratamento endodôntico, têm surgido diversas técnicas de instrumentação, tais como:

- Técnica escalonada, telescópica ou "Step-Back";
- Técnica de alargamento coronal ou "Flared-Technique";
- Limagem anti-curvatura (mais que uma técnica é uma manobra destinada a preservar paredes dentinárias muito finas de certos canais, principalmente dos mesiais dos molares inferiores);
- Técnicas "Crown-Down";
- Técnica da força balanceada;
- Técnicas motorizadas;
- Técnicas rotativas mecanizadas (Ni-Ti).

As técnicas motorizados foram desenvolvidas não só para melhorar a qualidade das preparações mas também tendo em mente a redução do tempo de trabalho e a fadiga do operador, na instrumentação de canais. Alguns estudos, comparando os sistemas motorizados da 1ª geração com a instrumentação manual, revelaram problemas significativos, nomeadamente, o bloqueamento prematuro no canal, a perda de sensação táctil, a limpeza deficiente, a rectificação dos canais e a fractura de instrumentos (Campos & del Rio 1990, Hülsmann & Stryga (1993). Nestes estudos, os sistemas motorizados, ditos de 1ª geração (Endoplaner, Canal Finder System, Endolift, Giromatic, etc.), que utilizavam instrumentos em aço inoxidável, mostraram-se inferiores à instrumentação manual.

Instrumentos Endodônticos

Sabemos que não são só as técnicas que podem originar deficientes preparações. Tal como já referimos anteriormente, a qualidade destas preparações depende do operador, das técnicas utilizadas, e também da qualidade e concepção dos instrumentos. Assim, na tentativa de apuramento das preparações, têm sido desenvolvidos e comercializados

diversos instrumentos de canais que apresentam algumas inovações em relação aos clássicos.

O instrumento endodôntico ideal deve ser flexível para permitir trabalhar em canais curvos, deve ser resistente a deformações e fracturas e deve, ainda, ser eficiente no corte de dentina (Camps & Pertrot 1995). Os instrumentos endodônticos são fabricados com secção triangular ou quadrada, sendo actualmente os primeiros preferidos aos segundos e ultimamente tem havido uma preferência, também, pelos de secção losangular (ex. limas K-Flex). Os instrumentos triangulares e losangulares apresentam uma capacidade de corte superior e uma flexibilidade maior que parece estar associada à menor área da sua secção (Weine 1991).

Em 1985, Roane et al. desenvolveram as limas Flex-R, destinadas a serem usadas na técnica da força-balanceada. Estas limas, ao contrário das convencionais, possuem uma ponta não activa que pode servir de guia dentro dos canais radiculares. Este factor permite o seu uso fazendo-as penetrar em rotação sem ocasionar desvios do canal. O alargamento obtém-se exercendo uma ligeira pressão apical com a lima, fazendo-a rodar no sentido contrário ao dos ponteiros do relógio e retirando-a de seguida.

Outra evolução no armamentário disponibilizado para os endodontistas, foi a comercialização de limas com números intermédios (diâmetros de ponta intermédios), tantas vezes necessárias nos canais curvos e finos. Em virtude da sua não existência no mercado, Weine (1991) fabricava estas limas intermédias cortando a ponta de uma lima de um determinado numero existente e transformando-a numa lima de um numero ligeiramente superior. Weine propunha, ainda, a confecção de limas personalizadas para determinados canais onde, para além da transformação do diâmetro da ponta, desgastava partes activas das limas nas superfícies em que não pretendia que cortassem, principalmente nas zonas da curvatura dos canais nos locais onde a memória elástica dos instrumentos

actuava, produzindo os chamados "zips" apicais e evitando, assim, desgastes indesejáveis de dentina.

Em 1989, Wildey e Senia obtiveram algum progresso ao desenvolver o Canal Master. Este sistema é constituído por instrumentos que diferem, consideravelmente, no desenho das limas convencionais. Apresentam uma ponta passiva que não corta, não possuem uma parte activa de 16mm mas têm um eixo redondo liso com uma porção activa curta na extremidade com 1 a 2mm. O eixo tem um diâmetro menor que a ponta e é cilíndrico, não apresentando qualquer conicidade. Estes instrumentos destinam-se a ser usados com movimentos de rotação e não estão concebidos para movimentos de limagem. Inicialmente, surgiram para serem usados manualmente mas, em seguida, foram modificadas as lâminas de corte e apareceram no mercado novas versões manuais bem como outras para serem montados num contra-ângulo acoplado ao micromotor.

Em 1988, Walia et al. utilizaram arame de NITINOL (Níquel-Titânio Naval Ordenance Laboratory) para fabricar instrumentos de canais que já, nessa altura, tinha aplicação em ortodontia. Maquinaram limas com o mesmo calibre (diâmetro de ponta e conicidade) em níquel-titânio (Ni-Ti) e em aço inoxidável, seguindo rigorosamente o mesmo processo de fabrico. Verificaram que as limas de níquel titânio possuíam duas a três vezes mais flexibilidade elástica ao serem curvadas ou torcidas do que as limas de aço inoxidável. Observaram, ainda, terem as limas de Ni-Ti uma resistência superior à fractura por torção, quer horária quer anti-horária.

Estas propriedades permitem aos instrumentos em Ni-Ti trabalhar em canais curvos com menor pressão nas paredes laterais. Não toleram, porém, pré-curvar as limas de Ni-Ti, tal como é sugerido, por vários autores, para as limas de aço inoxidável (Weine et al. 1975, Abou-Rass et al. 1980, Weine 1991). A flexibilidade desta liga metálica induziu mesmo alguns investigadores a reconsiderarem os conceitos da preparação de canais (Portenier 1998).

Na ultima década, as limas de níquel-titânio têm vindo a ser cada vez mais usadas na clínica endodôntica, particularmente em canais curvos.

As características torcionais e de flexibilidade das ligas de Ni-Ti, aliadas a desenhos apropriados das lâminas de corte, tornou possível o uso de uma forma rotativa dos instrumentos de niquel-titânio montados num contra-ângulo acoplado a um micromotor, para a preparação de canais radiculares. Esta utilização parece ser mesmo possível em canais curvos. Em diversos estudos, estes instrumentos rotativos motorizados têm demonstrado melhores resultados (menor transporte) na preparação de canais que as técnicas clássicas de instrumentação (Glossen et al. 1995, Esposito & Cunningham 1995, Tharuni et al. 1996). Assim, estas técnicas mecanizadas constituem já uma realidade no tratamento endodôntico e fazem antever um futuro mais risonho para a nossa especialidade visto que permitem preparar os canais com menor dificuldade e, portanto, com menos "stress", ao mesmo tempo que obtêm um resultado final bastante superior ao obtido com as técnicas clássicas de preparação de canais.

Padronização – Normalização

Um dos avanços mais importantes em endodôntia foi a normalização dos instrumentos. A normalização demorou bastante tempo a estabelecer-se, ainda que fosse um dos principais motivos que permitiu que a técnica endodôntica se tornasse acessível a qualquer clínico (Weine 1991).

Houve tempos em que os instrumentos de canais eram feitos de acordo com os caprichos dos construtores, sem normas específicas em relação ao diâmetro, conicidade ou comprimento. Encontravam-se diferenças significativas no tamanho de instrumentos, supostamente do mesmo número. Ingle e LeVine encontraram variações no diâmetro e conicidade em instrumentos dos mesmos tamanhos (Grossman et al. 1988). Em 1958, na 2ª Conferência Internacional de Endodôntia realizada em Filadélfia,

foram apresentadas pelos referidos autores as primeiras normas para a padronização dos instrumentos endodônticos (Leal et al. 1998). Sugeriram um incremento constante no diâmetro à medida que os tamanhos aumentavam, embora mantivessem a mesma conicidade independentemente dos tamanhos. Essencialmente, as recomendações foram as seguintes:

1. Os instrumentos devem ser numerados de 10 a 100, os números devem progredir em unidades de 5 até ao número 60, progredindo os restantes em unidades de 10 até ao tamanho 100.
2. Cada número deve ser representativo do diâmetro do instrumento na ponta, em centésimas de milímetro. Por exemplo, o nº10 tem 10/100 ou 0,10mm na ponta, o nº25 tem 25/100 ou 0,25mm na ponta, e o nº 90 tem 90/100 ou 0,90mm na ponta.
3. As lâminas de corte (estrias) devem começar na ponta, local designado por D1, e devem estender-se exactamente 16mm ao longo do eixo, terminando no local designado por D2. O diâmetro em D2 deve ser 32/100 ou 0,32mm maior do que em D1. Por exemplo, um alargador nº20 deve ter um diâmetro de 0,20mm em D1 e em D2 um diâmetro de 0,20 mais 0,32, ou seja 0,52mm. Isto assegura um incremento constante na conicidade de 0,02mm por mm para cada instrumento, independentemente do seu tamanho (Grossman et al. 1988).

Em 1974, estabeleceram-se normas padronizadas para os instrumentos endodônticos, com a ajuda da Fédération Dentaire International (FDI), da Organização Mundial de Saúde (OMS) e da American Dental Association (ADA). Simultaneamente, desenvolveram-se mecanismos para determinar a flexibilidade, a corrosão e as fracturas por rotação dos diferentes calibres de instrumentos. Acrescentaram-se os nºs 06, 08, 110, 120, 130 e 140, e determinou-se que o ângulo da ponta deve ser de 75 ±

15º. Por último, e com a finalidade de uma identificação rápida dos instrumentos, desenhou-se um sistema de identificação cromática nos cabos de plástico (Guldener et al. 1995). Uma vez que a partir do calibre 15, os cabos de 18 calibres diferentes (15-140) se identificam com 6 cores diferentes, as cores repetem-se três vezes numa sequência constante. Por exemplo, os instrumentos de calibre 20, 50 e 100 apresentam todos uma marca amarela. Para evitar confusões dentro da mesma cor, imprimem-se adicionalmente, desde 1978, nos cabos os números correspondentes.

Entre os números 10 e 60, o diâmetro da ponta dos instrumentos

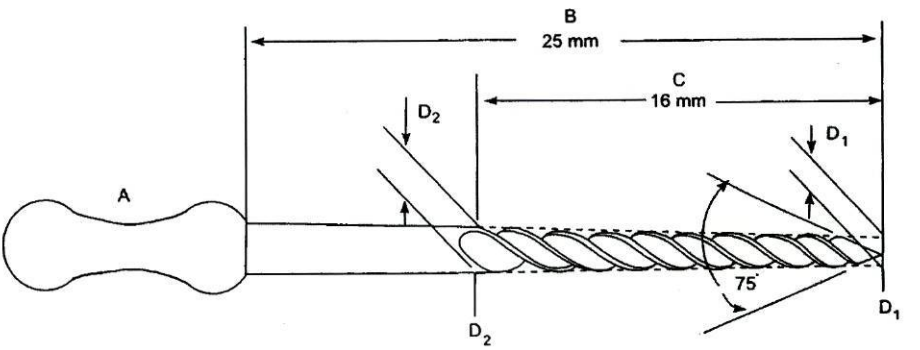


Figura 2.1 – Esquema de um instrumento normalizado
A – cabo plástico com código de cor
B – Comprimento total do instrumento
C – Comprimento da porção activa
D1 – Diâmetro na ponta
D2 – Diâmetro na porção mais coronária da parte activa

aumenta 0,05mm; a partir do número 60 o aumento de diâmetro da ponta é de 0,10mm.

Actualmente, os instrumentos em aço inoxidável substituíram os de aço vulgar, pois são mais flexíveis e, portanto, mais resistentes a fracturas por deformação e também menos susceptíveis à corrosão provocada pelo contacto frequente com soluções de hipoclorito de sódio (Grossman et

al. 1988). Os números mais finos de alargadores e limas têm pouca resistência à torção, fracturando com forças menores que os instrumentos maiores. Em consequência disto, a maioria dos instrumentos finos são manufacturados com uma secção quadrada, tornando-se assim mais resistentes a fracturas por torção e os instrumentos maiores são construídos com uma secção triangular, o que lhes confere maior eficiência de corte e uma flexibilidade superior.

Os instrumentos estão disponíveis com os comprimentos de 21, 25, 28 e 30 milímetros. Normalmente, utilizam-se instrumentos com 25mm de comprimento mas, ocasionalmente, são necessários instrumentos com 21mm para molares, particularmente quando os pacientes não conseguem abrir suficientemente a boca. Os instrumentos com 28 e 30mm são indicados para determinados caninos e outros dentes em que os instrumentos com 25mm não conseguem alcançar o ápice.

Ultimamente, para além do aço inoxidável, também têm sido bastante utilizadas ligas de níquel-titânio para a fabricação de outros instrumentos endodônticos.

Alargadores

Os alargadores foram os primeiros instrumentos endodônticos a serem usados nos canais radiculares, existindo já no século XIX (Weine 1991). Estes instrumentos possuem uma haste metálica, com 16mm de porção activa, provida de um cabo plástico colorido. A haste metálica apresenta uma parte activa sob a forma de uma espiral de passo longo (possuindo poucas estrias). Inicialmente, os alargadores eram construídos a partir de bastões piramidais metálicos, de secção triangular torcidos em torno do seu eixo, produzindo espirais de passo longo. Actualmente, os alargadores tanto são fabricados a partir de bastões piramidais de secção triangular, como de secção quadrada, dependendo do fabricante e do

tamanho ISO. Uma vez que são construídos por torção sobre o seu eixo, os bastões metálicos não são danificados, resultando em instrumentos com grande resistência a fracturas por torção (Tepel et al. 1997). O ângulo formado pelas lâminas de corte com o longo eixo do instrumento é de cerca de 10º a 30º (Schäfer 1997).

Os alargadores, tal como o seu nome indica, destinam-se essencialmente a alargar os canais radiculares. Este alargamento é obtido com movimentos alternados de introdução, rotação horária de 1/4 a 1/2 volta e pressão apical seguida de tracção no sentido coronário. Os movimentos de rotação e pressão apical são realizados simultaneamente e o de tracção deve efectuar-se recuando apenas alguns milímetros. Estes instrumentos só produzem trabalho útil se encontrarem resistência, deixando de ser eficazes quando se encontram soltos dentro dos canais. Não é recomendável a sua utilização com movimentos de limagem uma vez que, devido ao seu pequeno número de estrias, são muito pouco eficazes com este tipo de movimento. É ainda possível efectuar movimentos de remoção, que consistem em rodar livremente os instrumentos uma ou mais voltas no sentido horário e traccioná-los, simultaneamente, no sentido coronário. Com este ultimo movimento, torna-se possível remover alguns detritos do interior dos canais. Os alargadores são instrumentos com pouca flexibilidade sendo, por isso, pouco aconselhável a sua utilização em canais curvos (Leal et al. 1998). Na actualidade, são instrumentos que podemos prescindir, uma vez que as limas actuais de secção triangular ou losangular são tão flexíveis como os alargadores, possuindo, ainda, um efeito de corte nitidamente superior (Guldener et al. 1995).

Limas K

As limas desenvolveram-se, aplicando alguns princípios da fabricação dos alargadores com o intuito de obter instrumentos mais eficazes. O

bastão de secção triangular foi substituído por um de secção quadrada, o número de torções sobre o seu eixo aumentou, possuindo, consequentemente um maior número de arestas cortantes. O primeiro fabricante a aplicar este método foi a casa Kerr, o que conduziu a que, ainda hoje, estes instrumentos sejam conhecidos como limas K.

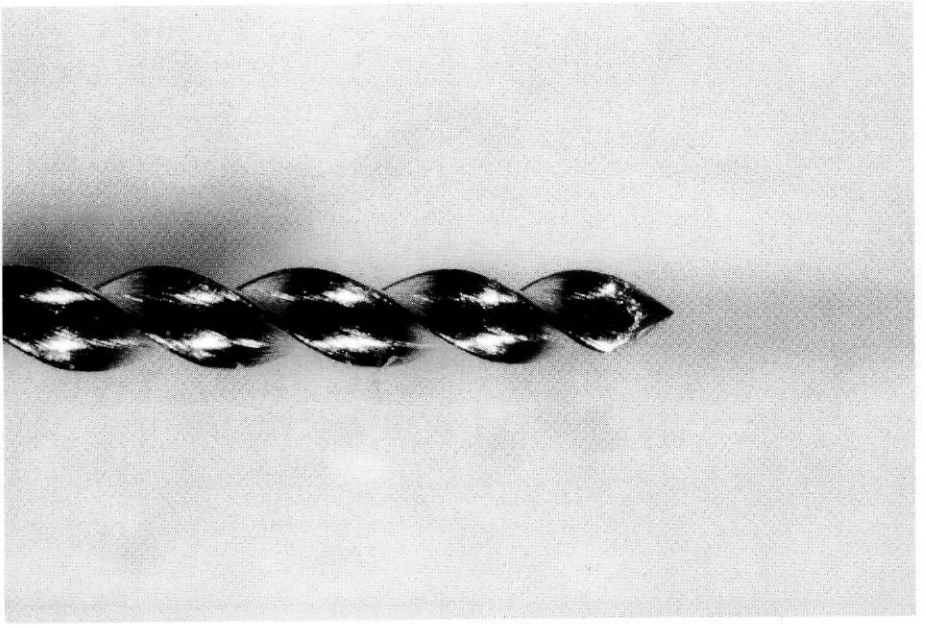


Figura 2.2 – Lima tipo K nº40 da Zipperer.

As limas tipo K, sendo semelhantes aos alargadores, possuem um cabo plástico colorido e apresentam na sua parte activa uma espiral de 16mm, com passo mais curto, contendo mais arestas cortantes por unidade de comprimento. Actualmente, estas limas tanto são construídas a partir de pirâmides metálicas quadradas como triangulares torcidas sobre

o seu eixo, dependendo do seu tamanho ISO e do fabricante (Weine 1991). A utilização de pirâmides de base quadrada resulta em instrumentos mais resistentes à fractura, sendo normalmente usadas nos instrumentos mais pequenos e mais frágeis (Grossman et al. 1988). As limas de secção triangular são mais flexíveis e mais eficientes para cortar dentina do que as de secção quadrada. O ângulo formado pelas lâminas de corte com o longo eixo do instrumento é de cerca de 25º a 40º (Schäfer 1997).

As limas tipo K são os instrumentos mais frequentemente utilizados no tratamento de canais radiculares (Leonardo et al. 1982). Estas limas, para além de poderem ser usadas com os movimentos dos alargadores (introdução, alargamento e remoção), permitem, ainda o movimento de limagem dos canais ao serem traccionadas contra as suas paredes. São ainda bastante úteis para a realização do cateterismo, ou seja, da exploração táctil dos canais, efectuando movimentos de penetração com oscilação lateral.

As limas tipo K estão disponíveis numa grande diversidade de diâmetros de ponta, existindo desde a 06 até à 140 e com os comprimentos de 21, 25, 28 e 31mm, sendo fabricadas e comercializadas por diversas firmas produtoras de material dentário.

Limas Hedstroem

Estas limas, tal como os alargadores e as limas tipo K, possuem um cabo plástico colorido e uma haste metálica com uma porção activa de 16mm. As limas H são fabricadas a partir de um arame redondo de aço inoxidável, maquinado de forma a produzir uma espiral de lâminas. À observação, estas parecem constituídas por pequenos cones sobrepostos, ligeiramente inclinados e progressivamente menores até à ponta. O ângulo formado pelas suas lâminas de corte com o seu longo eixo é de cerca de 60º a 65º (Schäfer 1997). Estes instrumentos destinam-se a ser

usados, exclusivamente, com movimentos de limagem (introdução e remoção com pressão lateral contra as paredes dos canais), podendo também promover a remoção de restos pulpares e dentinários durante a execução deste movimento. As limas H possuem uma eficácia de corte e uma capacidade de alisamento das paredes bastante superior às limas tipo K, mas são mais frágeis, pelo que fracturam com mais facilidade (Guldener et al. 1995), e produzem também, preparações mais irregulares, como consequência da sua eficácia de corte.

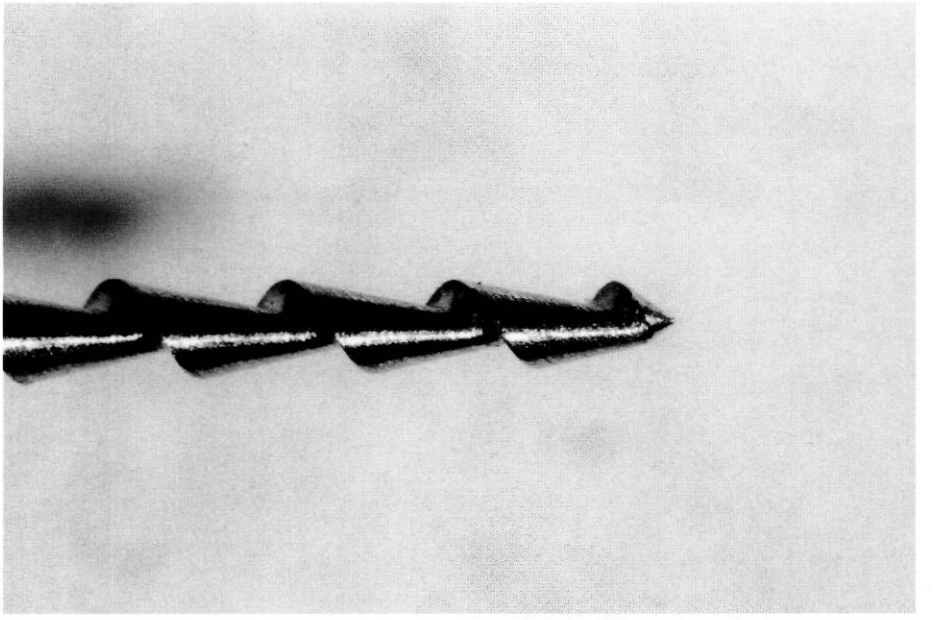


Figura 2.3 – Lima Hedstroem nº40 Zipperer.

Estão disponíveis, com variados diâmetros de ponta, desde o nº 08 até ao 140, e com os comprimentos de 21, 25, 28 e 31mm, sendo construídas e comercializadas por vários fabricantes de produtos dentários.

Limas Unifile

As limas Unifile ou U foram concebidas por Burns (Weine 1991). São maquinadas a partir de um arame de aço inoxidável redondo, por corte de dois sulcos superficiais, produzindo lâminas com o desenho de uma hélice dupla, apresentando uma configuração sigmoide, em corte transversal. Estas limas fazem lembrar as Hedstroem na aparência, sendo mais resistentes à fractura (Grossman 1988) mas menos eficientes na capacidade de corte. As lâminas das limas U são menos profundas que as das limas Hedstroem (Schäfer 1997).

Os movimentos a imprimir a estas limas são os seguintes: após a sua introdução até entrar em contacto com as paredes dentinárias, executa-se uma rotação horária de 1/8 de volta, com leve pressão apical, retirando-se então com uma rotação inversa anti-horária. Estes movimentos repetem-se, sucessivamente, até atingir o comprimento de trabalho (Leal et al. 1998).

As limas Unifile são fabricadas pela Caulk/Dentsply e pela Maillefer.

Limas K-Flex

As limas K-Flex foram introduzidas pela Kerr em 1982, apresentando um desenho inovador pela modificação do bastão original das lima K ao fim de, aproximadamente, 60 anos da sua criação. As limas K Flex são obtidas por torção de uma haste metálica de um aço inoxidável melhorado, de secção losangular. Como consequência da sua secção transversal, o instrumento assim obtido, por torção, possui espiras altas alternadas com espiras mais baixas. Esta alternância de espiras altas e baixas, conduz supostamente a uma maior eficácia na remoção de detritos (Grossman et al. 1988). O seu desenho de roscas alternadas e os ângulos agudos das suas lâminas fazem, destas limas, instrumentos flexíveis e com grande eficiência de corte (Glickman 1997). A secção losangular destas limas proporciona arestas mais afiadas, uma vez que a sua angulação é inferior

à angulação convencional de 90º das limas K. Por outro lado, este desenho reduz a largura do bastão a partir do qual são torcidas as limas, o que conduz a instrumentos mais flexíveis, principalmente nos de maior diâmetro (Dolan & Craig 1982), podendo contribuir para modificar menos a forma original de canais curvos (Weine 1991). As limas de secção losangular ou triangular exibem mais capacidade de corte e maior flexibilidade que as de secção quadrada (Guldener et al. 1995). Schäfer et al. (1995) referem que a eficiência de corte das limas K-Flex é bastante superior aos alargadores e às limas tipo K convencionais sendo, contudo, inferior às limas K-Flexofiles. Segundo Leal et al. (1998), a cinemática de movimentos destas limas é a mesma da das limas Hedstroem, no entanto, estes instrumentos são utilizados normalmente com os mesmos movimentos das limas tipo K.

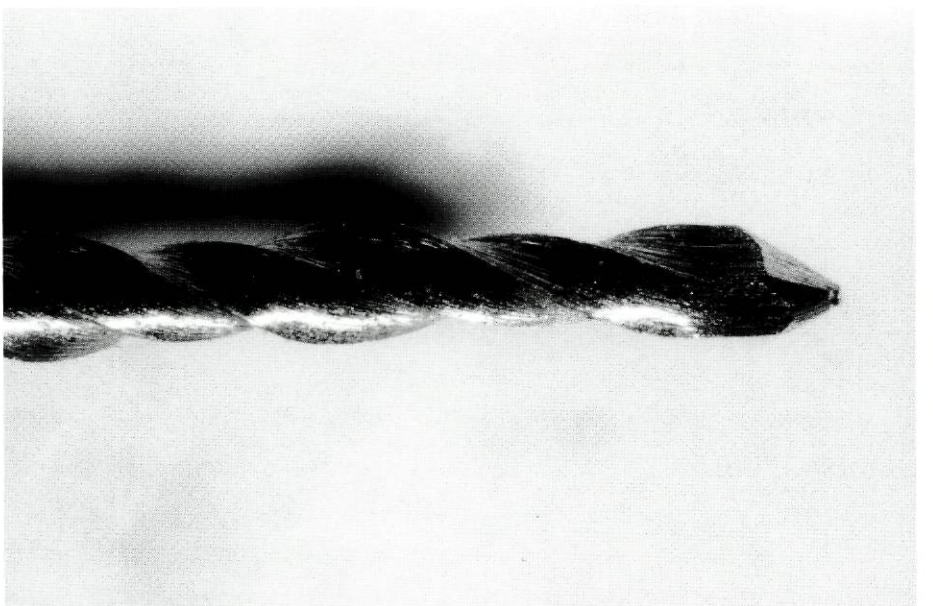


Figura 2.4 – Lima K-Flex nº40 Kerr.

O ângulo formado pelas lâminas de corte e o longo eixo destes instrumentos é de cerca de 25º na ponta e 50º na zona mais coronária da sua parte activa (Schäfer 1997).

Limas Tri File

Estas limas são construídas a partir de um bastão metálico de aço inoxidável de secção triangular, com ponta não activa cónica. A parte activa destes instrumentos apresenta mais espiras por unidade de comprimento que as limas de tipo K convencionais. São muito flexíveis e possuem grande capacidade de corte, estando indicadas para serem utilizadas com os movimentos das limas tipo K (Leal et al. 1998). Estes instrumentos são fabricados pela Sybron/Kerr.

Limas Flex R

As limas Flex R são instrumentos do tipo das lima K, desenvolvidas por Roane et al. (1985) e caracterizadas por possuírem uma ponta parabólica não-cortante. Estes instrumentos são fabricados a partir de um bastão de aço inoxidável piramidal de base triangular em vez de quadrada (Leal et al. 1998), não sendo rodadas sobre o seu eixo, mas maquinadas (Saunders & Saunders 1994). A secção triangular e o tipo de aço com que são construídas conferem-lhes maior flexibilidade e maior capacidade de corte. O ângulo formado entre as arestas das lâminas de corte e o longo eixo da haste metálica é de cerca de 30º a 40º, dependendo do tamanho ISO do instrumento (Schäfer 1997).

Para além de poderem ser utilizadas com os movimentos das limas tipo K, são particularmente indicadas para a instrumentação com a técnica da força balanceada de Roane. Por possuírem uma ponta elíptica não

cortante, têm a vantagem desta ponta poder actuar como guia dentro dos canais, sem os danificar.

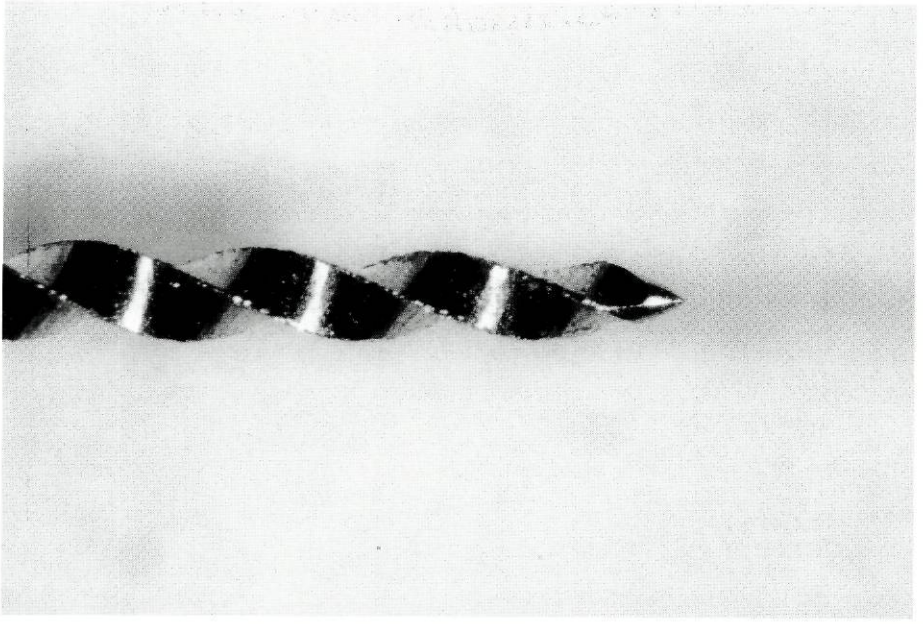


Figura 2.5 – Lima Flex-R da Moyco Union Broach.

Em 1985, Roane et al. desenvolveram o conceito da força balanceada, que se traduz na seguinte técnica de instrumentação:

1. O instrumento é introduzido no canal com uma pressão apical moderada e com rotação horária.
2. É exercida uma rotação anti-horária com ligeira pressão apical, para promover o corte de dentina.
3. Remoção, rotação horária com o instrumento livre no canal e tracção coronária.
4. Repetem-se os passos anteriores, progredindo no sentido apical, até atingirmos o comprimento de trabalho.

Sabala et al. (1988) afirmam que as limas modernas de aço inox flexível com pontas inertes, promovem menor transporte dos canais. Assim, estes instrumentos preservam mais a curvatura original dos canais que as limas com pontas convencionais (Schäfer 1997). Apesar das constatações anteriores, Briseño & Sonnabend (1991) concluíram que, mesmo os instrumentos de aço inox mais flexível com ponta não cortante, não produzem resultados inteiramente satisfatórios, quando são usados em canais com curvas acentuadas.

As limas Flex R são fabricadas pela Moyco Union Broach.

Alargadores K Flexoreamer
Limas K Flexofile

Estes instrumentos do tipo dos alargadores e das limas K, foram criados pela Maillefer em 1981. São construídos a partir de bastões de um aço inox melhorado de secção triangular ou quadrada, torcidos sobre o seu eixo. As suas partes activas de 16mm de comprimento são semelhantes aos alargadores e às limas tipo K, mas possuem mais espirais. Inicialmente possuíam pontas activas mas, actualmente, possuem pontas não cortantes do tipo Batt.

As limas K Flexofile possuem 29 espiras, independentemente do seu tamanho ISO. O ângulo formado pelas lâminas de corte com o longo eixo do instrumento é de cerca de 30º na ponta (D1) e 45º na porção mais coronária da parte activa (D2) (Schäfer 1997).

As grandes vantagens destes instrumentos são a sua ultraflexibilidade (Leal et al.1998), o possuírem uma ponta inactiva tipo Batt, e terem mais eficiência de corte. Os instrumentos torcidos sobre o seu eixo são menos rígidos que os maquinados (Seto et al. 1990). Os instrumentos K Flexofile e K Flexoreamer com pontas Batt causam menos alterações indesejáveis na curvatura dos canais do que os instrumentos com pontas convencio-

nais (Schäfer et al. 1995); além disso, possuem uma eficiência de corte superior aos instrumentos convencionais (Tepel et al. 1995) e às limas tipo K de níquel titânio (Tepel & Schäfer 1997).

Estes instrumentos estão disponíveis nos tamanhos 15 até 40 ISO e com os comprimentos de 18, 21, 25 e 31mm. Também existem tamanhos intermédios, (designados por Golden Mediums) com os seguintes diâmetros na ponta: 0,12, 0,17, 0,22, 0,27, 0,32 e 0,37. Os instrumentos usados pelo sistema Kavo Endoflash, possuem partes activas iguais às limas K Flexofile, sendo também fabricados pela Dentsply/Maillefer Instruments SA.

Limas Flexicut

As limas Flexicut foram lançadas em 1989, pela firma alemã VDW. Estes instrumentos são construídos em aço inoxidável com crómio e níquel. Possuem uma secção triangular com a ponta não cortante e a porção activa comporta entre 24 a 26 espirais. As lâminas de corte formam um ângulo com o seu longo eixo de cerca de 24º na ponta do instrumento (D1) e de 45º na porção mais coronária da parte activa (D2) (Schäfer 1997). Estão disponíveis dos tamanhos 15 até ao 40, e com os comprimentos de 21 e 25mm.

Instrumentos Canal Master

Os instrumentos Canal Master foram desenvolvidos pelos Professores Wildey e Senia de San Antonio, Universidade do Texas (Wildey & Senia 1989) e são construídos pela Brasseler USA. Passado algum tempo do seu aparecimento, o fabricante modificou-lhes as lâminas de corte para lhes melhorar a eficiência, tendo surgido o Canal Master U, assim designado pelo desenho das suas lâminas, em corte transversal, ser em U. Estes instrumentos são maquinados a partir de um bastão de aço inoxidável de secção redonda. Apresentam uma porção activa com 1,5 a

3mm de comprimento em forma de chama. À observação, fazem lembrar os instrumentos de Gates. Possuem uma ponta sem capacidade de corte com 0,75 a 2mm, destinada a actuar como guia, permitindo seguir a curvatura do canal e reduzir acidentes durante a instrumentação (Massa et al., 1992, Roig-Cayon et al., 1994). A haste, cilíndrica, sem conicidade nem corte, possui 15mm de comprimento. Sendo esta fina e flexível, permite um espaço maior para que os detritos sejam eliminados (Leal et al. 1998).

Existem instrumentos Canal Master destinados a utilização manual e a utilização motorizada. Os instrumentos manuais devem ser usados com rotação horária e anti-horária de 60º, até ser atingido o comprimento de trabalho. Os instrumentos movidos a motor devem ser usados com baixa rotação e com pouca pressão. Em canais rectos, só devem trabalhar até 5mm do ápice, em canais curvos não devem ultrapassar o início da curvatura (Leal et al. 1998).

Os instrumentos CMU produzem preparações de canais mais arredondadas e mais centradas que a técnica telescópica (Leseberg & Montgomery 1991). Segundo Hankins & ElDeeb (1996), o Canal Master rectifica mais os canais que a técnica "step-back". Roig-Cayon et al. (1994) alertam para o facto da instrumentação de canais com o sistema CMU requerer um maior número de instrumentos e mais tempo do que a preparação manual com limas flexíveis de aço inox das novas gerações. Vários autores referem que os instrumentos Canal Master possuem um risco muito elevado de fracturas (Giles & DelRio 1990, Massa et al. 1992, Pearson et al. 1992, Saunders & Saunders 1994).

Outros instrumentos em aço inoxidável

Para além dos instrumentos anteriormente descritos, que são os mais conhecidos e utilizados, existe um grande número de outros, que pelo seu menor interesse não serão enumerados na sua totalidade. Eis alguns

exemplos:

- Limas Heliapical (Micromega)
- Apical Reamer (Many)
- Instrumentos anti zipping de Briseño (IAZB)
- Limas Helifile (Micromega)
- Limas S File (US Dental Manufacturing)
- Limas manuais SET (Societé Endo Technic)
- Limas Safety Hedstroem (Kerr)

Instrumentos de níquel-titânio

Nos dias de hoje, quase todos os fabricantes de instrumentos endodônticos produzem limas tipo K e Hedstroem em niquel-titânio (Glickman 1997), estando também disponíveis as limas Flex R e muitos outros tipos de limas destinadas à instrumentação manual.

Pensamos que a verdadeira revolução da aplicação da liga de NITINOL (niquel titânio do Naval Ordenance Laboratory) em endodontia, foi a possibilidade da sua utilização, em rotação contínua, nos sistemas motorizados. Actualmente, em virtude das características desta liga, as técnicas motorizadas rotativas são aplicadas com algum êxito.

Técnicas motorizadas rotativas

Sistema Lightspeed

O sistema Lightspeed é a versão em níquel-titânio do Canal Master U.

Estes instrumentos são maquinados a partir de um bastão metálico de níquel- titânio, possuindo uma haste cilíndrica muito flexível. A sua porção activa é muito pequena, possuindo de 0,25 a 1,75mm de comprimento. A ponta não tem capacidade de corte, destinando-se a servir apenas de guia do instrumento, dentro dos canais. Para além dos instrumentos com os diâmetros habituais na ponta (D1) existem instrumentos intermediários, que possuem a mesma cor dos instrumentos que os antecedem.

Os instrumentos Lightspeed destinam-se a ser utilizados com rotação contínua, montados num contra-ângulo redutor acoplado a um micromotor, com velocidades de 750 a 2000 rotações por minuto. Devem ser usadas velocidades constantes, tal como com outros instrumentos rotativos de níquel-titânio, uma vez que variações bruscas de velocidade poderão provocar fracturas de instrumentos (Leonardo et al. 1998).

Recomenda-se a preparação prévia do terço cervical ou da porção recta do canal (com brocas de Gates) antes da utilização dos instrumentos Lightspeed (Soares 1998).

Os instrumentos Lightspeed são fabricados pela Lightspeed Technology Inc. USA e comercializados na Europa pela Septodont.

Sistema HERO 642

HERO são as inicias de (**H**igh) Alta **E**lasticidade em **RO**tação e 642 refere-se às conicidades de 6, 4 e 2%. O sistema Hero é constituído por um conjunto de instrumentos endodônticos destinados à preparação rotativa mecanizada de canais radiculares. Estes instrumentos são construídos pela Micromega, por maquinagem de um bastão metálico de níquel-titânio. O seu desenho é semelhante ao das limas Helifile,

construídas pelo mesmo fabricante, mas modificado. Possuem uma ponta não cortante, destinada a guiar os instrumentos dentro dos canais. Em secção transversal, observam-se, na sua porção activa, três ângulos de corte positivos.

Estes instrumentos destinam-se a ser usados num contra-ângulo redutor com baixas velocidades, sendo recomendadas, pelo fabricante entre 300 e 600 rotações por minuto. Também é aconselhada a utilização de velocidades constantes, o que é comum a todos os sistemas que utilizam instrumentos de níquel-titânio em rotação contínua. As variações bruscas de velocidade de rotação podem ocasionar fracturas.

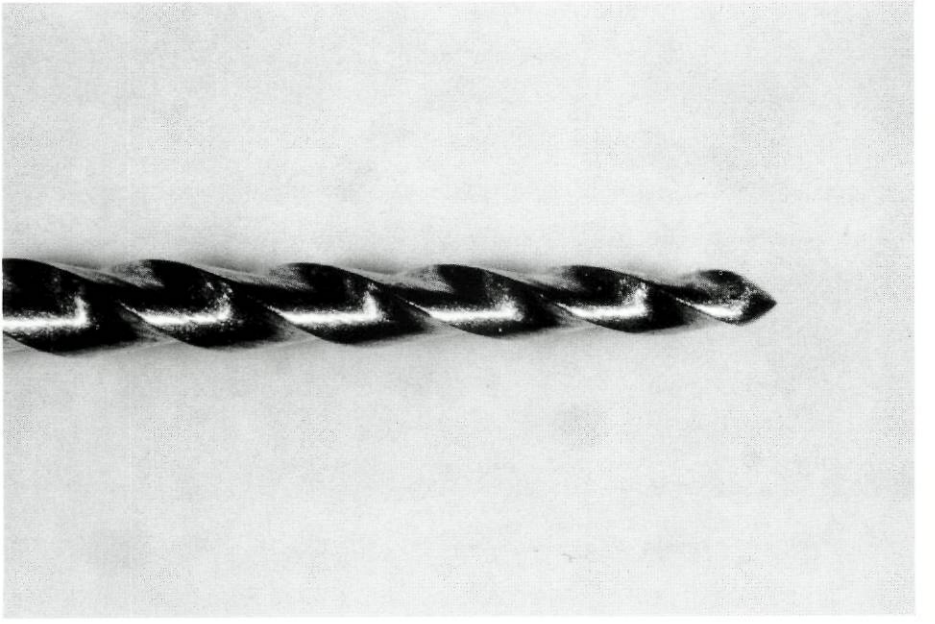


Figura 2.6 – Instrumento HERO 642 30/.04 da Micromega.

Os instrumentos disponíveis são os seguintes: 20/06, 20/04 e 20/02 todos com diâmetros em D1 de 0,20mm, mas com conicidades de 6%,

4% e 2%, respectivamente; 25/06, 25/04 e 25/02, estes com diâmetros na ponta (D1) de 0,25mm e com conicidades de 6, 4 e 2% respectivamente; 30/06, 30/04 e 30/02 com diâmetros em D1 de 0,30mm e com conicidades de 6, 4 e 2% respectivamente; 35/02, 40/02 e 45/02, estes todos com conicidade de 2% e com diâmetros em D1 de 0,35, 0,40 e 0,45mm, respectivamente.

Os instrumentos com 6% de conicidade possuem comprimentos de 21 e 25mm. Os de 4 e 2% de conicidade estão disponíveis com 21, 25 e 29mm de comprimento.

Sistema Profile/Maillefer .04, .06, O.S. e GT

Os instrumentos Profile são maquinados a partir de um cilindro metálico de níquel-titânio. Possuem uma ponta não-cortante tipo Batt. Em secção transversal, apresentam uma forma em U, com três bordos externos cortantes e planos e que são designados por "guias radiais". Estas guias, juntamente com a ponta não-cortante, ajudam os instrumentos a permanecerem centrados dentro dos canais.

Estes instrumentos não obedecem à normalização ISO pois, por um lado, utilizam conicidades duplas, triplas e quadruplas dos padrões ISO, por outro lado, os primeiros instrumentos não possuem, diâmetros na ponta (D1), correspondentes aos padronizados. Assim, os primeiros instrumentos até ao número 30, aumentam o seu diâmetro na ponta (D1) 29,17%, uns em relação aos outros. Nos instrumentos normalizados, este aumento é constante e de 0,05mm até ao número 60. Nos Profile, o aumento de diâmetro em D1, nos primeiros instrumentos, é um aumento mais gradual que nos ISO convencionais, como se pode observar na figura 2.8, favorecendo, assim, a preparação de canais na região apical. A partir do número 30, os instrumentos Profile/Maillefer possuem um diâmetro em D1 correspondente aos padrões ISO. Existe também o sistema

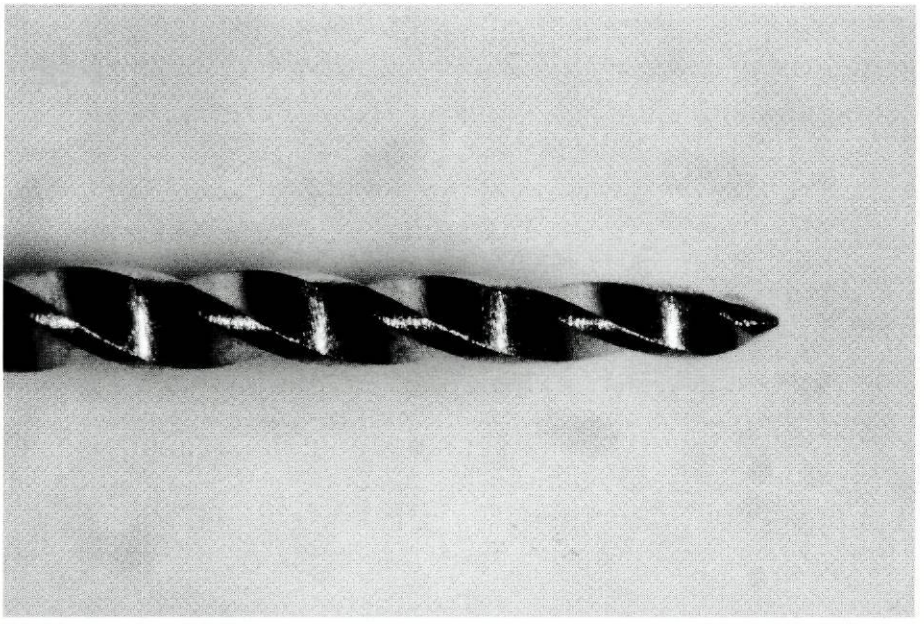


Figura 2.7 – Instrumento Profile 35/04 da Denstply Maillefer.

Profile series 29, produzido pela Tulsa Dental Products para o mercado americano. Nos instrumentos da series 29, o diâmetro em D1 continua a sofrer incrementos de 29,17% para além do nº30, existindo, também, números inferiores ao 15.

Os Instrumentos Profile destinam-se a ser utilizados com rotação horária contínua, montados num contra-ângulo acoplado a um micromotor, com controle electrónico de velocidade. A porção activa destes instrumentos está ligada a um mandril para acoplamento a um contra-ângulo. Os Profile .04 possuem um anel colorido no mandril indicativo do diâmetro do instrumento. Os Profile .06 possuem dois aneis coloridos com o mesmo fim. A velocidade deve ser constante e situar-se entre as 150 e as 350 rotações por minuto. Também é possível a sua utilização manual, mediante uma pequena peça acoplável na cabeça do mandril.

ISO					*Profile/Maillefer*				
Nº	*Cor*	*(D1)mm*	*a.mm*	*Au.%*	*Nº*	*Cor*	*(D1)mm*	*a.mm*	*a.%*
10	Roxo	0,10	0,02	25	10	Roxo	x	x	
15	Branco	0,15	0,05	50	15	Branco	0,129	0,029	29,17
20	Amarelo	0,20	0,05	33	20	Amarelo	0,167	0,038	29,17
25	Vermelho	0,25	0,05	25	25	Vermelho	0,216	0,049	29,17
30	Azul	0,30	0,05	20	30	Azul	0,279	0,063	29,17
35	Verde	0,35	0,05	17	35	Verde	0,350	0,071	29,17
40	Preto	0,40	0,05	14	40	Preto	0,400	0,05	14
45	Branco	0,45	0,05	13	45	Branco	0,450	0,05	13
50	Amarelo	0,50	0,05	11	50	Amarelo	x	x	X
55	Vermelho	0,55	0,05	10	55	Vermelho	x	x	X
60	Azul	0,60	0,05	9	60	Azul	0,600	0,15	33
70	Verde	0,70	0,10	17	70	Verde	x	x	X
80	Preto	0,80	0,10	14	80	Preto	x	x	X
90	Branco	0,90	0,10	13	90	Branco	0,900	0,3	50

Figura 2.8 - Aumento (total e percentual) dos diâmetros em D1 dos instrumentos normalizados ISO e da série Profile/Maillefer.

Os instrumentos Profile também estão disponíveis com a designação "Orifice Shapers" (O.S.) para além dos .04 .06. Os instrumentos O.S. são semelhantes aos Profile 0.4 e .06, possuindo apenas 19mm de comprimento. Destinam-se a ser utilizados na embocadura e porção mais coronária dos canais, permitindo que os outros instrumentos só trabalhem nas porções restantes, evitando-lhes exercer pressões desnecessárias. Os O.S. possuem três aneis coloridos no seu mandril, mas as cores não correspondem, como nos outros instrumentos Profile, ao mesmo diâmetro em D1.

Os instrumentos Profile GT (Great Taper), tal como o seu nome indica, são instrumentos de grande conicidade. Existem instrumentos GT com

conicidade de 12, 10, 8 e 6%, todos com diâmetro em D1 de 0,20mm, destinados a serem utilizados com uma técnica "Crown Down". Também estão disponíveis instrumentos com diâmetros em D1 de 35, 50 e 70mm, todos com conicidade de 12%, destinados a realizar o alargamento ("Flaring") da porção mais coronária dos canais radiculares.

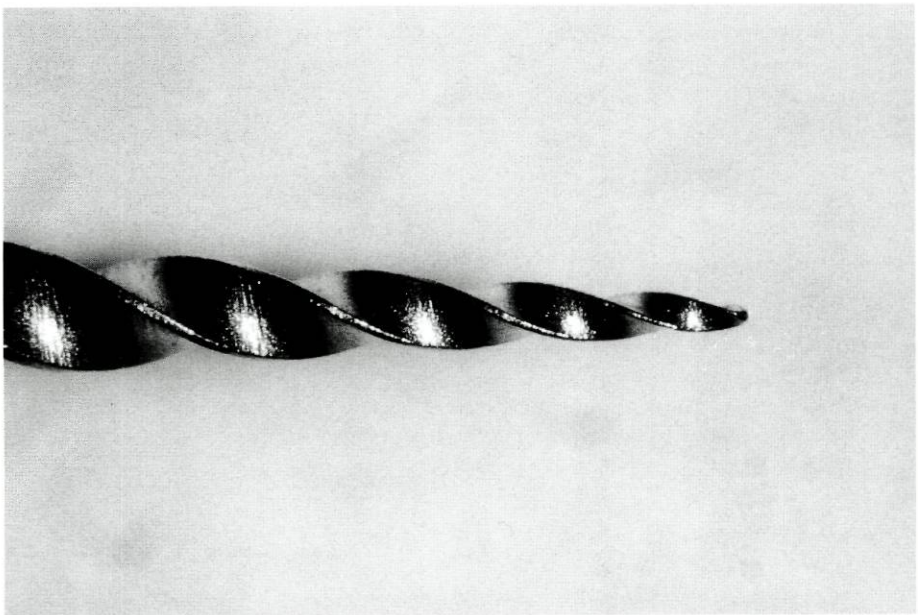


Figura 2.9 – Instrumento Profile GT nº20/.12 da Denstply/Maillefer.

Kum et al. (2000), num estudo comparativo da instrumentação, usando Profile .04, .06, GT e uma técnica manual "step back", observaram canais melhor preparados com qualquer um dos sistemas mecanizados rotativos.

Sistema Quantec 2000

O sistema Quantec 2000 é constituído por um conjunto de instrumentos de níquel-titânio destinados à preparação de canais radiculares. Estes instrumentos são maquinados a partir de bastões de niquel-titânio. São a evolução dos instrumentos MCXIM do Dr. John McSpaden, apresentando um desenho completamente diferente das limas convencionais, o que os torna mais eficazes (McSpadden 1996). Normalmente, são utilizados em rotação contínua motorizada, embora também exista uma versão para uso manual. Devem ser utilizados num micromotor com baixa rotação e controle electrónico de velocidade, sendo recomendadas 340 rotações por minuto. A utilização de uma velocidade constante é muito importante, pois variações bruscas de rotação podem conduzir a fracturas de instrumentos (Leonardo et al. 1998). Inicialmente, existiam dez instrumentos, quer com pontas activas (SC – safe cutting tip), quer com pontas inertes não cortantes (LX - non cutting tip) tendo sido acrescentados, posteriormente, mais instrumentos ao sistema. O instrumento nº1 (lilás), apresenta um diâmetro de 0,25mm em D1, uma conicidade de 6% e um comprimento de 17mm e destina-se à preparação da porção mais coronária do canal. Os nºs 2 (branco), 3 (amarelo) e 4 (vermelho), possuem uma conicidade de 2%, apresentando diâmetros na ponta (D1) de 0,15, 0,20 e 0,25mm, respectivamente, estando indicados para a preparação da porção apical do canal. Os instrumentos nºs 5 (rosa), 6 (verde), 7 (laranja) e 8 (lilás) apresentam um diâmetro na ponta (D1) de 0,25mm e conicidade de 3, 4, 5 e 6%, respectivamente, servindo para unir a preparação coronária com a preparação apical. Os nºs 9 (preto) e 10 (branco) possuem uma conicidade de 2% e diâmetros em D1 de 0,40 e 0,45mm. Posteriormente, surgiram instrumentos 30 (azul), 35 (verde), 50 (amarelo), 55 (vermelho) e 60 (azul) com conicidades normalizadas de 2%. Surgiram, ainda, 3 instrumentos de grandes conicidades 8, 10 e 12%, todos com um diâmetro de 0,25mm em D1.

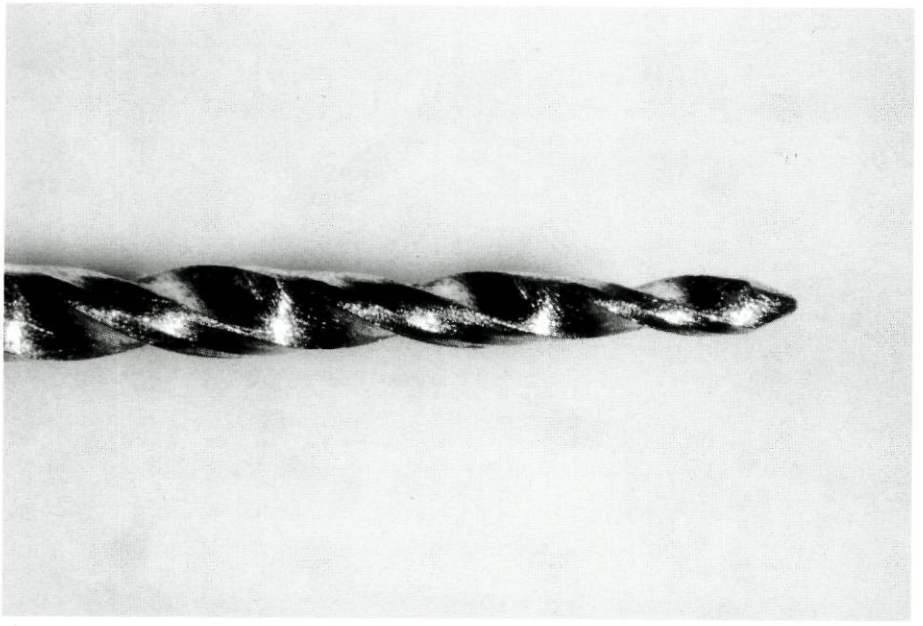


Figura 2.10 – Instrumento Quantec nº 25/.06, com ponta não cortante, da Tycom.

Sistema Kavo Endoflash

O sistema Kavo Endoflash, tendo surgido mais recentemente, é um sistema de preparação rotativa mecanizada de canais radiculares, que utiliza instrumentos de aço inoxidável. Os instrumentos são em tudo semelhantes às limas K Flexofile, distinguindo-se por se destinarem a ser acopladas a um contra-ângulo. Existe um contra-ângulo especial da Kavo, com regulação para três posições possíveis de torque. Os instrumentos estão disponibilizados nos comprimentos de 21, 25 e 31 nm de comprimento, possuíndo todos uma conicidade de 2%. Estes instrumentos são fabricados, em exclusividade, para o Kavo pela Mailler/Dentsply.

III. Justificação e Objectivos do Trabalho

Para se considerar uma preparação biomecânica correcta, ela deve manter a forma original dos canais, apresentando uma forma cónica contínua desde a sua embocadura até ao limite cimento dentinário dos canais (limite CDC). Este limite CDC, que representa a transição do canal dentinário (que contém tecido pulpar) para o canal cimentário (que contém tecido periodontal), deve ser o limite apical das preparações, sendo, por alguns, denominado "o limite de actuação do endodontista".

Assim, um canal, depois de preparado, deve ser uma réplica do canal original, mantendo a sua forma, conicidade e direcção devendo, por isso, manter a posição espacial do foramen apical.

Uma vez que, após as preparações, os canais apresentam diâmetros maiores que antes de preparados, para conseguir os requisitos anteriormente enumerados seria imprescindível que esse aumento de diâmetro fosse obtido à custa de um desgaste de dentina uniforme, em todas as paredes dos canais. Obteríamos, assim, canais que manteriam os respectivos centros com as mesmas coordenadas espaciais, antes e depois de preparados. Sabemos que, na prática, isso não se verifica, pelo que nos parece muito importante a medição do desvio do centro dos canais, para compararmos diferentes sistemas de instrumentação e sabermos quais se aproximam mais do ideal.

Noutra perspectiva, as preparações biomecânicas devem proporcionar canais com paredes de secção arredondada. Os canais irregulares, para além de serem muito mais difíceis de obturar, mantêm frequentemente, nas suas irregularidades, restos pulpares e/ou microrganismos ou produtos da sua desintegração. Pensamos, assim, ser da maior importân-

cia, ao estudar diferentes sistemas de preparação de canais, saber quais os que produzem preparações mais arredondadas.

Ultimamente, têm sido introduzidos no mercado diversos sistemas rotativos mecanizados, para a preparação de canais, que utilizam instrumentos de niquel-titânio, rotulados como capazes de conduzir a muito melhores preparações. Muito recentemente, apareceu um sistema semelhante mas que utiliza instrumentos de aço inoxidável (Kavo Endoflash).

O objecto deste nosso estudo foi comparar três sistemas de instrumentação mecanizada rotativa, dois utilizando instrumentos de niquel-titânio (Profile .04 e Quantec 2000) e um usando instrumentos de aço inoxidável (Kavo Endoflash), com a instrumentação manual usando limas K e uma técnica escalonada ou telescópica. Para esta comparação estudamos os seguintes parâmetros:

- Determinação do deslocamento médio do centro dos canais de uma forma quantitativa (com expressão em mm).
- Determinação do deslocamento médio do centro dos canais em função do diâmetro dos instrumentos utilizados (expresso em percentagem).
- Determinação do desvio do centro dos canais de uma forma qualitativa (sentido do desvio mésio-distal).
- Determinação objectiva do arredondamento dos canais após a instrumentação (diâmetro>/diâmetro<).
- Determinação da forma final das secções dos canais (canais redondos, ovais e irregulares).

Pensamos, portanto, que, em função dos resultados obtidos, se poderá ficar com uma ideia bem definida sobre qual dos métodos produzirá melhores preparações biomecânicas e, como consequência, melhores tratamentos endodônticos.

IV. Material e Métodos

Este estudo destinou-se a determinar algumas diferenças existentes entre as preparações de canais obtidas com três métodos mecanizados rotativos e um manual. Para isso, foram usados dentes naturais extraídos e devidamente conservados e, depois, incluídos em acrílico, para permitir a sua melhor utilização e visionamento das preparações obtidas.

Selecção dos dentes

Foram utilizados primeiros e segundos molares inferiores humanos extraídos, cujos ápices estavam completamente formados, embora a data da sua erupção não estivesse determinada. Os dentes foram destartarizados e colocados numa solução de hipoclorito de sódio a 1% para remoção dos tecidos orgânicos superficiais. De seguida, foram conservados em soro fisiológico até à sua utilização posterior.

Embora só fossemos trabalhar nos canais mesiais, não procedemos à eliminação das raízes distais, tal como é preconizado em diversos estudos, nem removemos as cúspides oclusais (Cheung et al. 1996, Glosson et al. 1995, Hankins & ElDeeb 1996, Leseberg & Montgomery 1991, Poulsen et al. 1995, Short et al. 1997). Pensámos, assim, reproduzir melhor o modelo *in vivo*, mantendo algumas das interferências e dificuldades anatómicas usuais.

Acesso endodôntico

Seguimos os princípios gerais da abertura coronária: tentar obter um

acesso, o mais directo aos canais no máximo possível da sua extensão, remover todo o tecto camaral, incluindo os cornos pulpares, e não lesar o solo da câmara (Puchi, citado por Moreira 1990).

As cavidades de acesso endodôntico foram executadas com uma broca esférica diamantada, montada numa turbina de alta velocidade, com um "spray" de água abundante. Após a abertura inicial, o contorno das cavidades foi completado com brocas de turbina cónicas Endo-Z (Dentsply-Maillefer, Baillagues, Suiça), que possuem uma ponta tipo Batt, arredondada e não-cortante.

Determinação do Comprimento de Trabalho (CT)

Os comprimentos de trabalho foram determinados introduzindo uma lima tipo K nº10 ou nº15 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) em cada canal radicular, até serem visíveis e palpáveis nos foramens apicais respectivos. Marcámos essa medida da lima com um tope de borracha, ajustado a uma referência anatómica oclusal, normalmente uma cúspide. Retirámos um milímetro a essa medida das limas tipo K determinando, assim, o CT. Os dentes, cujos canais estavam fundidos ou obstruídos, foram excluídos.

Obtenção de radiografias

Todos os dentes foram radiografados com películas intra-orais Ektaspeed plus (Kodak Eastman Company, USA), no sentido vestíbulo-lingual e mésio-distal, tendo sido colocados directamente sobre as películas e fixados com o auxílio de cera "utility" (Kerr Manufacturing CO., Michigan, Usa). Para a exposição, foi utilizado um aparelho de RX com cone longo, da marca Trophy, modelo CCX digital de 70 Kw/8mA (Trophy Radiologie, Vincennes, França).

Determinação da curvatura dos canais

As curvaturas dos canais foram calculadas, usando um método similar ao de Schneider (1971). Mas, em vez de projectarmos as radiografias dos dentes numa folha de papel branco com um aumento de dez vezes e decalcarmos as raízes e canais, digitalizámos as imagens, tal como Glosson et al. (1995).

As radiografias foram digitalizadas através de um "scanner" HP Scanject 6200C (Hewlett-Packard, Colorado, USA) e armazenadas num computador Intel Pentium II a 350 MHZ (Mbit Computadores, Porto). Para a determinação do ângulo de curvatura dos canais foi usado o Scion Image versão beta2, baseado no Image Program do National Institute of Health (NIH, Washington DC, USA). Com o auxílio do rato traçou-se uma linha paralela ao eixo longitudinal do canal. Traçou-se uma segunda linha na imagem, desde o ápice até interceptar a primeira linha, no ponto em que o canal começa a desviar-se do seu longo eixo. O ângulo agudo, formado pela intersecção destas duas linhas, representa o ângulo de curvatura do canal, tendo sido medido, automaticamente pelo "software". Com este método, só determinámos as curvaturas mésio-distais dos canais, sendo estas as únicas passíveis de serem avaliadas na clínica.

Os dentes, cujos canais mesiais possuíam ângulos de curvatura mésio-distais inferiores a 20 ou superiores a 40 graus, foram rejeitados.

Inclusão dos dentes

Para a inclusão dos dentes em acrílico, usámos uma técnica de Bramante (1987) modificada por Paulo (1994). Esta técnica permite observar os canais, em cortes transversais, antes e após a instrumentação, tornando possível estudar e avaliar os efeitos das preparações biomecânicas.

Os dentes foram incluídos numa mufla metálica idealizada por Pau-

lo (1994). A mufla é constituída por uma base rectangular fixa, uma lâmina basal móvel, quatro paredes móveis e um parafuso. A base possui dois pinos cilíndricos fixos, uma ranhura a toda a volta e um orifício central redondo, rosqueado internamente. A lâmina basal tem dois orifícios redondos, destinados a encaixar nos pinos cilíndricos. As paredes estão numeradas para serem montadas, sempre do mesmo modo, nas ranhuras da base. Internamente, as paredes são todas lisas, à excepção da número quatro que possui duas ranhuras verticais para deixar uma referência no acrílico, o que permite, mais tarde, remontar facilmente o dente incluído.

Técnica de inclusão

Após a montagem de todos os elementos móveis da mufla metálica, colocámos uma pequena quantidade de material de impressão à base de polisiloxano de vinil, 3M Express – light body (3M Dental Products, St.Paul-MN, USA) nos ápices radiculares e preenchemos a cavidade de acesso com o mesmo material, para que o acrílico não pudesse penetrar no interior do dente. Preenchemos, também, a placa móvel com uma camada fina do mesmo material de impressão, tendo a precaução de manter as paredes laterais e os pinos cilíndricos limpos. De seguida, colocámos o dente na mufla, com a coroa para baixo, tendo o cuidado de o deixar numa posição centrada e com o eixo longitudinal perpendicular à base.

O material utilizado para a inclusão foi um acrílico transparente da marca Orthocryl (Dentaurum, Ispringen, Alemanha). Pincelámos as raízes dentárias com o monómero, misturámos num pequeno recipiente o monómero com o polímero, e enchemos a mufla com a mistura. Seguidamente, colocámos o conjunto mufla-dente-acrílico numa panela de pressão Kavo tipo 5415 (Kavo, Biberach, Alemanha), com água a uma temperatura aproximada de 25 graus centígrados, a 2 bares de pressão e durante o tempo recomendado pelo fabricante do acrílico (mais ou me-

nos 25 minutos), para obter uma polimerização o mais correcta possível. Terminado o processo de polimerização, retirámos o conjunto da panela, e introduzimos o parafuso na face inferior da mufla metálica. Activando o parafuso, fomos pressionando a lâmina metálica móvel, obrigando-a a deslizar ao longo dos pinos cilíndricos até à expulsão do bloco de acrílico da base. Retiramos, então, as quatro paredes laterais móveis da mufla. No acabamento dos blocos de acrílico, houve necessidade de retirar pequenas rebarbas, para o que utilizamos uma broca de prótese montada numa peça de mão. Para finalizar, numerámos todos os blocos com uma caneta de feltro com tinta à prova de água.

Realização dos cortes transversais

Uma vez que os blocos acrílicos com os dentes incluídos possuíam uma forma prismática rectangular, foi possível montá-los fixamente no suporte de uma máquina de cortar. Para realizar os cortes transversais dos dentes foi utilizado um micrótomo para tecidos duros da marca Accutom (Accutom, Struers, Dinamarca), com um disco diamantado apropriado da marca TAAB com 0,30mm de espessura (Grinding Wheel Institute, Ohio, USA).

Foram efectuados quatro cortes perpendiculares ao longo eixo dos dentes, obtendo-se, assim, cinco secções. O primeiro corte foi realizado a um milímetro do ápice, o segundo a três milímetros, o terceiro a seis milímetros, e o quarto a nove milímetros do ápice. Só foram objecto deste nosso estudo, o segundo, terceiro e quarto cortes. O primeiro corte (Fig. 4.1), situado a um milímetro do ápice, serviu exclusivamente para comprovar se o comprimento de trabalho era respeitado.

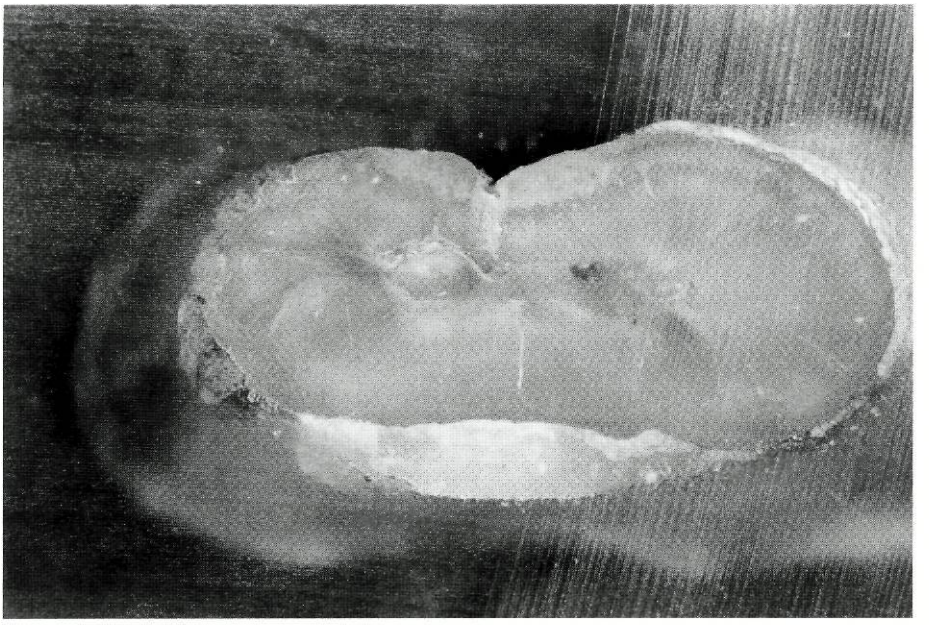


Figura 4.1 – Fotografia do 1ºcorte de uma raiz mesial de um molar inferior, destinado exclusivamente a verificar se o comprimento de trabalho era respeitado. Observam-se alguns canais acessórios.

Fotografias dos cortes

Para a obtenção das fotografias foi usado uma lupa macroscópica da marca Wild Makroskop modelo M420 (Wild Heerbrugg SA, Heergbrugg, Suiça) com uma ampliação de 12,5 X na objectiva, com um corpo de uma máquina fotográfica acoplado. Foram utilizados filmes coloridos Kodak Gold com sensibilidade de 100 ASA/ 21 din, para impressão em papel. Fotografou-se, também, uma régua milimétrica com a mesma ampliação, para calibrar as medições a efectuar mais tarde.

Todos os cortes foram fotografados pela sua face oclusal e com a mesma ampliação. Nas fotografias em papel, a cada 151 milímetros lineares correspondiam 6,80 mm reais. O factor de ampliação, somando o aumento das objectivas e da passagem a papel, foi de 22,537 vezes.

Para permitir uma melhor visualização dos contornos dos canais radiculares foi utilizada como corante uma solução de eosina a 3%.

Uma vez obtidas as macrofotografias impressas em papel, foram marcadas com um código, em que constava o número do dente, a raiz, o número do corte e se tinham sido obtidas antes ou depois da preparação (exemplo: d31rm2a – dente 31, raiz mesial, corte2, antes da instrumentação). Também foram anotadas nas fotografias as faces mesial, distal, vestibular e lingual dos cortes.

Remontagem dos dentes

Após serem cortados e fotografados, os dentes foram armazenados em soro fisiológico, para se manterem hidratados, até serem instrumentados. Para se poder realizar a instrumentação destes dentes, houve necessidade de colocar os cortes numa base de remontagem (Paulo 1994). A base de remontagem é uma base metálica que mantém os cortes bem ajustados e na mesma posição em que as raízes se encontravam, antes de serem incluídas.

Distribuição dos dentes por grupos

Este estudo foi realizado em 80 canais mesiais de 40 molares inferiores, com ângulos de curvatura dos canais situados entre os 20 e os 40 graus, tendo sido excluídos os dentes cujos ângulos não estavam compreendidos neste intervalo. Os 40 dentes foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos de 10 dentes (20 canais), para serem instrumentados com quatro técnicas distintas de preparação de canais. Após a distribuição pelos 4 grupos, verificou-se que os valores médios dos ângulos de curvatura das raízes por grupo/técnica foram os seguintes:

- Instrumentação mecanizada rotativa (Ni-Ti) Profile .04 – 25º
- Instrumentação mecanizada rotativa (Ni-Ti) Quantec 2000 – 26º
- Instrumentação mecanizada rotativa (aço inox) Kavo-Endoflash – 26º
- Instrumentação manual limas K (aço inox) – 26º

Tabela 4.1 - Frequência, média e desvio padrão (dp) dos ângulos de curvatura dos canais nas diferentes técnicas

	n	*Média*	*Desvio padrão*	*p**
Técnicas				*0,984*
Q	20	26	4	
P	20	25	5	
K	20	26	6	
M	20	26	6	

**One-way ANOVA*

Não se observaram diferênças significativas entre os quatro grupos/ técnicas, podendo ser considerados homogéneos.

Técnicas de instrumentação dos canais radiculares

Neste trabalho foram utilizadas quatro técnicas de preparação biomecânica:

a) duas técnicas mecanizadas rotativas utilizando instrumentos em níquel-titânio: O sistema Profile .04 e o sistema Quantec series 2000.

b) duas técnicas utilizando instrumentos em aço inoxidável: Sistema Kavo–Endoflash (mecanizada rotativa) e uma Técnica telescópica (instrumentação manual).

Em todas as técnicas usadas, os instrumentos não foram utilizados em mais do que dois dentes (quatro canais). Houve o cuidado de exami-

nar à lupa os instrumentos após cada utilização, sendo substituídos aqueles que apresentavam qualquer sinal de deformação. A solução irrigadora foi, em todas as técnicas; o hipoclorito de sódio a 1%. No fim da instrumentação procedeu-se a uma irrigação ultra-sónica com um aparelho de ultra-sons Enac (Osada, Japão) com uma lima 15, não tendo por finalidade limar as paredes dos canais, mas agitar o hipoclorito e ajudar à remoção de detritos do interior dos canais. Em todas as técnicas motorizadas rotativas, seguiram-se as instruções de utilização recomendadas pelos fabricantes dos instrumentos.

Técnica de instrumentação mecanizada rotativa com instrumentos Profile .04

Os instrumentos Profile .04 são instrumentos construídos em níquel-titânio destinados a serem montados num contra-ângulo para trabalharem em rotação contínua. Existe uma pequena peça para acoplar aos cabos, permitindo que possam ser usados manualmente. Os instrumentos Profile .04 são fabricados com 9 diâmetros de ponta diferentes, todos com uma conicidade de 4%, ou seja, uma conicidade dupla dos instrumentos endodônticos convencionais. Existem do número 15 ao 45 e ainda os números 60 e 90. Nos primeiros instrumentos da série, os diâmetros das pontas não obedecem à padronização ISO convencional. O primeiro instrumento disponível, o nº15, possui um diâmetro na ponta de 0,129mm. Este diâmetro corresponde a 29% de aumento do diâmetro do nº10 que não existe nesta série de instrumentos. Os instrumentos 20, 25 e 30 apresentam incrementos sucessivos de 29% do diâmetro da ponta, em relação ao instrumento anterior. Os instrumentos de maior calibre, caso dos 35, 40, 45, 60 e 90 possuem diâmetros normalizados de 0,35, 0,40, 0,45, 0,60 e 0,90 mm, respectivamente.

Estes instrumentos são destinados a serem usados com um contra-

ângulo redutor acoplado a um micromotor eléctrico ou accionado a ar comprimido. Sendo uma das regras gerais da utilização de instrumentos de níquel-titânio evitar movimentos bruscos, preferimos utilizar um micromotor eléctrico, com controle electrónico de velocidade, pois permite-nos obter velocidades mais constantes do que os micromotores movidos a ar comprimido.

Figura 4.2 - Kit de introdução do Profile, contendo um motor Nouvag.

As velocidades de rotação recomendadas pelo fabricante, devem situar-se entre as 150 e as 350 rotações por minuto e o sentido da rotação é o dos ponteiros do relógio (Maillefer Profile .04 1998). Optámos por utilizar uma velocidade de 250 rotações por minuto.

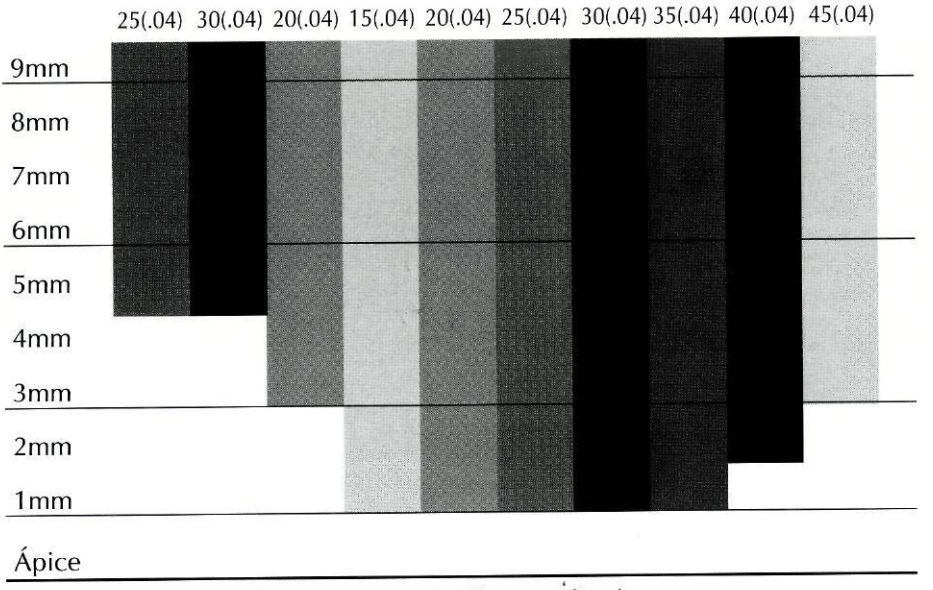


Figura 4.3 - Sequência dos instrumentos Profile .04 utilizados.

Sequência dos instrumentos (Maillefer Profile .04 1998)

Iniciámos as nossas preparações com uma técnica "crown-down". O primeiro instrumento utilizado foi o nº 25, até atingir 1/2 a 2/3 do comprimento de trabalho (CT). Seguiu-se o 30, até atingir também 1/2 a 2/3 do CT. Para terminar esta técnica de "crown-down", usámos o instrumento 20 até este atingir 2/3 a 3/4 do CT.

Passámos então a uma técnica normalizada, isto é, utilizando todos os instrumentos sequencialmente com todo o CT. Usámos, pois, os instrumentos 15, 20, 25, 30 e 35 com todo o comprimento de trabalho.

Para finalizar as preparações, empregámos uma técnica telescópica. O instrumento nº 40 foi usado com menos um milímetro que o CT e o 45 com menos 2mm, tendo sido, este, o último instrumento utilizado. Houve o cuidado de proceder a recapitulações com um instrumento apical principal, nestes casos, o nº 35.

Entre cada instrumento usado, procedeu-se a uma irrigação com uma solução de hipoclorito de sódio a 1% e no final das preparações efectuou-se uma irrigação e limpeza ultra-sónica com uma lima nº 15.

Houve o cuidado de penetrar com os instrumentos sempre em rotação, com ligeiros movimentos de "vai e vem", no sentido corono-apical. A pressão de penetração foi ligeira e, sempre que existia dificuldade em penetrar voltávamos aos instrumentos anteriores. Os instrumentos foram limpos frequentemente, com o auxílio de uma gaze, para retirar detritos das suas espiras.

Técnica de instrumentação mecanizada rotativa com instrumentos Quantec series 2000

O sistema de preparação de canais Quantec series 2000 é constituído por instrumentos em niquel-titânio para serem utilizados em rotação contínua, montados num contra-ângulo redutor. Existem também versões para utilização manual, mas com movimentos de rotação. O sistema é constituído por dez instrumentos com conicidades variáveis que vão desde os 2% até aos 6%. Estes instrumentos estão disponíveis com pontas não cortantes tipo Batt (LX – non cutting tip) e também com pontas activas cortantes (SC – safe cutting tip).

Os instrumentos são numerados de 1 a 10, de acordo com a ordem ou a sequência de utilização, apresentando as seguintes características:

- O instrumento #1 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .06 (6%) de conicidade e 17mm de comprimento.
- O #2 corresponde ao 15 em diâmetro da ponta, possui .02 (2%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #3 corresponde ao 20 em diâmetro da ponta, possui .02 (2%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.

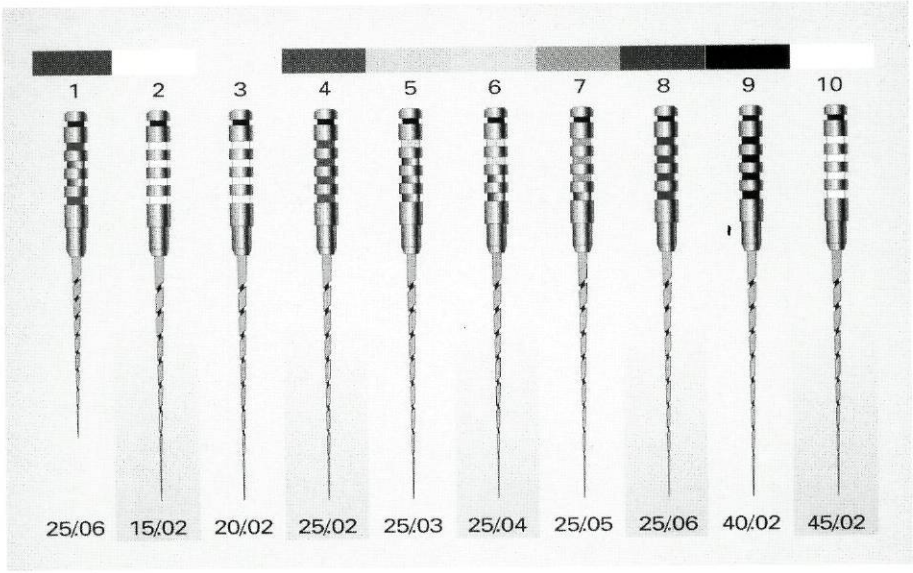


Figura 4.4 - Instrumentos Quantec 2000.

- O #4 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .02 (2%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #5 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .03 (3%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #6 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .04 (4%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #7 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .05 (5%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #8 corresponde ao 25 em diâmetro da ponta, possui .06 (6%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #9 corresponde ao 40 em diâmetro da ponta, possui .02 (2%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.
- O #10 corresponde ao 45 em diâmetro da ponta, possui .02 (2%) de conicidade e 21 ou 25 mm de comprimento.

O instrumento #1 apresenta as mesmas características do instrumento #8, diferindo apenas no seu comprimento, que é muito mais curto.

Para a instrumentação mecanizada rotativa, foi utilizado um micromotor eléctrico com controle electrónico de velocidade, o Tycom Quantec-E (Tycom, Irvine, USA), e um contra-ângulo redutor Tycom com uma relação de redução de 18:1 (Tycom, Irvine, USA). A velocidade de rotação empregue, foi a recomendada pelo fabricante do sistema, 340 rotações por minuto.

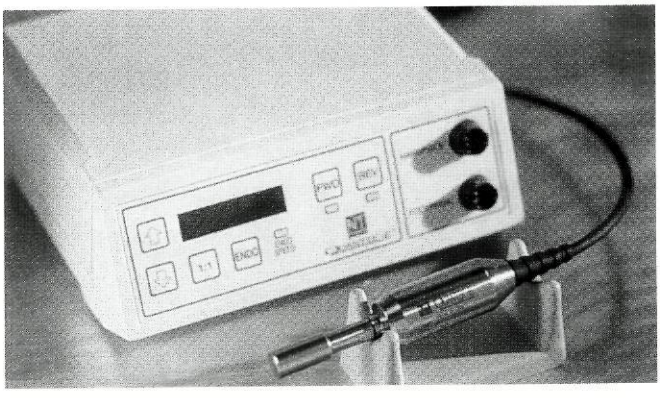


Figura 4.5 - Micromotor eléctrico da Quantec

A instrumentação foi efectuada com os instrumentos sempre em rotação e ligeiros movimentos de introdução e recuo, penetrando, progressivamente, até atingirmos o CT. A pressão exercida com os instrumentos foi ligeira e quando nos parecia que um instrumento necessitava de uma pressão exagerada para progredir, voltávamos ao número anterior. Entre cada instrumento usado, efectuámos uma irrigação com uma solução de hipoclorito de sódio a 1%. Removemos também periodicamente, detritos das espiras dos instrumentos com uma gaze. No fim da instrumentação, procedemos a uma irrigação e limpeza ultra-sónica, tendo sido usada, para o efeito uma lima 15.

Neste nosso estudo, utilizámos apenas os instrumentos Quantec 2000 com pontas não cortantes (LX), empregando a sequência completa dos 10 instrumentos, recomendada pelo fabricante.

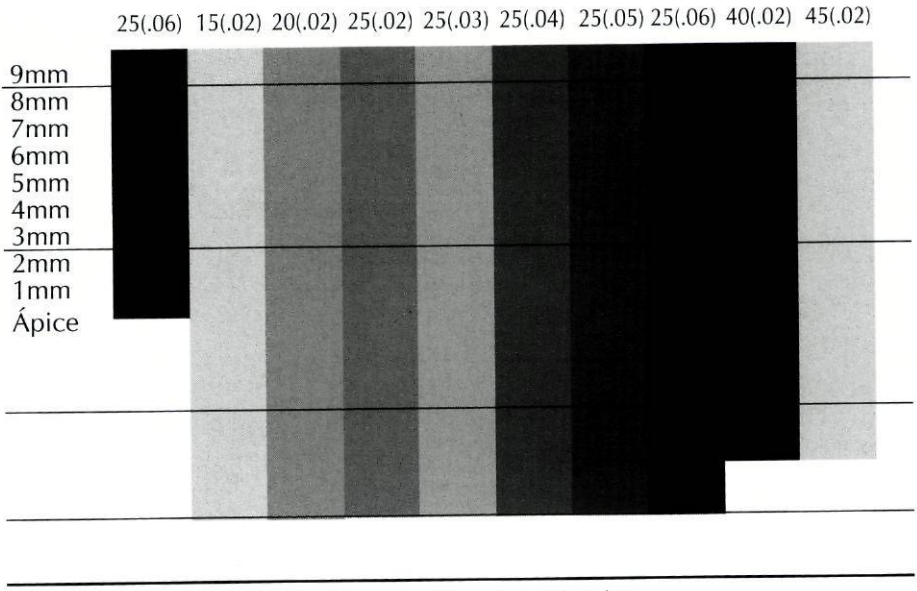


Figura 4.6 - Sequência dos instrumentos Quantec utilizados.

Sequência da instrumentação (Quantec series 2000 1996)

Iniciámos as nossas preparações biomecânicas com o instrumento #1 (.06/25) usando uma técnica "crown down" até atingirmos 1/2 a 2/3 do CT preparando, assim, a porção coronária do canal. Seguiu-se a preparação da porção apical, para o que usámos um instrumento #2 (.02/15) com todo o CT, seguido de um #3 (.02/20) e de um #4 (.02/25), sempre com todo o comprimento de trabalho. Nesta fase, terminámos a instrumentação apical, apresentando-se o canal preparado com um ins-

trumento de 0,25mm de diâmetro na ponta. Passámos, então, a executar a união da preparação da porção coronária com a porção apical do canal. Para esse fim, usámos uma sequência de quatro instrumentos com 0,25mm de diâmetro na ponta, mas com conicidades crescentes com todo o CT, o instrumento #5 (25/.03), o #6 (25/04), o #7 (25/.05) e o #8 (25/.06). Finalizámos as preparações com os instrumentos #9 (40/.02) e #10 (45/.02) com menos um milímetro que o CT.

Técnica de instrumentação mecanizada rotativa com o sistema Kavo Endoflash

O sistema Kavo Endoflash é constituído por um contra-ângulo redutor e um conjunto de limas de aço inoxidável tipo K, produzidas pela firma Maillefer exclusivamente para a Kavo. O contra ângulo possui um sistema automático de controle de torque (ATC - automatic torque control), com a possibilidade de se seleccionarem três posições de (torque) através de um anel giratório com três traços coloridos (branco, amarelo e vermelho). O traço branco do anel é destinado a trabalhar com instrumentos ISO 15 e admite um torque máximo de 0,04 Ncm; o amarelo destina-se a instrumentos ISO 20 e admite um máximo de 0,08 Ncm; o anel vermelho, destinado a instrumentos ISO 25 e superiores, admite um torque máximo de 0,14 Ncm. Sempre que, durante a instrumentação de canais, estes valores de torque são ultrapassados, os instrumentos param automaticamente de rodar.

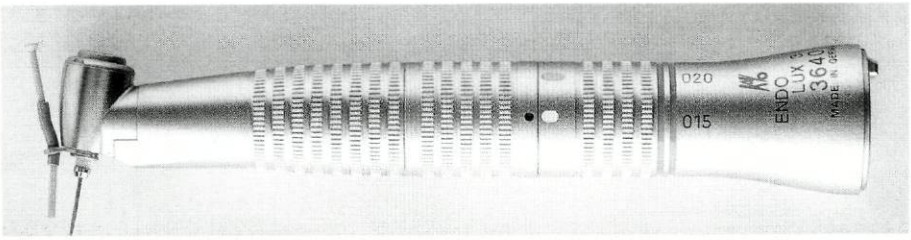


Figura 4.7 - Contra ângulo Kavo com controle automático de torque.

Este contra-ângulo possui uma relação de redução de 40:1, sendo necessário acoplá-lo num micromotor eléctrico regulado para as 10.000 rotações por minuto. A velocidade de rotação recomendada para os instrumentos é de 250 rpm.

Os instrumentos Kavo Endoflash são limas de aço inoxidável com crómio e níquel, do tipo K, com uma secção triângular, e possuem uma ponta arredonda não- cortante, de tipo Batt. As suas lâminas apresentam um ângulo de corte de 40 graus com o seu longo eixo. Os instrumentos do nº15 ao nº40 existem com os comprimentos de 21, 25 e 31mm e os nºs 45-55 e 60-80 com o comprimento de 25 milímetros. Estas limas obedecem às normas de padronização ISO, tanto nos comprimentos como nos diâmetros de ponta, assim como na sua conicidade de .02 (2%).

Para a instrumentação com este sistema, utilizámos uma técnica telescópica, preparando os canais até ao nº25 com todo o CT e depois retirando sucessivamente um milímetro a cada instrumento seguinte até ser usado o nº45 que foi, de todos os instrumentos utilizados, o de maior calibre.

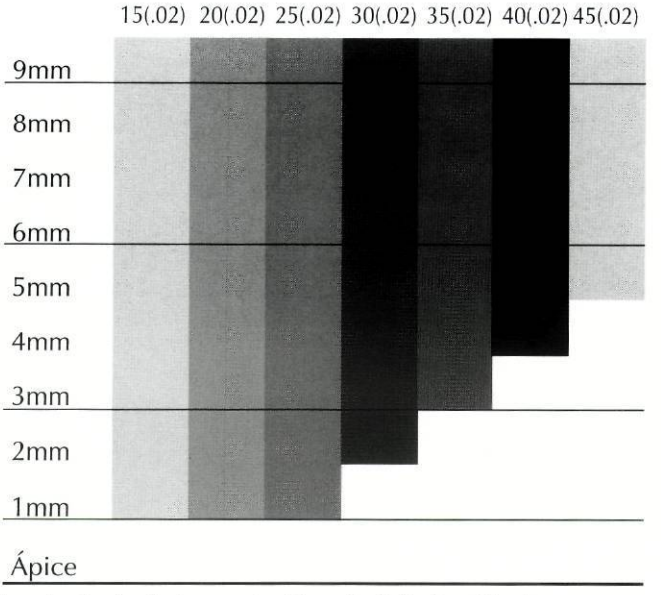


Figura 4.8 - Sequência dos instrumentos Kavo Endoflash utilizados.

Sequência de instrumentação (Kavo 1999)

Iniciámos a preparação biomecânica com um instrumento 15, montado no contra-ângulo, com o anel de regulação de torque ajustado na posição branca. Uma vez atingido o CT, mudámos para o instrumento 20 mudando, também, o anel do torque para a posição amarela. Finalizámos a preparação apical com o instrumento 25, mudando o anel de torque para a posição vermelha e tendo instrumentado com todo o CT. O instrumento 30, com o torque na posição vermelha, foi utilizado com menos 1mm do que o CT. A lima 35 com menos 2, a 40 com menos 3 e a 45 com menos 4mm do que o comprimento de trabalho. Entre todos estes instrumentos desta última sequência, foi usado o 25 com todo o CT (instrumento apical principal) para recapitular, tentando rectificar quaisquer irregularidades que pudessem ter sido criadas nos canais.

Os instrumentos foram utilizados em rotação contínua, com pequenos movimentos de "vai e vem", no sentido corono-apical. Sempre que algum instrumento parava no movimento de penetração, em virtude do controle automático do torque, voltávamos ao instrumento anterior. Entre cada instrumento usado, procedemos a uma irrigação com uma solução de hipoclorito de sódio a 1% e, uma vez terminada a instrumentação, utilizámos um aparelho de ultra-sons com uma lima 15 montada no punho, não para que instrumentasse mas para que, ao vibrar, facilitasse a irrigação, ajudando a remover os detritos dos canais.

Instrumentação manual – Técnica telescópica com limas K

A técnica telescópica é uma técnica manual de preparação de canais radiculares. Foi, inicialmente descrita por Clem em 1969 (Walton & Rivera 1997) e denominada como "técnica de obturação telescópica" por Martin (Ingle 1979), tendo-se tornado desde então uma das técnicas mais populares e mais utilizadas em canais curvos.

Esta técnica surgiu na tentativa de evitar os erros usualmente cometidos durante a preparação de canais com a técnica normalizada. Destes erros, os mais comuns cometidos durante a preparação biomecânica são a formação de degraus, falsos trajectos, perfurações, transporte e os "zips e cotovelos", assim designados por Weine et al. (1975) ou infundíbulos e istmos, como outros autores os preferem denominar (Guldener et al. 1995). Estes erros que se observam, principalmente, em canais curvos e finos, devem-se, em grande parte, à pouca flexibilidade das limas endodônticas convencionais. Ora, esta flexibilidade vai diminuindo gradualmente à medida que aumenta o calibre dos instrumentos, notando-se particularmente a partir das limas nº 20-25.

Como consequência deste decréscimo de flexibilidade dos instrumentos endodônticos, à medida que aumenta o seu calibre e à sua memória elástica, verificou-se que estes exibem uma certa tendência a rectificarem-se dentro dos canais, independentemente de terem sido previamente curvados ou não (Weine et al.1975). Por isto, não é recomendável, durante a instrumentação de canais curvos, a utilização de instrumentos endodônticos com calibres superiores a 20-25 com todo o comprimento de trabalho.

Esta técnica preconiza a instrumentação com todo o comprimento de trabalho até às limas 20-25 (preparação apical). A partir destas limas, e cada vez que se utilizam instrumentos de calibre superior, retira-se sucessivamente 1 milímetro ao CT.

Existe, no entanto, uma variante a esta técnica em que, após a preparação apical, em vez de se retirar 1 mm sucessivamente ao CT por cada lima usada posteriormente, retira-se apenas 0,5mm.

Em comunicação pessoal, Cohen (1984) aconselhava a retirar ao CT, não 1 ou 0,5mm, mas o que cada canal pedia, e poderiam ser 0,5, 1, 2 ou mais milímetros. Após a preparação apical, as limas deveriam ser introduzidas sucessivamente até onde entrassem, sem serem forçadas, sendo esses os milímetros que deveriam ser retirados a cada instrumento.

Realizámos a instrumentação unicamente com limas tipo K Colorinox (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Suiça) em aço inoxidável, que foram pré-curvadas antes de serem introduzidas nos canais. Os movimentos aplicados às limas foram quase exclusivamente, os de limagem, embora fossem admitidos movimentos de rotação de 1/8 de volta e movimentos de remoção.

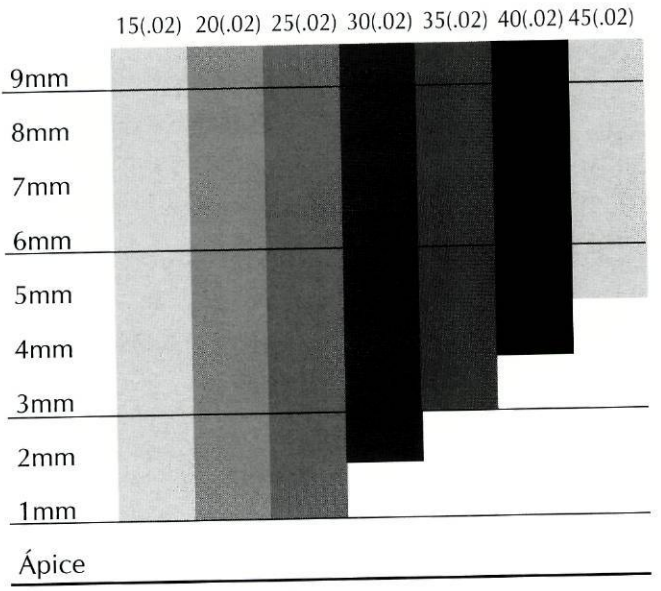


Figura 4.9 - Sequência das limas utilizadas

Sequência da instrumentação

Iniciámos a instrumentação com a primeira lima que trabalhava, normalmente uma 10 ou uma 15. Para a preparação apical dos canais, utilizámos a sequência normal dos instrumentos com todo o comprimento de trabalho até à lima 25. A partir da lima 30, começámos a retirar 1 mm ao CT. A 35 usou-se com menos 2mm, a 40 com menos 3mm e a 45 com menos 4mm do que o CT. A lima 45 foi o instrumento com maior calibre utilizado. Cada vez que terminávamos a instrumentação com uma lima houve o cuidado de recapitularmos com a lima 25 (lima apical principal), usando-a com movimentos de limagem com todo o comprimento de trabalho.

Procedeu-se, frequentemente, com o auxílio de uma gaze, à remoção de detritos das lâminas das limas. Durante as preparações, irrigámos

repetidas vezes os canais radiculares, tendo sido usada para o efeito, uma solução de hipoclorito de sódio a 1%. No final da instrumentação, efectuou-se uma irrigação ultra-sónica com uma lima 15 montada num aparelho de ultra-sons, não com o objectivo de alargar mais os canais, mas tendo, por finalidade exclusiva, a limpeza dos mesmos.

Digitalização das imagens dos cortes transversais dos dentes

Para a digitalização das imagens dos cortes transversais dos dentes, empregou-se um método semelhante ao usado por Leseberg & Mongomery (1991).

Utilizando as imagens fotográficas dos cortes dos dentes antes da instrumentação, decalcaram-se, em folhas de acetato, os contornos dos dentes (a preto) e os contornos dos canais (a verde). Em seguida, utilizando as imagens fotográficas dos cortes dos dentes com a instrumentação já realizada, decalcaram-se nas folhas de acetato acima citadas, os contornos dos canais (a vermelho).

Os acetatos foram identificados com um código onde constavam os números dos dentes e os números dos cortes (tal como foi descrito anteriormente, quando nos referimos ao modo como foram realizadas as fotografias); em cada acetato foram identificadas as faces mesiais, distais, vestibulares e linguais de cada corte. Para calibrar, posteriormente, as medidas a efectuar, realizaram-se 2 pequenas marcas correspondentes aos cantos inferiores das fotografias.

O facto de todas as fotografias terem sido obtidas e reveladas com a mesma ampliação permitiu-nos, através da fotografia de uma régua milimétrica, verificar que o comprimento máximo das fotografias, ou seja, a distância entre as marcas, correspondia a 6,80 milímetros.

Seguidamente, os acetatos foram digitalizados com um "scanner"

HP Scanject 6200C (Hewlett-Packard, Colorado, USA), e as imagens obtidas foram armazenadas num computador Intel Pentium II a 350 MHZ (Mbit Computadores, Porto). Para o efeito, foi criado um arquivo para cada dente, onde foram armazenados os ficheiros das imagens dos acetatos correspondentes aos vários cortes do mesmo dente.

Determinação de medidas nas imagens digitalizadas

Para a realização de medidas dos cortes dos dentes no computador, foi utilizado o Programa Scion Image versão beta 2, baseado no Image Program do National Institute of Health (NIH, Washington DC, USA). Neste programa foram abertos os arquivos e os ficheiros das imagens dos acetatos dos cortes transversais dos dentes em que se pretendiam efectuar medições.

Para calibrar as medições, traçou-se um linha na imagem, com o rato, da marca do canto inferior esquerdo à marca do canto inferior direito. Através de uma caixa de diálogo, introduziu-se no programa a informação de que essa linha media 6,80 milímetros.

Com o auxílio do rato foram delimitados os contornos dos canais sendo, de seguida, accionado o comando de efectuar medições. Assim, foram automaticamente determinadas as coordenadas X e Y dos centros dos canais pré e pós instrumentação, e ainda os diâmetros maior e menor dos canais, também antes e depois das preparações.

Determinação do deslocamento dos canais

O deslocamento dos canais foi determinado em extensão e em direcção, tal como Carvalho et al. (1999), embora tivesse sido utilizada uma metodologia diferente, que consideramos mais simples.

Previamente foram calculadas, pelo programa informático, as coor-

denadas X e Y dos centros dos canais, antes e após as preparações, tendo esses valores sido expressos em milímetros. De seguida, foram calculados os deslocamentos (em extensão) dos centros dos canais no eixo dos X (direcção vestibulo-lingual) e os deslocamentos no eixo dos Y (direcção mésio-distal). O deslocamento no eixo dos X foi obtido pela diferença de valores das coordenadas X (mm). O deslocamento no eixo dos Y foi obtido pela diferença dos valores de Y (mm).

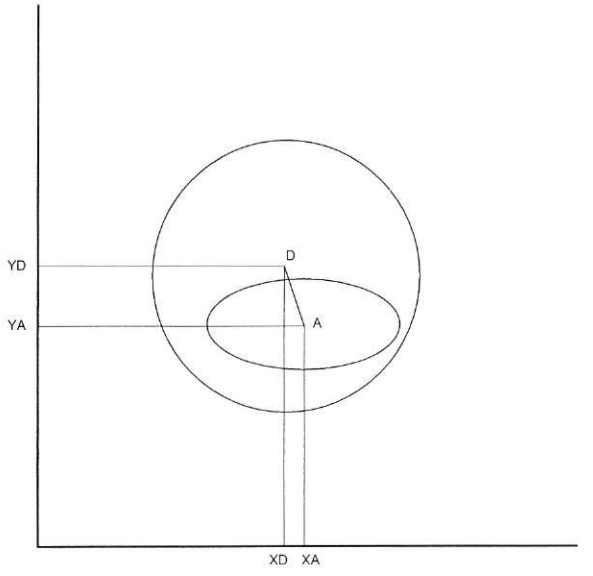


Figura 4.10 - O esquema representa os centros dos canais antes e após a instrumentação.
A - centro do canal antes da instrumentação
D - centro do canal após a instrumentação
XA - coordenada no eixo dos X do centro do canal antes da preparação
XD - coordenada no eixo dos X do centro do canal depois da preparação
YA - coordenada no eixo dos Y do centro do canal antes da preparação
YD - coordenada no eixo dos Y do centro do canal depois da preparação
AD - deslocamento total do centro do canal
XA-XD - deslocamento do centro do canal no eixo dos X (vestibulo-lingual)
YD-YA - deslocamento do centro do canal no eixo dos Y (mésio-distal)

Como se pode observar no esquema da figura 4.10, a distância AD constitui a hipotenusa de um triângulo rectângulo, cujos catetos são XA-XD e YD-YA. Uma vez que já se possuíam os valores dos catetos, pela aplicação do Teorema de Pitágoras, determinou-se o valor da hipotenusa, a distância AD, que corresponde ao deslocamento real do centro do canal (Harlan et al. 1996). Aplicando a fórmula $(AD)^2=(XA-XD)^2+(YD-YA)^2$, obtivemos o valor do deslocamento quantitativo do centro do canal expresso em milímetros.

Uma vez que nas diferentes técnicas estudadas foram usados instrumentos com diferentes diâmetros nos vários níveis dos cortes, pensámos comparar também os desvios dos centros dos canais em valores percentuais, em função dos diâmetros dos instrumentos utilizados a esse nível. Um instrumento tem um potencial de deslocar o centro dos canais, tanto maior quanto maior for o seu diâmetro a esse nível. Para esta comparação, multiplicámos o desvio real do centro do canal por 100 e dividimos este produto pelo diâmetro do instrumento no nível de corte a estudar tendo obtido, assim, um valor do desvio expresso em percentagem, tal como descrito por Portenier et al. (1998).

Cálculo dos diâmetros, raios, perímetros e áreas dos instrumentos utilizados nas diversas técnicas e nos vários níveis de corte

SISTEMA PROFILE .04

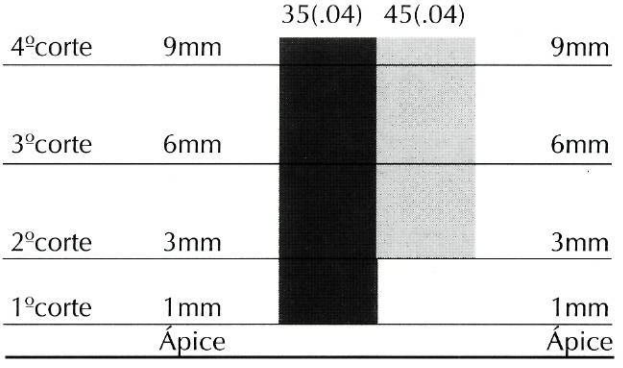


Figura 4.11 - Instrumentos de maior diâmetro usados nos vários níveis de corte.

2ºcorte (3mm do ápice)

A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro utilizado foi o #45 com .04 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #45 a nível do 2ºcorte = **0,450mm** (que corresponde ao diâmetro da ponta do instrumento)

O raio do instrumento #45 a nível do 2ºcorte = **0,225mm**

O perímetro do instrumento #45 a nível do 2ºcorte = $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,225 =$ **1,413mm**

A área do instrumento #45 a nível do 2ºcorte = $\pi r^2 = 3,14 \times (0,225)^2 =$ **0,159mm²**

3ºcorte (6mm do ápice)

A nível do 3ºcorte, situado a 6mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro utilizado foi o #45 com .04 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #45 a nível do 3ºcorte = 0,450 + (3 x 0,04) = **0,570mm**

O raio do instrumento #45 a nível do 3ºcorte = **0,285mm**

O perímetro do instrumento #45 a nível do 3ºcorte = $2\pi r$ = 2 x 3,14 x 0,285 = **1,790mm**

A área do instrumento #45 a nível do 3ºcorte = πr^2 = 3,14 x $(0,285)^2$ = **0,255mm²**

4ºcorte (9mm do ápice)

A nível do 4ºcorte, situado a 9mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro utilizado foi o #45 com .04 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #45 a nível do 4ºcorte = 0,450 + (6 x 0,04) = **0,690mm**

O raio do instrumento #45 a nível do 4ºcorte = **0,345mm**

O perímetro do instrumento #45 a nível do 4ºcorte = $2\pi r$ = 2 x 3,14 x 0,345 = **2,167mm**

A área do instrumento #45 a nível do 4ºcorte = πr^2 = 3,14 x $(0,345)^2$ = **0,374mm²**

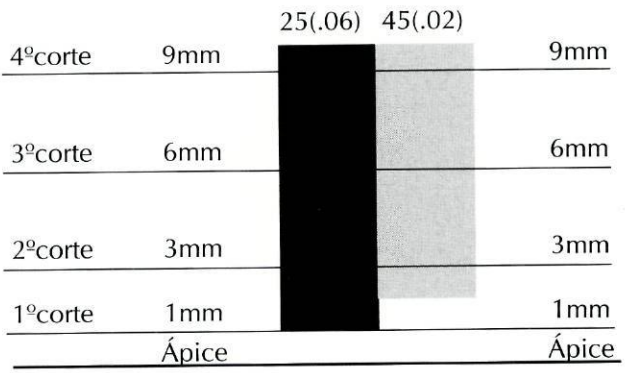


Figura 4.12 - Instrumentos de maior diâmetro utilizados nas preparações.

2ºcorte (3mm do ápice)

A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro usado foi o #45 com .02 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #45 a nível do 2º corte = 0,450mm+0,02mm = **0,470mm**

O raio do instrumento #45 a nível do 2º corte = **0,235mm**

O perímetro do instrumento #45 a nível do 2º corte = $2\pi r$ = 2 x 3,14 x 0,235 = **1,476mm**

A área do instrumento #45 a nível do 2º corte = πr^2 = 3,14 x $0,235^2$ = **0,173mm²**

3ºcorte (6mm do ápice)

A nível do 3º corte, situado a 6mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro usado foi o 25 com .06 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #25(.06) a nível do 3º corte = 0,250mm + (5 x 0,06mm) = **0,550mm**

O raio do instrumento #25(.06) a nível do 3º corte = **0,275mm**

O perímetro do instrumento #25(.06) a nível do 3º corte = $2\pi r$ = 2 x 3,14 x 0,275 = **1,727mm**

A área do instrumento #25(.06) a nível do 3º corte = πr^2 = 3,14 x $0,275^2$ = **0,237mm²**

4ºcorte (9mm do ápice)

A nível do 4º corte, situado a 9mm do ápice, o instrumento de maior diâmetro utilizado foi o #25 com .06 de conicidade.

O diâmetro do instrumento #25(.06) a nível do 4º corte = 0,250mm + (8 x 0,06mm) = **0,730mm**

O raio do instrumento #25(.06) a nível do 4º corte = **0,365mm**

O perímetro do instrumento #25(.06) a nível do 4º corte = $2\pi r$ = 2 x 3,14 x 0,365 = **2,292mm**

A área do instrumento #25(.06) a nível do 4º corte = πr^2 = 3,14 x $0,365^2$ = **0,418mm²**

SISTEMA KAVO ENDO-FLASH

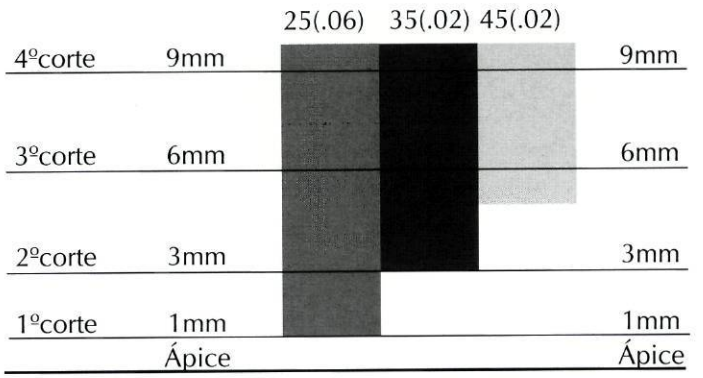


Figura 4.13 - Limas de maior diâmetro usadas nos vários níveis de corte

2ºcorte (3mm do ápice)

A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice, a lima de maior diâmetro usada foi a #35 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #35 a nível do 2º corte = **0,350mm** (que corresponde ao diâmetro da ponta do instrumento)

O raio da lima #35 a nível do 2º corte = **0,175mm**

O perímetro da lima #35 a nível do 2º corte = $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,175 =$ **1,099mm**

A área da lima #35 a nível do 2º corte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,175^2 =$ **0,096mm²**

3ºcorte (6mm do ápice)

A nível do 3º corte, situado a 6mm do ápice, a lima de maior diâmetro utilizada foi a #45 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #45 a nível do 3ºcorte = 0,450mm+0,02mm = **0,470mm**

O raio da lima #45 a nível do 3ºcorte = 0,235mm

O perímetro da lima #45 a nível do 3ºcorte= $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,235 =$ **1,476mm**

A área da lima #45 a nível do 3ºcorte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,235^2 =$ **0,173mm²**

4ºcorte (9mm do ápice)

A nível do 4º corte, situado a 9mm do ápice, a lima de maior diâmetro utilizada foi a #45 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #45 a nível do 4º corte = 0,450mm+(4 x 0,02mm) = **0,530mm**

O raio da lima #45 a nível do 4º corte = 0,265mm

O perímetro da lima #45 a nível do 4º corte = $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,265 =$ **1,664mm**

A área da lima 45 a nível do 4º corte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,265^2 =$ **0,220mm²**

INSTRUMENTAÇÃO MANUAL (limas K)

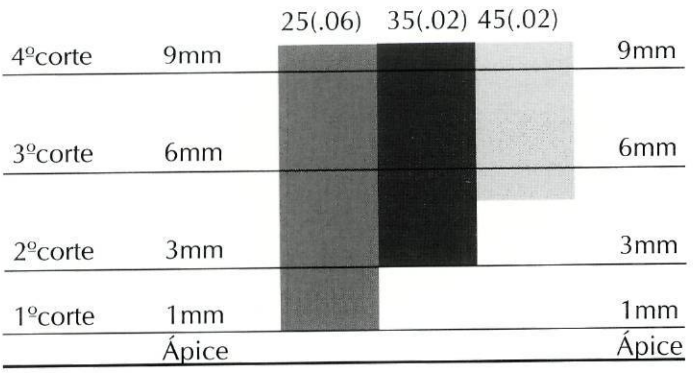


Figura 4.14 - Limas de maior diâmetro usadas nos vários níveis de corte

2ºcorte (3mm do ápice)

A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice, a lima de maior diâmetro usada foi a #35 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #35 a nível do 2º corte = **0,350mm** (que corresponde ao diâmetro da ponta do instrumento)

O raio da lima #35 a nível do 2º corte = **0,175mm**

O perímetro da lima #35 a nível do 2º corte = $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,175 =$ **1,099mm**

A área da lima #35 a nível do 2º corte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,175^2 =$ **0,096mm²**

3ºcorte (6mm do ápice)

A nível do 3º corte, situado a 6mm do ápice, a lima de maior diâmetro utilizada foi a #45 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #45 a nível do 3ºcorte = 0,450mm+0,02mm = **0,470mm**

O raio da lima #45 a nível do 3ºcorte = 0,235mm

O perímetro da lima #45 a nível do 3ºcorte= $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,235$ = **1,476mm**

A área da lima #45 a nível do 3ºcorte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,235^2$ = **0,173mm²**

4ºcorte (9mm do ápice)

A nível do 4º corte, situado a 9mm do ápice, a lima de maior diâmetro utilizada foi a #45 com .02 de conicidade.

O diâmetro da lima #45 a nível do 4º corte = 0,450mm+(4 x 0,02mm) = **0,530mm**

O raio da lima #45 a nível do 4º corte = 0,265mm

O perímetro da lima #45 a nível do 4º corte = $2\pi r = 2 \times 3,14 \times 0,265$ = **1,664mm**

A área da lima 45 a nível do 4º corte = $\pi r^2 = 3,14 \times 0,265^2$ = **0,220mm²**

Determinação do sentido do deslocamento dos centros dos canais (M-D)

Também se determinou o deslocamento qualitativo dos centros dos canais, isto é, se os deslocamentos se verificaram para mesial ou para distal. Esta determinação foi feita pela avaliação dos valores das coordenadas Y. Se o valor de Y aumentava depois da instrumentação, o sentido do deslocamento do centro do canal era para distal. Se o valor de Y diminuía, o sentido do desvio do centro era para mesial. Houve o cuidado prévio de todas as imagens dos acetatos estarem orientadas com o lado mesial para a parte de baixo do écran e, consequentemente o lado distal para a parte superior do écran.

Determinação da forma e do grau de arredondamento dos canais depois da instrumentação

O arredondamento dos cortes transversais dos canais depois das preparações foi determinado de duas formas, uma subjectiva e outra objectiva. Na determinação subjectiva, os canais foram classificados, quanto à forma, em 3 categorias: irregulares, ovais e redondos. Esta observação foi realizada por 3 observadores independentes que desconheciam a técnica de preparação utilizada. Para um canal ser classificado dentro de um deste grupos, era necessário que, pelo menos dois observadores estivessem de acordo. Caso não houvesse acordo, repetir-se-iam as observações até ser possível obter uma maioria, o que nunca foi necessário.

O grau de arredondamento objectivo dos canais foi calculado, tal como é descrito por Roig-Cayón et al. (1994), dividindo o diâmetro maior pelo diâmetro menor obtendo-se, assim, dados com expressão numérica. Os canais foram considerados tanto mais redondos quanto mais esta razão se aproximava da unidade.

Análise Estatística

A comparação do grau de arredondamento dos canais, o deslocamento total médio e o deslocamento percentual médio do centro dos canais com as quatro técnicas, de preparação utilizadas, foi efectuada através de análise da variância (*ANOVA*).

A associação entre as técnicas de instrumentação usadas e o sentido do deslocamento do centro (mesial, distal e sem deslocamento) e a forma final dos canais (irregular. oval e redondo) foi analisada utilizando o teste exacto de Fisher.

A análise da relação do ângulo de curvatura e o deslocamento total foi efectuada utilizando o coeficiente de correlação de Pearson.

Foi calculada a estatística Kappa e o respectivo intervalo de confiança a 95% para medir o grau de concordância, dos três examinadores independentes, quanto à forma dos canais.

Em todos os testes estatísticos utilizou-se um nível de significância de 0,05.

V. Resultados

I. Deslocamento total do centro dos canais em extensão (expresso em milímetros), após a instrumentação com as várias técnicas utilizadas

Tabela 5.1 - Média e desvio padrão (dp) do deslocamento total (em mm), após instrumentação, por técnica

	Total n=80 Média (dp)	*Técnica Q n=20 Média (dp)*	*Técnica P n=20 Média (dp)*	*Técnica K n=20 Média (dp)*	*Técnica M n=20 Média (dp)*	*p**
Corte2	0,10 (0,07)	0,07 (0,05)	0,06 (0,03)	0,15 (0,06)	0,13 (0,08)	*<0,001*
Corte3	0,12 (0,07)	0,09 (0,05)	0,07 (0,04)	0,15 (0,07)	0,16 (0,08)	*<0,001*
Corte4	0,13 (0,08)	0,13 (0,07)	0,11 (0,06)	0,12 (0,06)	0,18 (0,10)	*0,021*

**One-way ANOVA*

1) A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice (terço apical da raiz).

Existem diferenças estatisticamente significativas entre o deslocamento médio dos canais e as técnicas de preparação utilizadas (p<0,001). Enquanto o deslocamento total médio do centro dos canais foi 0,07mm (dp=0,05mm) utilizando o sistema Quantec 2000 (Q) e 0,06mm (dp=0,03mm) com o sistema Profile.04 (P), usando os sistemas Kavo-Endoflash (K) e Manual (M) esse deslocamento foi maior, 0,15mm (dp=0,06) e 0,13mm (dp=0,08mm), respectivamente.

2) A nível do 3º corte, situado a 6mm do ápice (terço médio da raiz)

Nos grupos de canais preparados com instrumentos de níquel-titânio rotativos observou-se um desvio médio do centro de 0,09mm (dp=0,05mm) utilizando o sistema (Q) e 0,07mm (dp=0,04mm) com o sistema (P). Nos grupos em que foram usados o sistema (K) e a Técnica (M), o deslocamento médio do centro foi superior, 0,15mm (dp=0,07mm) e 0,16mm (dp=0,08), respectivamente. Essas diferenças são estatisticamente significativas ($p<0,001$).

3) A nível do 4º corte, situado a 9mm do ápice (terço coronal da raiz)

Os canais preparados com instrumentos rotativos mecanizados em níquel-titânio, sofreram um deslocamento médio do seu centro de 0,13mm (dp=0,07) utilizando o sistema (Q) e 0,11mm (dp=0,06) com o sistema (P). Nos canais preparados com o sistema (K) e com a Técnica (M) observou-se um deslocamento médio do seu centro de 0,12mm (dp=0,06) e 0,18mm (dp=0,10), respectivamente. Estas diferenças entre as várias técnicas usadas apresentam significado estatístico ($p=0,021$).

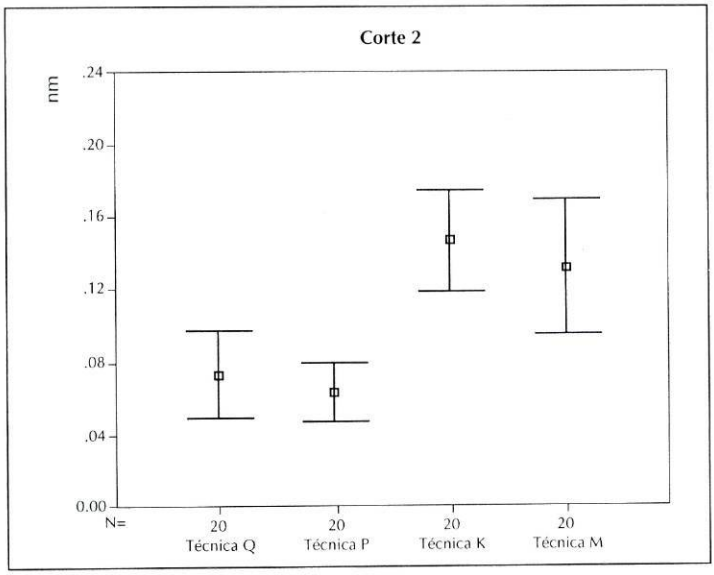


Figura 5.1 - Deslocamento total médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95% , do 2º corte, por técnica.

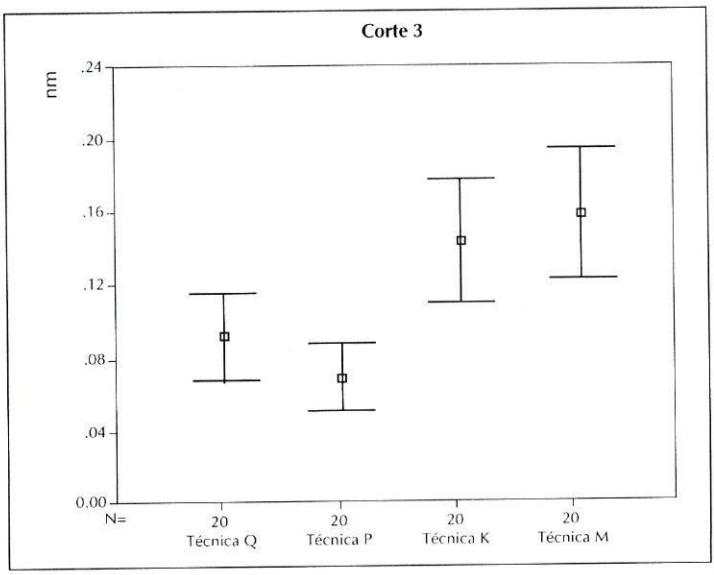


Figura 5.2 - Deslocamento total médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95% , do 3º corte, por técnica.

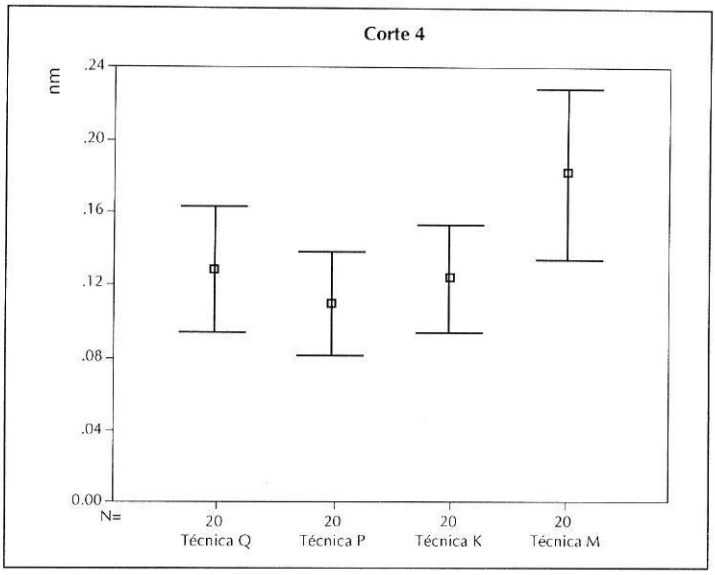


Figura 5.3 - Deslocamento total médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95% , do 4º corte, por técnica.

II. Deslocamento do centro dos canais em percentagem (em função do diâmetro dos instrumentos) após a preparação biomecânica com as várias técnicas usadas

Tabela 5.1 - Média e desvio padrão (dp) do deslocamento percentual do centro dos canais, após instrumentação, por técnica

	Total n=80 Média (dp)	*Técnica Q n=20 Média (dp)*	*Técnica P n=20 Média (dp)*	*Técnica K n=20 Média (dp)*	*Técnica M n=20 Média (dp)*	*p**
Corte2	27 (20)	16 (11)	14 (8)	42 (17)	37 (22)	*<0,001*
Corte3	24 (15)	17 (10)	12 (7)	31 (15)	34 (17)	*<0,001*
Corte4	23 (15)	17 (10)	16 (9)	23 (12)	34 (19)	*0,001*

**One-way ANOVA*

1) A nível do 2º corte transversal, situado a 3mm do ápice

A nível do 2º corte, situado no terço apical da raíz, os centros dos canais sofreram um deslocamento médio de 16% (dp=11%) utilizando o sistema (Q) e 14% (dp=8%) com o sistema (P) enquanto que, usando os sistemas (K) e (M), esse deslocamento foi bastante superior, 42% (dp=17%) e 37% (dp=22%), respectivamente. Essas diferenças são estatisticamente significativas (p<0,001).

2) A nível do 3º corte transversal, situado a 6mm do ápice

A nível do 3º corte, situado no terço médio da raíz, no grupo de canais preparados com instrumentos em niquel-titânio rotativos, obser-

vou-se um deslocamento médio percentual do seu centro de 17% (dp=10%) utilizando o sistema (Q) e de 12% (dp=7%) usando o sistema (P). Nos canais em que se usou o sistema (K) e a Técnica (M), verificou-se um desvio percentual dos seus centros de 31% (dp=15%) e 34% (dp=17%), respectivamente. Essas diferenças apresentam um significado estatístico (p<0,001).

3) A nível do 4º corte transversal, situado a 9mm do ápice

A nível do 4º corte, situado no terço coronal da raíz, existem diferenças estatisticamente significativas entre o deslocamento médio percentual do centro dos canais e as técnicas de preparação utilizadas (p<0,001). Enquanto o deslocamento percentual médio do centro dos canais foi de 17% (dp=10%) utilizando o sistema (Q) e 16% (dp=9%) com o sistema (P), usando os sistemas (K) e (M) esse deslocamento foi maior, 23% (dp=12%) e 34% (dp=19%), respectivamente.

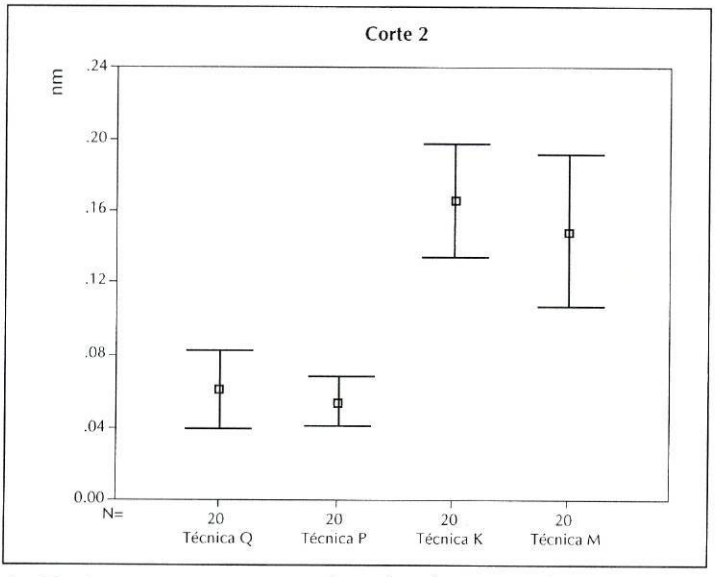


Figura 5.4 - Deslocamento percentual médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95% , a nível do 2º corte, por técnica

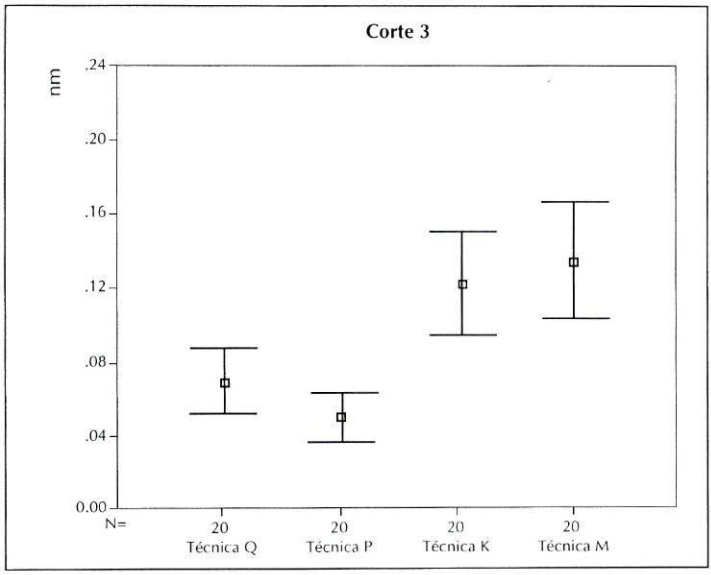


Figura 5.5 - Deslocamento percentual médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95%, a nível do 3º corte, por técnica.

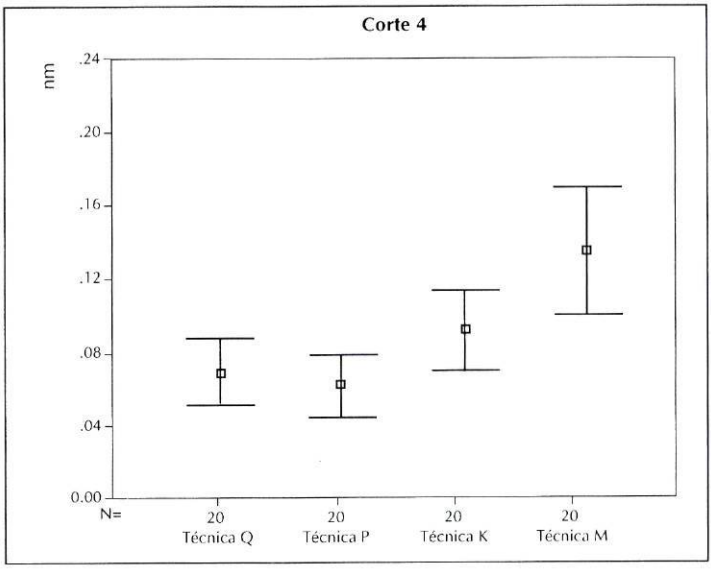


Figura 5.6 - Deslocamento percentual médio do centro dos canais em extensão e os respectivos intervalos de confiança a 95%, a nível do 4º corte, por técnica.

III. Deslocamento do centro dos canais em direcção mésio-distal, após a preparação com as várias técnicas

1) A nível do 2º corte transversal, situado a 3mm do ápice

Tabela 5.3 - Percentagem (%) do deslocamento dos centros dos canais em direcção mésio/distal, após instrumentação, por técnica

	Total	*Técnica Q*	*Técnica P*	*Técnica K*	*Técnica M*	
	%	*%*	*%*	*%*	*%*	
	n=80	*n=20*	*n=20*	*n=20*	*n=20*	*p**
Corte2						*0,002*
Mesial	64	35	50	90	80	
Distal	29	55	40	5	15	
S/ deslocamento	7	10	10	5	5	
Corte3						*0,008*
Mesial	6	20	5	0	0	
Distal	91	80	85	20	20	
S/ deslocamento	3	0	10	0	0	
Corte4						*0,916*
Mesial	64	60	65	70	60	
Distal	27	25	25	25	35	
S/ deslocamento	9	15	10	5	5	

**Fisher's Exact Test*

A nível do 2º corte transversal, observou-se que, no grupo em que foi utilizada a técnica (Q), 2 canais representando 10% deste grupo não sofreram qualquer desvio do seu centro e, dos restantes dezoito canais, 11 desviaram para distal e 7 desviaram para mesial, ou seja, entre os canais que se deslocaram, 35% desviaram para mesial e 55% deslocaram-se para distal.

No grupo em que foi empregue a técnica (P), também não se observou, em dois canais que correspondem a 10%, qualquer desvio do centro; verificou-se que 10 dos 20 canais sofreram um desvio para mesial e 8 deslocaram-se para distal o que, traduzido em percentagens, significa terem 50% dos canais desviado para mesial e 40% para distal.

No grupo instrumentado com o sistema (K), apenas um dos 20 canais não sofreu qualquer deslocamento e, dos restantes 19, também só um se deslocou para distal, tendo a maioria, constituída por 18, sofrido um deslocamento para mesial. Assim, os resultados deste grupo, expressos em valores percentuais, foram que 5% dos canais não se deslocaram, 5% deslocaram-se em sentido distal e 90% deslocaram-se para mesial.

No grupo de canais preparados manualmente com limas K em aço inox (M), verificou-se que 1 canal, ou seja, 5% do total do grupo, permaneceu sem qualquer desvio e, dos restantes 19 canais, 16 deslocaram-se para mesial e 3 para distal o que, traduzido em percentagens, significa que 80% dos centros dos canais se desviaram para mesial e 15% para distal.

Observou-se uma diferença estatisticamente significativa entre as técnicas (p=0,002). Assim, enquanto nas técnicas que utilizam instrumentos de aço inoxidável (K e M) se verificou um predomínio acentuado do deslocamento para mesial, nas técnicas que utilizam instrumentos rotativos de niquel titânio (Q e P), o deslocamento observado foi quase tanto para mesial como para distal.

2) A nível do 3º corte transversal, situado a 6mm do ápice

A nível do 3º corte transversal, situado no terço médio da raíz, no grupo de 20 canais instrumentados com o sistema (Q) observou-se que todos os canais sofreram deslocamentos dos seus centros, tendo-se deslocado para mesial 4 canais, que correspondem a 20%, e 16 canais, que representam 80%, desviado para distal.

Nos 20 canais preparados com o sistema (P), 2 canais, representando 10% deste grupo, não sofreram qualquer desvio e, dos restantes 18 canais, apenas 1 se deslocou para mesial, tendo 17 canais sido deslocados para distal, ou seja, 5% deslocaram-se para mesial e 85% deslocaram-se para distal.

No grupo preparado com o sistema (K), todos os 20 canais, ou seja 100%, se deslocaram para distal.

Nos canais preparados com limas K em aço inox por técnica manual (M), também se verificou que 100% dos espécimes deste grupo, isto é, os 20 canais, se deslocaram para distal.

Verificou-se uma predominância de deslocamentos para distal em todas as quatro técnicas embora, nas técnicas (K) e (M), o deslocamento observado tenha sido exclusivamente para distal o que é, estatisticamente, significativo (p=0,008).

3) A nível do 4º corte transversal, situado a 9mm do ápice

A nível do 4º corte, situado no terço coronal da raíz, no grupo de canais instrumentados com o sistema (Q), não se observou em 15% dos canais (ou seja em 3 canais) qualquer deslocamento, tendo-se verificado em 60% (ou 12 canais) deslocamentos para mesial e em 25% (ou 5 canais) deslocamentos para distal.

Nos canais preparados com o sistema rotativo (P), observou-se que 2 canais não se desviaram dos seus centros, 13 canais sofreram um desvio para mesial e 5 canais um deslocamento para distal, isto é, 10% dos canais deste grupo mantiveram-se centrados tendo-se 65% desviado para mesial e 25% para distal.

No grupo instrumentado com o sistema (K) observou-se que 1 canal (representando 5%) se manteve centrado, 14 canais (correspondentes a 70%) do grupo se deslocaram para mesial e 5 canais (equivalentes a 25%) se desviaram para distal.

Nos canais preparados pela técnica (M) verificou-se que apenas 1 canal não sofreu qualquer desvio, tendo os restantes sofrido desvios dos seus centros, 12 deslocaram-se para mesial e 7 para distal. Expressando os resultados dos desvios dos centros deste grupo em valores percentuais; 5% não se desviaram, 60% deslocaram-se para mesial e 35% para distal.

Observou-se uma predominância de deslocamentos para mesial, em todas as técnicas. As diferenças entre as quatro técnicas não são, estatisticamente, significativas.

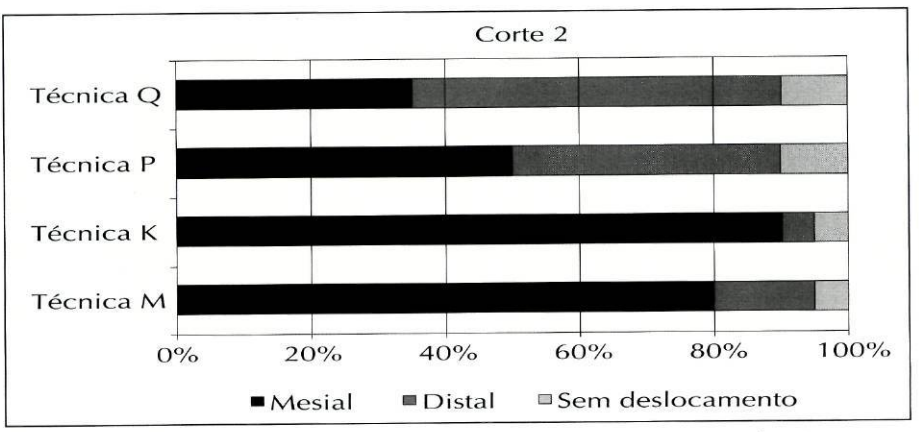


Figura 5.7 - Percentagem (%) do deslocamento dos centros dos canais, do 2º corte, em direcção mesial/distal, após instrumentação, por técnica.

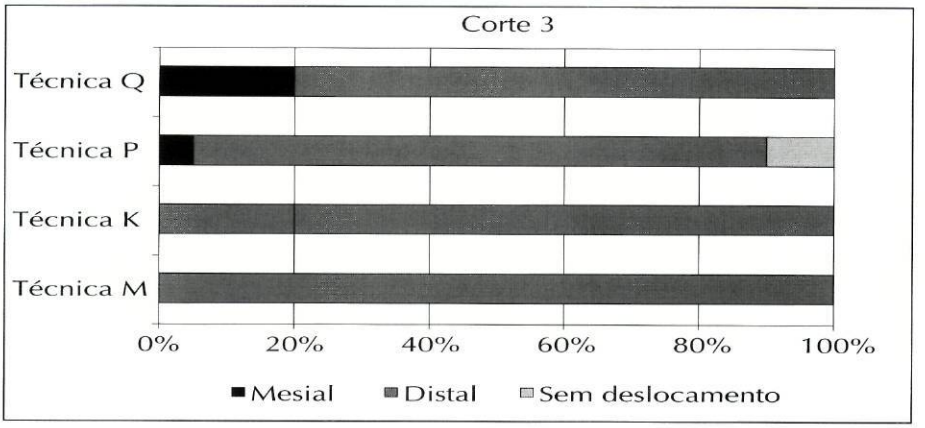


Figura 5.8 - Percentagem (%) do deslocamento dos centros dos canais, do 3º corte, em direcção mesial/distal, após instrumentação, por técnica.

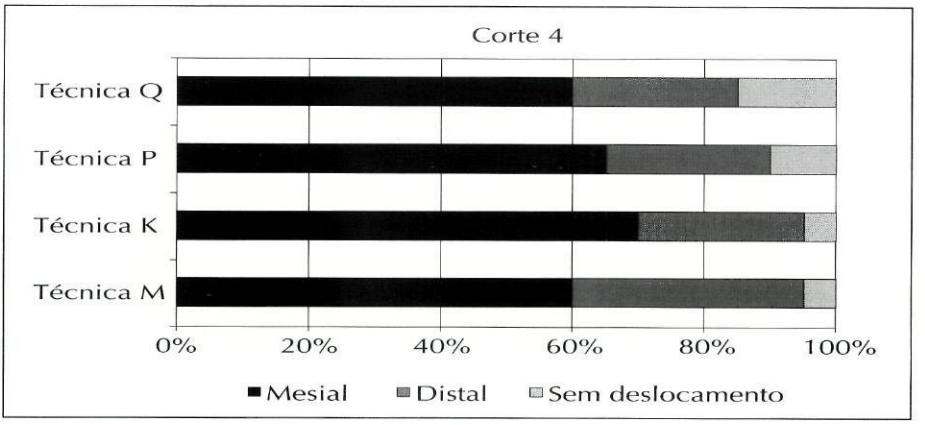


Figura 5.9 - Percentagem (%) do deslocamento dos centros dos canais, do 4º corte, em direcção mesial/distal, após instrumentação, por técnica.

IV. Grau de arredondamento dos cortes transversais dos canais após a instrumentação com as várias técnicas de preparação empregues

Tabela 5.4 - Média e desvio padrão (dp) do grau de arredondamento, após instrumentação, por técnica

	Total n=80 Média (dp)	*Técnica Q n=20 Média (dp)*	*Técnica P n=20 Média (dp)*	*Técnica K n=20 Média (dp)*	*Técnica M n=20 Média (dp)*	*p**
Corte2	1,51 (0,34)	1,40 (0,31)	1,44 (0,16)	1,64 (0,44)	1,54 (0,35)	*0,102*
Corte3	1,35 (0,27)	1,25 (0,20)	1,31 (0,23)	1,39 (0,31)	1,44 (0,29)	*0,097*
Corte4	1,33 (0,26)	1,22 (0,16)	1,35 (0,35)	1,38 (0,23)	1,36 (0,26)	*0,179*

**One-way ANOVA*

O grau de arredondamento foi calculado estabelecendo a razão entre o diâmetro maior sobre o diâmetro menor dos cortes transversais dos canais. Uma vez que, numa circunferência estes diâmetros são de igual valor, os canais foram considerados tanto mais redondos quanto essa razão se aproxima da unidade. Tornou-se, assim, possível expressar o arredondamento dos canais através de valores numéricos. Os valores obtidos nos vários níveis dos cortes foram os seguintes:

1) A nível do 2º corte, situado a 3mm do ápice

A nível do 2º corte transversal, situado no terço apical da raíz, nos canais preparados pelo sistema (Q) obteve-se um valor médio de 1,40 (dp=0,31). No grupo de canais instrumentado pelo sistema (P) o valor

médio do grau de arredondamento foi de 1,44 (dp=0,16). Nos canais preparados com o sistema rotativo (K) o valor médio deste grau foi de 1,64 (dp=0,44). No grupo de canais preparados com limas K manualmente (M), obteve-se um grau médio de arredondamento de 1,54 (dp=0,35). Embora existam diferenças entre as várias técnicas, estas não têm significado estatístico.

2) A nível do 3º corte, situado a 6mm do ápice

A nível do 3º corte transversal, situado no terço médio da raíz, obteve-se um valor médio de arredondamento de 1,25 (dp=0,20) para os canais instrumentados com o sistema rotativo (Q). No grupo preparado com o sistema (P) esse valor foi de 1,31 (dp=0,23). Nos canais preparados com o sistema mecanizado (K), o valor médio do grau de arredondamento obtido foi de 1,39 (dp=0,31). No grupo instrumentado com limas manuais (M), o valor médio deste grau foi de 1,44 (dp=0,29). As diferenças existentes entre as várias técnicas de preparação não são estatisticamente significativas.

3) A nível do 4º corte, situado a 9mm do ápice

A nível do 4º corte transversal, situado no terço coronal da raíz, no grupo de canais instrumentados pelo sistema mecanizado (Q), observou-se um grau de arredondamento médio de 1,22 (dp=0,16). Nos canais preparados com o sistema (P), o valor médio do arredondamento foi de 1,35 (dp=0,35). No grupo de canais instrumentados com o sistema rotativo (K), obteve-se um valor médio de arredondamento de 1,38 (dp=0,23). Nos canais preparados manualmente (M), o valor médio do grau de arredondamento foi de 1,36 (dp=0,26). Também não existem , a este nível, diferenças estatisticamente significativas entre as várias técnicas de instrumentação.

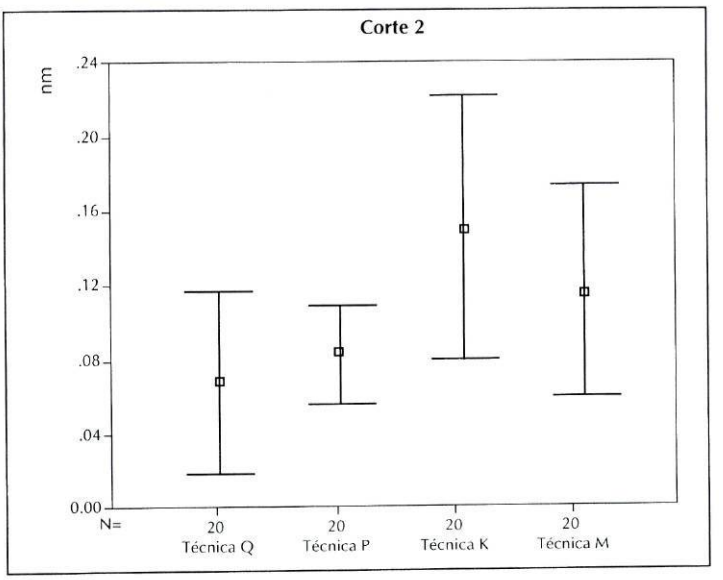


Figura 5.10 - Grau de arredondamento médio do centro dos canais e os respectivos intervalos de confiança a 95%, do 2º corte, por técnica.

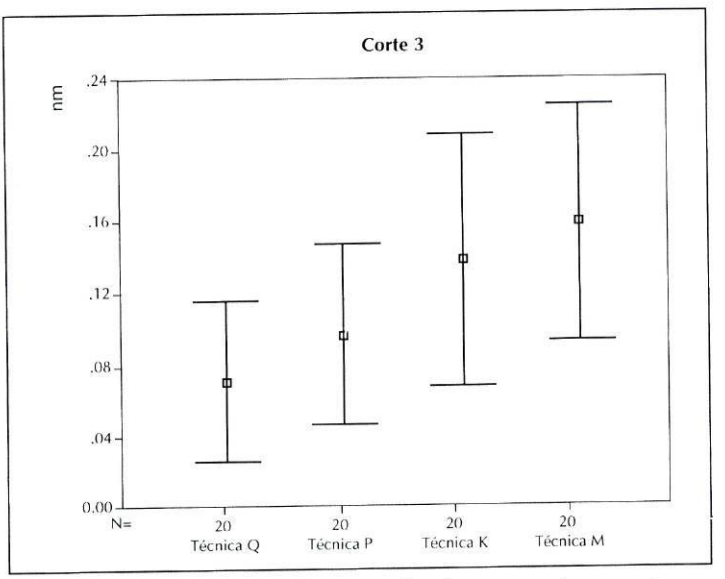


Figura 5.11 - Grau de arredondamento médio do centro dos canais e os respectivos intervalos de confiança a 95%, a nível do 3º corte, por técnica.

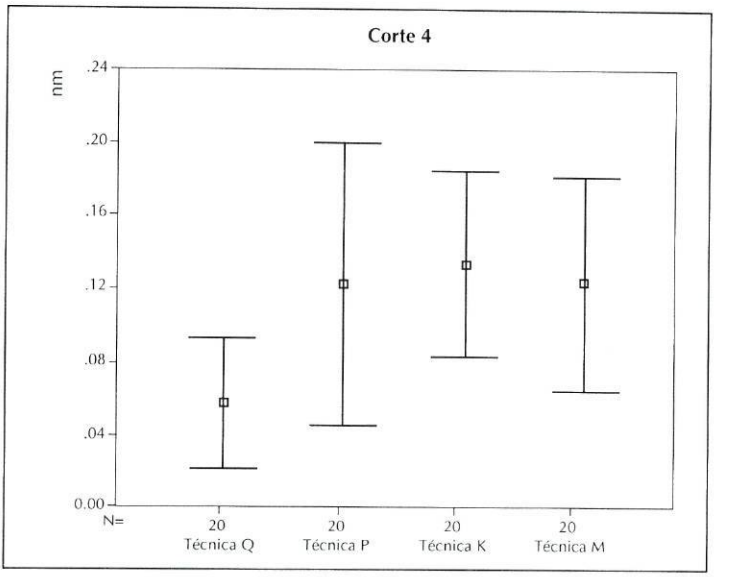


Figura 5.12 - Grau de arredondamento médio do centro dos canais e os respectivos intervalos de confiança a 95%, a nível do 4º corte, por técnica.

V. Forma final dos canais, após a sua preparação com as várias técnicas

Tabela 5.5 - Forma final dos canais, após instrumentação, por técnica

	Total % *n=80*	*Técnica Q* % *n=20*	*Técnica P* % *n=20*	*Técnica K* % *n=20*	*Técnica M* % *n=20*	*p**
Corte2						*0,001*
Irregular	35	35	10	30	65	
Oval	50	30	75	60	35	
Redondo	15	35	15	10	0	
Corte3						*<0,001*
Irregular	35	20	15	25	80	
Oval	40	45	35	60	20	
Redondo	25	35	50	15	0	
Corte4						*0,105*
Irregular	39	25	20	60	50	
Oval	41	45	55	25	40	
Redondo	20	30	25	15	10	

**Fisher's Exact Test*

A forma final das secções dos canais foi observada nos vários níveis de corte, tendo sido consideradas três formas possíveis: canais irregulares, ovais e redondos. Todos os cortes transversais foram avaliados por 3 examinadores independentes. Tendo-se encontrado uma boa concordância entre os três observadores, em relação à forma dos canais - Kappa=0,692; IC95% (0,612; 0,772) - , cada canal foi classificado com a forma irregular, oval ou redondo que maior consenso reuniu entre os três observadores. Assim, os resultados nos diversos níveis dos cortes, foram os seguintes:

1) A nível do 2º corte transversal, situado a 3mm do ápice

A este nível foram classificados como irregulares, 35% dos canais instrumentados com o sistema (Q), 10% dos canais preparados com o sistema (P), 30% dos canais instrumentados com o sistema (K) e 65% dos canais preparados manualmente (M).

Foram denominados como ovais, 30% dos canais instrumentados com o sistema (Q), 75% dos canais preparados com o sistema (P), 60% dos preparados com o sistema (K) e 35% dos canais por técnica manual (M).

Por último, classificaram-se como redondos 35% dos canais preparados com o sistema (Q), 15% dos instrumentados com o sistema (P) e 10% dos canais preparados com o sistema (K). No grupo preparado com limas K (M) não se observou nenhum canal redondo.

Existem diferenças, estatisticamente significativas, entre as quatro técnicas de preparação ($p=0,001$). Enquanto no sistema (Q) se observa uma distribuição mais ou menos equitativa entre as três formas possíveis, nos sistemas (P) e (K) nota-se um grande predomínio de canais ovais e na técnica (M) verifica-se uma predominância clara de canais irregulares.

2) A nível do 3º corte transversal, situado a 6mm do ápice

A nível do 3º corte, situado no terço médio da raíz, no grupo de canais preparado pelo sistema mecanizado (Q), classificaram-se 20% dos canais como irregulares, 45% como ovais e 35% como redondos.

Nos canais instrumentados com o sistema rotativo (P) observaram-se 15% de canais irregulares, 35% de canais ovais e 50% de canais redondos.

No grupo preparado com o sistema rotativo (K) obtiveram-se 25% de canais irregulares, 60% de canais ovais e 15% de canais redondos.

Nos canais preparados com limas K (M), foram classificados 80% dos canais como irregulares, 20% como ovais e 0% como redondos.

Existem diferenças entre as várias técnicas de preparação, diferenças essas com significado estatístico ($p<0,001$). Nos sistemas que utili-

zam instrumentos de níquel- titânio (Q e P), predominam os canais ovais e redondos; nos sistemas que utilizam instrumentos de aço inoxidável (K e M) predominam os canais irregulares e ovais.

3) A nível do 4º corte transversal, situado a 9mm do ápice

A nível do 4º corte, situado no terço coronal da raíz, no grupo de canais preparado com o sistema (Q), observaram-se 25% de canais irregulares, 45% de canais ovais e 30% de canais redondos.

Nos canais preparados com o sistema rotativo (P), classificaram-se 20% dos canais como irregulares, 55% como ovais e 25% como redondos.

No grupo de canais instrumentados com o sistema mecanizado (K), obtiveram-se 60% de canais irregulares, 25% de canais ovais e 15% de canais redondos.

Nos canais preparados com instrumentos manuais (M), observaram-se 50% de canais irregulares, 40% de canais ovais e 10% de canais redondos.

Embora existam diferenças entre as várias técnicas de preparação de canais, estas não apresentam significado estatístico.

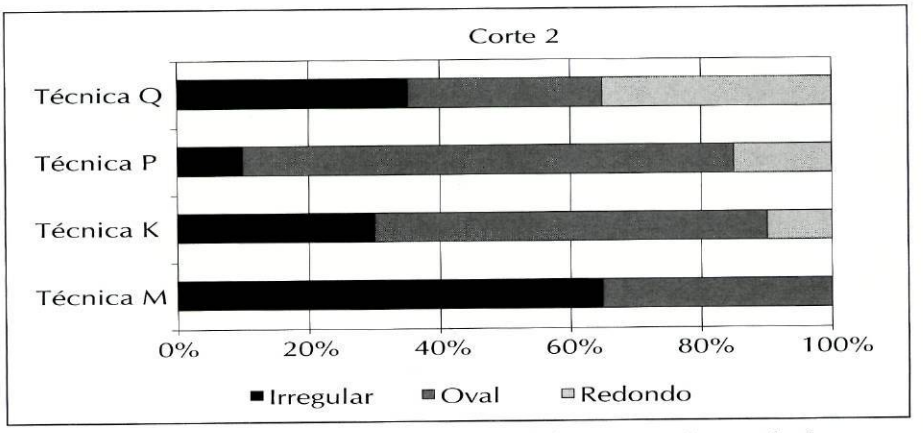


Figura 5.13 - Forma final dos canais, do corte 2, após instrumentação, por técnica.

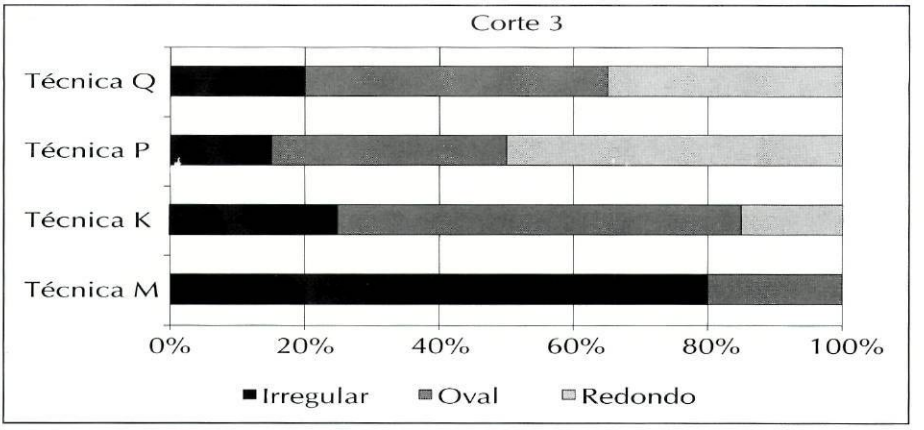


Figura 5.14 - Forma final dos canais, do corte 3, após instrumentação, por técnica.

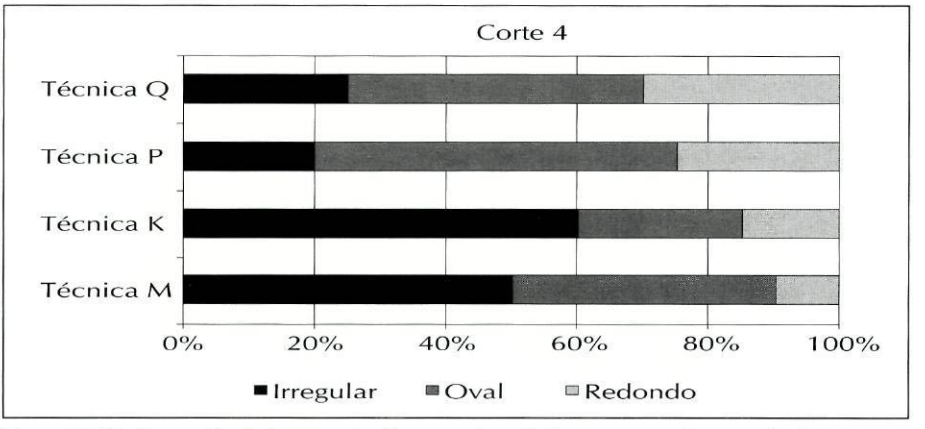


Figura 5.15 - Forma final dos canais, do corte 4, após instrumentação, por técnica.

VI. Discussão

As técnicas de preparação de canais com instrumentos rotativos motorizados de níquel-titânio estão, cada vez mais a ser utilizadas na clínica. Como lhes são atribuídas bons resultados clínicos, pretendemos compará-las com uma técnica manual telescópica e com uma técnica rotativa mecanizada mais recente, que utiliza instrumentos de aço inoxidável. A nossa opção de comparar a técnica manual telescópica, deveu-se a esta ser uma das técnicas mais ensinadas nas escolas dentárias (Shadid et al. 1988) e por ser, também, bastante utilizada pela maioria dos profissionais em canais curvos. Tentámos, assim, verificar *in vitro* a eficácia das técnicas motorizadas e, ao mesmo tempo, confirmar o interesse clínico que têm despertado.

O objecto do nosso estudo foi comparar três técnicas de preparação rotativas motorizadas (Q), (P) e (K) com uma técnica manual telescópica (M). Analisaram-se os seguintes parâmetros:

I - O deslocamento total médio do centro dos canais em extensão.

II - O deslocamento percentual médio do centro dos canais, em função do diâmetro dos instrumentos usados.

III - O sentido do deslocamento do centro dos canais, em direcção mésio distal.

IV - O grau de arredondamento dos cortes transversais dos canais.

V - A forma final dos canais.

Para a avaliação dos canais preparados com as várias técnicas utilizadas, usámos a técnica de Bramante (Bramante et al. 1987) modificada por Paulo (1994). Esta modificação torna esta técnica mais fácil, na medi-

da em que utiliza uma mufla metálica reutilizável, não havendo necessidade de confeccionar uma mufla de gesso individual para cada exemplar a estudar. A Técnica de Bramante possui muitas vantagens sobre outras técnicas de estudo da instrumentação, pois permite comparar o canal antes e após a preparação. Por isso, tem sido bastante utilizada, embora com algumas alterações, por muitos autores para a avaliação da eficácia da instrumentação, permitindo analisar numerosos parâmetros (Carvalho et al. 1999, Cheung et al. 1996, Glosson et al. 1995, Harlan et al. 1996, Leseberg & Montgomery 1991, Paulo 1994, Portenier et al. 1998, Poulsen et al. 1995, Roig-Cayón et al. 1994, Samyn et al. 1996, Short et al. 1997).

Embora seja considerado excelente, o método de Bramante também tem as suas limitações, uma das quais é permitir avaliar as preparações somente em alguns locais ao longo do comprimento do canal e não na sua totalidade. Esses locais correspondem aos cortes transversais que se efectuaram e que, ao serem realizados, originaram uma perda de estrutura radicular. No nosso estudo, realizámos quatro cortes transversais. Um número mais elevado de cortes conduzirá a uma grande perda radicular e poderá contribuir para complicar a instrumentação, particularmente nas porções curvas dos canais. O primeiro corte foi efectuado a 1mm do ápice e destinou-se, exclusivamente, a verificar se o comprimento de trabalho era respeitado. O segundo foi realizado a 3mm do ápice, correspondendo a 2mm do C.T.. Considerámos esta localização muito importante, pois muitos autores (Al-Omari et al. 1992, Glickmann & Dumsha 1988, Weine et al. 1975) referem que o transporte dos canais ocorre nos milímetros mais apicais das preparações. O terceiro corte efectuou-se a 6mm do ápice, na zona média da raiz, sendo considerada, em canais curvos, outra zona susceptível de erros processuais (Abou-Rass et al. 1980). O quarto e último corte foi executado a 9mm do ápice, situado na porção mais coronal dos canais. Embora tivéssemos realizado um número limitado de cortes, surgiram-nos alguns problemas. Durante a

realização dos cortes transversais, perdeu-se em média 0,33mm de material radicular, apesar da espessura dos discos diamantados ser apenas de 0,30mm. Pensamos que esta perda adicional de material radicular também foi causada por movimentos laterais do disco. Outro problema foi que algumas secções não foram executadas num ângulo recto com o canal, pois os cortes foram todos realizados paralelamente uns aos outros. Em canais curvos a perda de estrutura radicular juntamente com cortes oblíquos, actuam como degraus, dificultando a passagem dos instrumentos através do canal até ao comprimento de trabalho. Como consequência, em alguns canais tivemos alguma dificuldade em atingir o comprimento total de trabalho, independentemente da técnica de preparação utilizada, tal como referem alguns autores (Cheung et al. 1996, Portenier et al. 1998, Short et al. 1997). Pensamos que esta dificuldade se deveu, possivelmente, a pequeníssimas discrepâncias entre as várias secções de corte, no modelo de remontagem. Nestes casos, em vez de forçarmos os instrumentos apicalmente, optámos por renegociar os canais manualmente, com uma lima fina pré-curvada.

Em relação ao número de vezes que os instrumentos podem ser usados com segurança, na preparação de canais, não existe ainda consenso. Soares (1998) recomenda a utilização dos instrumentos Lightspeed entre 8 e 16 canais. Tongbaiyai & Torabinejad (1999) referem que os instrumentos de níquel-titânio podem ser utilizados mais de 10 vezes antes de serem substituídos, mas não esclarecem se 10 vezes são 10 dentes ou 10 canais. Neste estudo, não se verificaram fracturas de instrumentos em qualquer das técnicas usadas. Pensamos que este facto pode ser explicado por cada instrumento ter sido utilizado em apenas quatro canais e por os canais terem sido instrumentados todos pelo mesmo operador, o qual possuía alguma prática com todos os sistemas de preparação de canais usados.

Deslocamento do centro dos canais

Comparando os sistemas (Q) e (P) com os sistemas (K) e (M), a nível do 2º corte transversal situado no terço apical da raiz, verifica-se que, nos primeiros, o centro dos canais sofreu um deslocamento total médio, significativamente menor que nos segundos. Observa-se também que, em relação ao deslocamento percentual médio do centro, (em função do diâmetro do instrumento a esse nível de corte) os resultados ainda são mais favoráveis para os sistemas (Q) e (P).

Fazendo a mesma comparação a nível do 3º corte transversal, situado no terço médio da raiz, verifica-se praticamente o mesmo que no 2º corte, embora as diferenças entre as técnicas que usam instrumentos de níquel-titânio e as que usam limas de aço inoxidável, sejam ligeiramente menores, tanto no que se refere ao deslocamento total do centro como ao deslocamento percentual.

A nível do 4º corte, situado no terço coronal, mantêm-se os resultados dos 2 cortes anteriores, mas as diferenças entre as técnicas atenuam-se ainda mais. Estes resultados estão de acordo com Shadid et al. (1998), que também encontraram diferenças mais significativas nos cortes mais apicais, embora tenham comparado instrumentos diferentes (Lightspeed versus Flex-R com técnica balanceada). A nível do 4º corte deve referir-se ainda que o sistema rotativo mecanizado (K) se aproxima bastante dos sistemas (Q) e (P). Esta aproximação é mais marcante no deslocamento total médio do centro dos canais do que no deslocamento percentual do centro, uma vez que o sistema (K) utiliza instrumentos com uma conicidade de .02, possuindo, a este nível, um diâmetro bastante menor que os instrumentos dos sistemas (Q) e (P).

Relação da curvatura dos canais com o movimento total do seu centro, após a preparação biomecânica

Tabela 6.1 - Correlação de Pearson entre o ângulo de curvatura e o deslocamento total (n=80)

	Ângulo de curvatura	
	R	***p***
Deslocamento total		
Corte2	-0.045	*0.690*
Corte3	0.141	*0.213*
Corte4	0.172	*0.126*

Embora seja do senso comum que quanto maior for o ângulo de curvatura dos canais maior será a possibilidade de se verificarem deslocamentos após a sua instrumentação, pudemos constatar, neste estudo, que tal não é completamente verdadeiro.

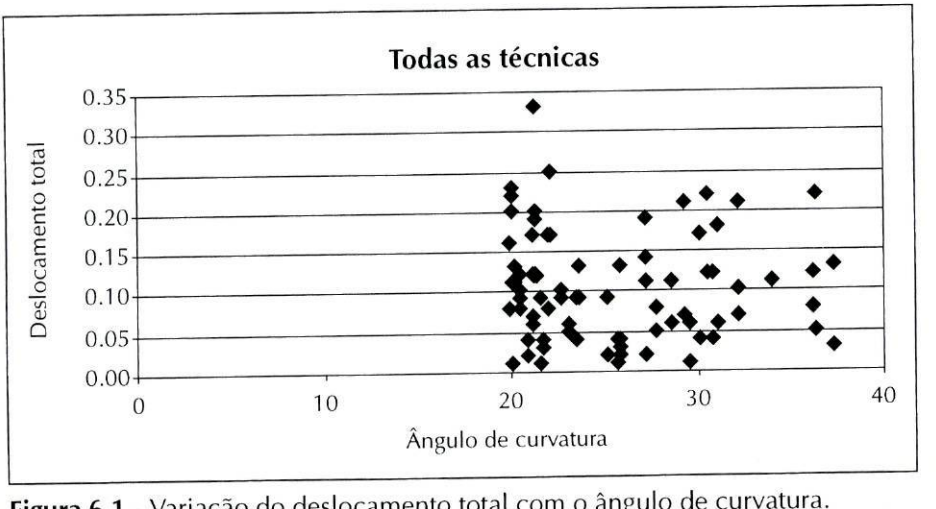


Figura 6.1 - Variação do deslocamento total com o ângulo de curvatura.

Foram calculados os coeficientes de correlação de Pearson para o ângulo médio de curvatura e o deslocamento total médio do centro dos canais (nos vários níveis de corte) não tendo sido obtidos valores de R (tabela 6.1) que evidenciem relação entre estas duas variáveis.

Esta falta de correlação estatística entre o ângulo de curvatura dos canais e o deslocamento do centro, independente da técnica de preparação utilizada, também foi observada por variados autores (Southard et al. 1987, Campos et al. 1990, Samyn et al. 1996, Cheung et al. 1996, Shadid et al. 1998). Provavelmente, isto deve-se a uma combinação de variáveis difíceis de quantificar, tais como: os diversos comprimentos das raízes, a diferente dureza da dentina, distintas áreas antes da preparação (desde canais muito estreitos a mais amplos), vários tipos de curvatura (curvas suaves e curvas abruptas, embora possam ter o mesmo ângulo de curvatura), só ter sido determinada a curvatura mésio distal não tendo sido considerada a curvatura vestibulo lingual e, provavelmente, o estado psicológico do operador.

Tem sido postulado que o uso de instrumentos endodônticos rígidos aumenta o potencial de formação de degraus nas paredes do canal e de perfurações da porção apical (Schilder 1974, Mullaney 1979). Assim, parece razoável pensar que, durante a instrumentação, instrumentos mais flexíveis respeitarão melhor a curvatura dos canais, conduzindo a um menor desvio do seu centro. Samyn et al. (1996), num estudo comparativo entre limas manuais em aço inoxidável e em níquel-titânio, não encontraram diferenças significativas entre os dois grupos, o que atribuíram à possibilidade de terem utilizado canais com ângulos de curvatura muito pequenos e a não terem pré-curvado as limas de níquel-titânio.

Os resultados deste nosso estudo confirmam investigações anteriores, tendo-se verificado que a instrumentação com instrumentos rotativos de níquel-titânio conduzem a preparações melhor centradas (Glosson et al. 1995, Luiten et al. 1995, Portenier et al. 1998, Short et al. 1997, Zmener

& Balbachan 1995). Schäfer & Zapke (2000) também consideram os canais instrumentados com o sistema Profile melhor preparados, do ponto de vista da forma, que os preparados manualmente ou com o sistema Kavo-Endoflash. No entanto, referem que a instrumentação manual e o sistema Kavo-Endoflash promovem uma melhor limpeza dos canais que o sistema Profile. Os melhores resultados, nos grupos que utilizam instrumentos em Ni-Ti, podem ser explicados pela grande flexibilidade das ligas de níquel-titânio, que permitem o trabalho dos instrumentos, mesmo em canais muito curvos (Esposito & Cunningham 1995). Outra possível explicação para os melhores resultados dos sistemas que usam instrumentos de Ni-Ti, é o facto de estas "limas" possuírem pontas não-cortantes, que funcionam como piloto, ajudando a manter os instrumentos mais centrados.

É de salientar que os instrumentos do sistema (K), apesar de também possuírem pontas piloto não-cortantes, não conduziram a resultados muito favoráveis, a nível do 2º e do 3º corte, situados a 3 e a 6mm dos ápices, respectivamente. Pensamos que isto se deve ao facto destes instrumentos serem de aço inoxidável e, apesar de possuírem alguma flexibilidade, esta ser bastante inferior à dos instrumentos de níquel-titânio.

Os valores dos cortes mais coronais – 4º corte – apresentam-se mais aproximados nos 3 sistemas que utilizam rotação contínua (Q) (P) e (K), destacando-se ligeiramente, e pela negativa, a instrumentação manual (M). Pensamos que estes resultados se devem ao facto de se tratar da preparação de uma porção recta do canal, onde a flexibilidade dos instrumentos não é muito importante. Por outro lado, a pior prestação da técnica manual poder-se-á atribuir à subjectividade de uma limagem circunferencial, em que se poderá exercer maior pressão para qualquer um dos lados.

Green (1958) determinou que o diâmetro médio dos canais mesiais de um molar mandibular, a um milímetro do ápice, variava entre 0,18 e

0,30mm. Embora seja aceite, maioritariamente, que a forma longitudinal de um canal preparado deve ser cónica contínua, com a sua porção mais estreita na constrição apical (limite c.d.c.) (Buchanan 1991), não existe consenso na quantidade de dentina a remover para obter esta forma final do canal. Tem sido aconselhado que os canais devem ser preparados três tamanhos acima do primeiro instrumento que produz trabalho na sua porção apical (Gutmann & Dumsha 1987). Quando se preparam canais estreitos e curvos, o instrumento apical final ideal deve situar-se entre os calibres 25 e 40 (Gutmann & Dumsha 1987). São recomendados instrumentos destes tamanhos para limpar e preparar convenientemente a porção apical do canal. O problema é que, mesmo em canais moderadamente curvos, usando técnicas e instrumentos clássicos, poderemos provocar acidentes quando ultrapassamos os instrumentos nº 30 (Eldeeb & Boras 1985, Cimis et al. 1988). Estes acidentes podem ocorrer porque os instrumentos, mesmo que pré-curvados, tendem a endireitar-se, dentro dos canais, devido à sua memória elástica, afastando-se da curva na sua extremidade e aproximando-se da curvatura na sua porção média (Weine et al. 1975, Weine 1989). Se os instrumentos se mantiverem centrados, poderemos preparar a porção apical do canal até uma lima ideal. Um instrumento centrado reduz muito a ocorrência de transportes, "zips", degraus, perfurações e outros acidentes da instrumentação.

Neste estudo, os canais foram preparados apicalmente, até um diâmetro de aproximadamente 0,25mm, com os sistemas (Q, K e M) e, até um diâmetro de aproximadamente 0,35mm, com o sistema (P). Kerekes e Tronstad (1977) e Tronstad (1991) recomendam instrumentar a matriz apical até diâmetros maiores, com o objectivo de incorporar mais irregularidades anatómicas, permitindo uma irrigação e uma obturação mais eficazes. Tronstad (1991) adverte que os canais podem ter um diâmetro vestibulo-lingual maior que o diâmetro mésio-distal, fazendo com que os primeiros instrumentos que trabalham não instrumentem as paredes ves-

tibular e lingual dos canais. Wu & Wesselink (1995) demonstram, num estudo, que o uso de limas apicais de maior diâmetro se traduz numa limpeza mais eficaz dos canais. Hwang et al. (2000) afirmam que o alargamento de canais curvos, usando instrumentos de níquel-titânio, pode ser efectuado até um instrumento apical principal de tamanho 40.

Os resultados da utilização de instrumentos rotativos motorizados Profile .04 (P) demonstraram, claramente, que a preparação apical, até ao número 35, pode ser usada com segurança nos canais curvos dos molares inferiores. A preparação até estes números poderá ser vantajosa pois, presumivelmente, permitirá uma limpeza melhor, uma irrigação mais eficaz e, consequentemente, uma obturação melhor e mais fácil de executar.

Em relação ao sentido do deslocamento em direcção mésio-distal, verificámos que, a nível do 2º corte, nos canais preparados com sistemas que utilizam instrumentos de aço inoxidável (K) e (M), se observam desvios quase exclusivamente para mesial (figuras 6.2 e 6.3), enquanto nos canais preparados com sistemas que usam instrumentos de níquel-titânio (Q) e (P) tanto se observam deslocamentos para mesial como para distal. Estes resultados estão de acordo com os de Thompson & Dummer (2000) que utilizaram instrumentos de niquel-titânio do sistema Hero 642 e observaram, na porção mais apical das preparações, deslocamentos não só para a porção externa da curvatura mas também para a porção interna.

A nível do 3º corte, os grupos de canais preparados com os sistemas (K) e (M) deslocam-se exclusivamente para distal, enquanto os canais instrumentados com os sistemas (Q) e (P) se deslocam predominantemente para distal (figura 6.5), embora se observem, nestes últimos grupos, deslocamentos para mesial ou mesmo ausência de desvios. Ao nível deste corte, situado na porção média da raiz, os nossos resultados não coincidem com os de Thompson & Dummer (2000), que observaram mais deslocamentos para o lado externo que para o lado interno da curvatura dos canais.

Figura 6.2 – Fotografia apical do corte transversal das raízes mesiais de um molar inferior a aproximadamente 1mm do ápice.

A nível do 4º corte, os desvios do centro dos canais observados são semelhantes em todas as técnicas utilizadas (Q, P, K e M), predominando o deslocamento para mesial.

Weine et al. (1975, 1989) verificaram que os instrumentos endodônticos, mesmo que pré-curvados, tem tendência a endireitar-se quando são introduzidos em canais curvos. Esta tendência rectificadora deve-se à memória elástica dos instrumentos, conduzindo a desgastes maiores de dentina na porção externa da curvatura, na zona apical e na porção interna da curvatura, na zona média. Os estudos de Weine foram realizados com limas de aço inoxidável. Os resultados por nós obtidos com os sistemas (K) e (M), que também utilizam instrumentos de aço inoxidável, confirmam estes mesmos estudos (figura 6.3). Como os instrumentos de níquel-titânio ainda têm mais tendência para se endireitar, pois possuem

Figura 6.3 – Fotografia do mesmo corte da fig. 6.2 depois da preparação de canais por uma técnica manual telescópica. Observa-se um grande deslocamento dos canais para mesial, não tendo as porções distais dos canais sido instrumentadas.

uma memória elástica maior, poderiam conduzir a maiores desvios. Pensamos que isso não acontece nos sistemas (Q) e (P) devido à superflexibilidade da liga de níquel-titânio, o que permite aos instrumentos seguir, facilmente, as curvaturas dos canais. Quando os instrumentos estão inseridos num canal curvo, exercem maior pressão na porção externa da curva (mesial), na região apical do canal e na porção interna da curva (distal), na região média do canal. Estas pressões são diferentes conforme as ligas utilizadas, sendo muito menores nos instrumentos de níquel-titânio, visto que esta liga possui 3 vezes maior flexibilidade que o aço inoxidável (Walia et al. 1988).

A preparação ideal do canal deve remover quantidades iguais de dentina em todas as suas paredes, promovendo uma limpeza eficaz sem reduzir,

excessivamente, a estrutura da raiz. Um dos objectivos da instrumentação é a limpeza de todas as paredes do canal e a produção de uma forma arredondada na sua porção apical (Schilder 1974, Ingle 1961). Os canais irregulares, para além de não serem tão fáceis de obturar como os canais arredondados, podem reter mais facilmente detritos nas suas paredes.

Neste estudo, determinámos o arredondamento dos canais, nos vários níveis de corte, de uma forma objectiva, dividindo o diâmetro maior das secções dos canais pelo diâmetro menor. Atendendo a que, numa circunferência, o diâmetro maior é igual ao diâmetro menor, e a sua razão é igual à unidade, considerámos os canais tanto mais arredondados quanto mais essa razão se aproximava da unidade.

Conseguimos, assim, expressar o arredondamento dos canais em valores numéricos. Embora os resultados mostrem valores diferentes entre as diferentes técnicas (Q), (P), (K) e (M) nos vários níveis de corte, estas diferenças não apresentam significado estatístico. Atribuímos esta falta de significado ao facto de não ser possível por este método de estudo, distinguir um canal irregular de um canal oval ou mesmo alguns canais redondos de outros irregulares, uma vez que poderão exibir a mesma razão entre os diâmetros maior e menor.

De um ponto de vista clínico, a percentagem de canais irregulares deve ser o facto mais valorizado, devido à dificuldade em serem correctamente obturados (Hankins & Eldeeb 1996).

Outra maneira de avaliarmos a forma final dos canais, após a instrumentação, foi a classificação dos cortes transversais dos canais em redondos, ovais e irregulares. Esta classificação foi realizada por três observadores independentes, tendo sido aplicada a regra da maioria. Em cada corte avaliado, obteve-se uma maioria na primeira observação, não tendo sido necessário proceder a nenhuma reavaliação.

A nível dos 2º e 3º cortes observam-se, entre as quatro técnicas, diferenças estatisticamente significativas. As técnicas rotativas motoriza-

das produzem canais mais redondos e ovais que a técnica manual, que, por sua vez, produz a uma significativa maioria de canais irregulares. A nível do 4º corte, embora existam diferenças entre as técnicas, estas não apresentam significado estatístico.

Em 1969, Vessey verificou que os instrumentos endodônticos produziam preparações mais arredondadas quando eram utilizados com movimentos de rotação, do que quando se usavam movimentos de limagem. Estas observações de Vessey foram confirmadas, mais tarde, por outros autores (Calhoun & Montgomery 1988, Leseberg & Montgomery 1991), apesar de compararem instrumentos diferentes. Os resultados deste nosso estudo estão de acordo com estas investigações, embora tenhamos usado movimentos de rotação contínua e instrumentos completamente diferentes. Por vezes, o arredondamento pode estar associado a um deslocamento do canal e à remoção indesejável de dentina (figura 6.7). O arredondamento só será de valorizar se estiver relacionado com pouco ou nenhum deslocamento do canal, de tal forma que seja obtido à custa dos instrumentos cortarem, uniformemente, em todas as paredes internas do canal. A produção de canais ovais pode dever-se à rotação excêntrica dos instrumentos e/ou à preparação de uma zona do canal com curvatura. Uma remoção excessiva de dentina radicular pode comprometer a raiz (figura 6.4), estando a quantidade de dentina remanescente directamente relacionada com a robustez da raiz (Felton et al. 1991, Gutmann 1992).

Dalton et al. (1998) referem que, usando uma técnica "step back", para além de permanecerem sempre detritos nos canais, também ficam superfícies das suas paredes por alisar. Pela observação de algumas sobreposições de imagens de canais, antes e após a preparação biomecânica, verificámos que várias porções dos canais originais não foram instrumentadas, independentemente da técnica de preparação utilizada (figuras 6.4, 6.5, 6.6 e 6.7).

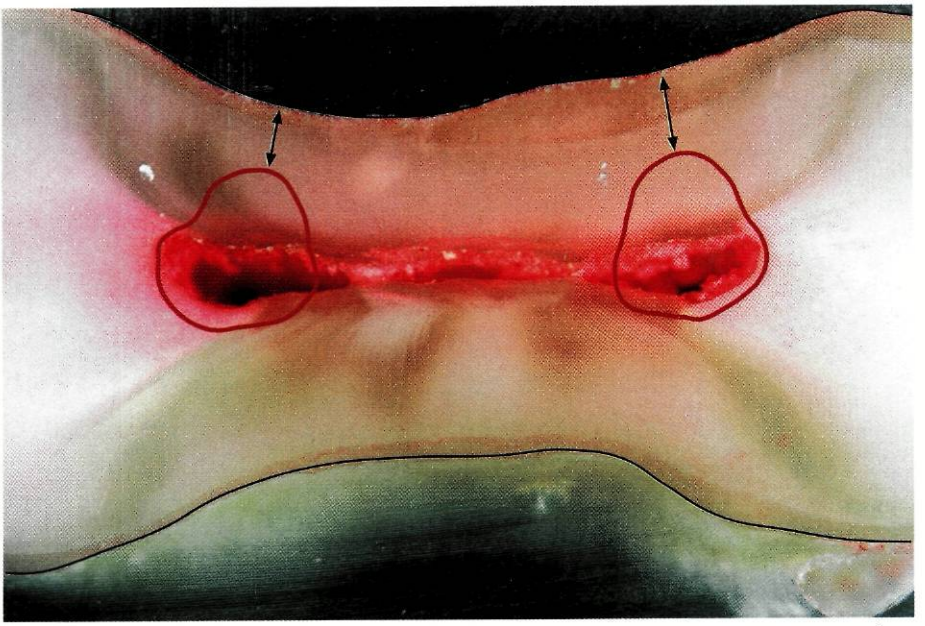


Figura 6.4 – Fotografia do corte transversal de um molar inferior a 6mm do ápice. É de salientar a existência de um istmo entre os dois canais. Estão sobrepostos a vermelho, os contornos dos canais após a preparação com instrumentos Quantec. A espessura das paredes distais ficou muito reduzida, como se pode observar pelas setas azuis.

Esta observação está de acordo com Samyn et al. (1996) e Walton (1976). O segundo afirma que a parede do canal, oposta à direcção do deslocamento, tem tendência para não ser tocada conduzindo, frequentemente nessa zonas, à acumulação de detritos e à permanência de tecido pulpar intacto. Schönenberg et al. (2000), comparando a preparação de canais com limas K, instrumentos Lightspeed, instrumentos Profile .04 e GT, verificaram que, com qualquer das técnicas usadas, ficava mais de um terço da superfície total dos canais por instrumentar. Hülsmann et al. (1997) também descrevem áreas dos canais parcialmente por instrumentar, independentemente das técnicas de preparação usadas. Verificámos assim que, por vezes, a preparação ideal não é realizável, tornando-se de

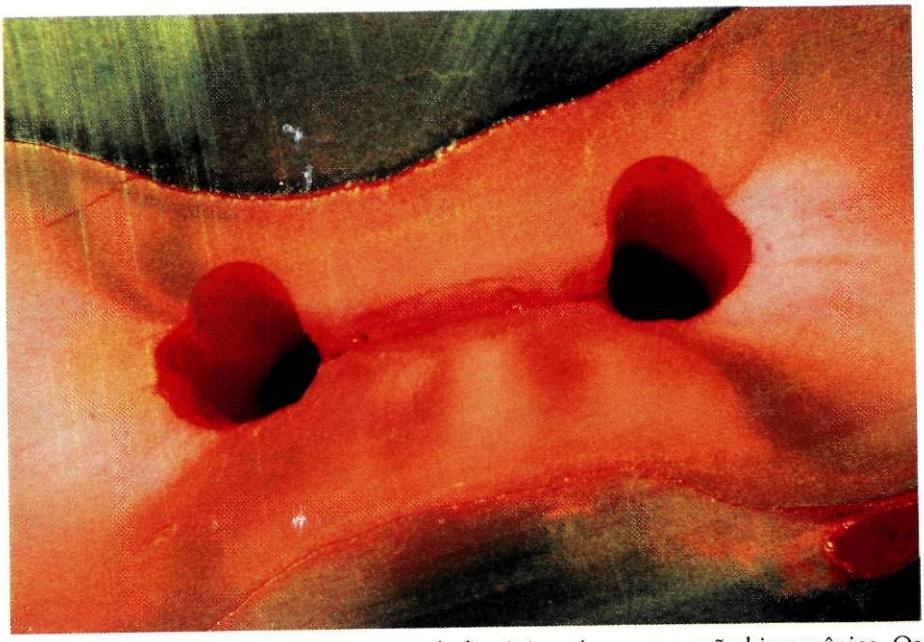


Figura 6.5 – Fotografia do mesmo corte da fig. 6.4, após a preparação biomecânica. Os canais estão bem limpos, embora bastante deslocados para distal. Observam-se restos pulpares por remover na região do istmo.

todo impossível se considerarmos a complexidade anatómica de certos canais que contêm istmos e anfractuosidades. Devido à complexidade do sistema de canais radiculares (Langeland et al. 1985, Paulo 1994), a instrumentação e a irrigação podem não conseguir eliminar todos os detritos pulpares (figuras 6.5 e 6.7) nem os microrganismos e/ou os seus produtos, eventualmente aí existentes. Este facto chama-nos a atenção para a necessidade da utilização, antes de procedermos à obturação, de agentes antimicrobianos (Barbosa et al. 1997, Chong & Ford 1992, Sjögren et al. 1997, Pina Vaz I 2000), eventualmente em associação com antifungicos (Waltimo et al. 1997) como medicação intracanal.

Reddy & Hicks (1998) demonstraram que os sistemas rotativos me-

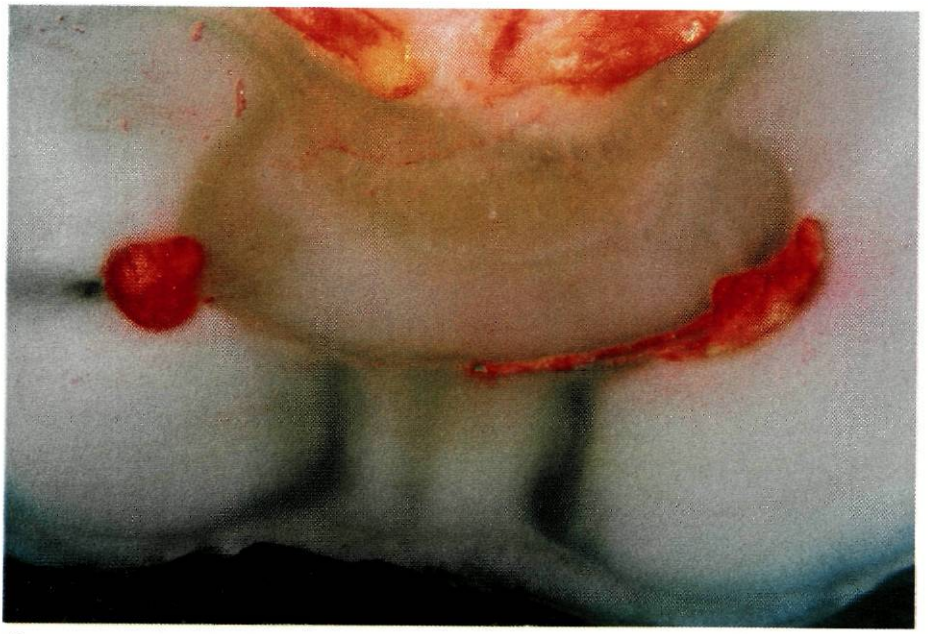


Figura 6.6 – Fotografia do 3º corte transversal, situado a 6mm do ápice. É de salientar um dos canais em fenda, consequentemente muito difícil de preparar.

canizados que utilizam instrumentos de níquel-titânio, provocam menos extrusão apical de detritos que a preparação manual, usando movimentos de limagem. Embora a extrusão de detritos não fosse um objectivo do nosso estudo, ficámos com a sensação que, com os sistemas rotativos mecanizados que usamos, se torna mais fácil remover os detritos do interior dos canais. A preparação rotativa com instrumentos de níquel-titânio parece ser superior na capacidade de redução ou eliminação de microrganismos de canais infectados. Shuping et al. (2000), num estudo bacteriológico, não encontraram diferenças, na redução bacteriana, entre a instrumentação rotativa com níquel-titânio e estudos prévios efectuados com instrumentação manual.

Hülsmann & Stryga (1993) advertem para a falta de sensibilidade táctil quando se emprega qualquer sistema mecanizado de preparação

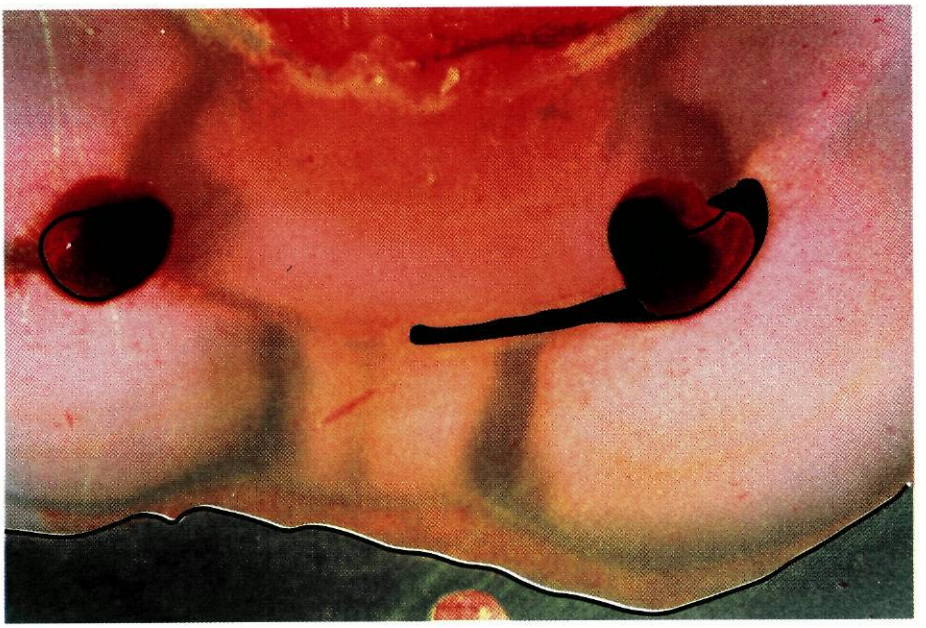


Figura 6.7 – Fotografia do corte da fig. anterior. Os canais foram preparados com o sistema Profile .04. O arredondamento do canal em fenda foi obtido à custa do seu deslocamento para distal, não tendo sido praticamente tocada a parede mesial. Observam-se zonas do canal que ficaram intactas após a preparação terminada.

de canais. Tal como em outros estudos (Glossen et al. 1995, Short et al. 1997), também notámos existirem diferentes sensações tácteis usando instrumentos rotativos motorizados e limas manuais. Os instrumentos rotativos de níquel-titânio não nos fornecem tanta sensibilidade táctil como as limas manuais (Lumley 2000). Esta falta de sensação táctil com instrumentos mecanizados nota-se, particularmente, na percepção da direcção da curvatura dos canais. Poulsen et al. (1995), num estudo em que compararam o sistema rotativo mecanizado Lighspeed utilizando várias velocidades, referem um aumento da sensibilidade táctil quando se empregam velocidades de rotação menores. A utilização de instrumentos de níquel-titânio, com velocidades reduzidas, tem ainda a vantagem de pro-

vocar menos fracturas do que quando se empregam velocidades de rotação elevadas (Dietz et al. 2000).

Neste estudo, não foi determinado o tempo empregue na preparação de cada canal. Apesar disso, ficámos com a impressão que, com qualquer dos sistemas rotativos mecanizados (Q) (P) (K), conseguimos preparar os canais mais rapidamente do que com a instrumentação manual (M). As preparações de canais com instrumentos rotativos de niquel-titânio têm sido referidas como sendo de execução significativamente mais rápida que as preparações manuais (Esposito & Cunningham 1995, Glossen et al. 1995, Kavanagh & Lumley 1998), podendo, ainda, reduzir a fadiga quer do operador quer do paciente (Thompson & Dummer 2000). Ainda a propósito do tempo, verificámos que grande parte do tempo dispendido na preparação de canais, com instrumentos rotativos motorizados, se deve à mudança de instrumentos e à sua montagem no contra-ângulo. Pensamos que, se conseguirmos diminuir o número de instrumentos a usar numa preparação, conseguiremos diminuir, ainda mais, o tempo de trabalho.

Quando efectuámos as preparações de canais, utilizámos os motores e contra-ângulos recomendados pelos fabricantes dos instrumentos. Estes motores possuem controle electrónico de velocidade, mas um torque elevado. Muito recentemente, surgiram no mercado motores com menor torque, e mesmo com torque ajustado a cada tipo de instrumento a utilizar. Para além de diminuírem as deformações por torção dos instrumentos de níquel-titânio, estes novos motores possuem ainda a vantagem de lhes reduzir a fadiga cíclica (Gambarini 2000). Pensamos que, estes novos motores serão indispensáveis em futuros trabalhos que utilizem técnicas rotativas motorizadas, pois têm sido referidas fracturas frequentes de instrumentos de niquel-titânio, quando se usam estas técnicas (Kavanagh & Lumley 1998, Thompson & Dummer 1997, Sattapan et al. 2000). A estas fracturas não serão certamente alheias, para além de outros factores, a utilização de motores com um torque demasiado elevado.

VII. Conclusões

Gerais

1ª O modelo experimental utilizado, apesar de todas as suas limitações, provou ser um excelente método para comparar os canais, antes e após a sua instrumentação.

2ª Nas condições deste estudo, os sistemas (P) e (Q) conduziram a melhores resultados que os sistemas (K) e (M), depreendendo-se que a utilização de instrumentos rotativos motorizados em níquel titânio, parece ser mais eficaz e promissora.

3ª Atendendo aos resultados obtidos, acreditamos que o sistema Profile .04 e o sistema Quantec 2000 poderão aumentar o sucesso clínico dos nossos tratamentos endodônticos, particularmente nos canais curvos. Devemos, contudo, considerar as suas vantagens (menor transporte dos canais, permitindo que sejam mais alargados com menores riscos de acidentes de instrumentação, produção de canais mais arredondados, menor tempo de preparação e diminuição da ansiedade, quer do operador quer do paciente) e as suas desvantagens (necessidade de uma aprendizagem pré-clínica minuciosa e risco de fracturas).

Relativamente aos objectivos

1ª O deslocamento total médio do centro dos canais é significativamente menor nos canais preparados com instrumentos rotativos mecanizados de níquel-titânio.

Os canais preparados com instrumentos rotativos mecanizados de níquel-titânio (P) e (Q) sofreram um deslocamento total médio do seu centro muito menor do que os que foram instrumentados manualmente (M) ou com instrumentos rotativos mecanizados em aço inoxidável (K). Estas diferenças observam-se particularmente a nível dos 2º e 3º cortes transversais, situados nos terços apical e médio das raízes.

2ª Observa-se um deslocamento percentual médio do centro dos canais bastante menor quando os canais são instrumentados com instrumentos rotativos de níquel titânio. Se entrarmos em linha de conta com os diâmetros dos instrumentos utilizados nos vários níveis de corte, expressando os valores do deslocamento em percentagem, ainda se verificam melhores resultados para os sistemas de instrumentação que utilizam instrumentos de níquel-titânio (P) e (Q) do que quando são usados sistemas que utilizam instrumentos de aço inoxidável (K) e (M).

3ª No terço apical da raiz, nos canais preparados com limas manuais ou com instrumentos rotativos em aço inoxidável, predomina um movimento do centro dos canais para mesial, enquanto nos canais preparados com instrumentos rotativos motorizados de níquel titânio, tanto se observam deslocamentos para mesial como para distal.

4ª No terço médio da raiz, os canais preparados com instrumentos em aço inoxidável deslocam-se exclusivamente para distal, enquanto nos canais preparados com instrumentos de níquel titânio, embora predomine o deslocamento para distal, também se observam movimentos para mesial ou não existe deslocamento.

5ª Os sistemas rotativos motorizados de preparação de canais, que utilizam instrumentos de níquel-titânio, produzem preparações de secção mais arredondada do que os sistemas que utilizam instrumentos de aço inoxidável.

VIII. Bibliografia

- Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH (1980) The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. Journal of the American Dental Association 101, 792-4.
- Al-Omari MA, Dummer PM, Newcombe RG (1992) Comparision of six files to prepare simulated root canals. 2. International Endodontic Journal 25, 67-81.
- Barbosa C, Gonçalves R, Siqueira Jr J, Uzeda M (1997) Evaluation of the antibacterial activities of calcium hydroxide, chlorhexidine, and camphorated paramonoclorophenol as intracanal medicament. A clinical and laboratory study. Journal of Endodontics 23, 297-300.
- Bramante CM, Berbert A, Borges RP (1987) A methodology for evaluation of root canal instrumentation. Journal of Endodontics 13, 243-5.
- Briseño BM, Sonnabend E (1991) The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. Journal of Endodontics 24, 15-23.
- Buchanan LS (1991) Cleaning and shaping the root canal system. In: Cohen S, Burns RC Pathway of the Pulps. 5th ed. St. Louis: CV Mosby.
- Calhoun G, Montgomery S (1988) The effects of four instrumentation techniques on root canal shape. Journal of Endodontics 14, 273-7.
- Campos JM, del Rio C (1990) Comparision of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. Journal of Endodontics 16, 230-34.
- Camps JJ, Pertrot WJ (1995) Machining efficiency of nickel-titanium K-type files in a linear motion. International Endodontic Journal 28, 270-84.

- Carvalho LAP, Bonetti I, Borges MAG (1999) A comparision of molar root canal preparation using stainless-steel and nickel-titanium instruments. Journal of Endodontics 25, 807-10.
- Cheung GSP, FRACDS, Chan AWK (1996) An in vitro comparision of the Excalibur handpiece and hand instrumentation in curved root canals. Journal of Endodontics 22, 131-4.
- Chong B, Ford T (1992) The role of intracanal medication in root canal treatment. International Endodontic Journal 25, 97-106.
- Cimis GM, Boyer TJ, Pelleu GB (1988) Effect of three file types on the apical preparation of moderately curved root canals. Journal of Endodontics 14:441-4.
- Cohen S (1984) Curso de Endodontia. Lisboa.
- Cohen S, Burns R (1994) Pathways of the pulp. 6th. Edition Saint Louis; Mosby Company.
- Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M (1998) Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. Journal of Endodontics 24, 763-7.
- Dietz DB, Di Fiore PM, Bahcall JK, Lautenschlager EP (2000) Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. Journal of Endodontics 26, 68-71.
- Dolan DW, Craig RG (1982) Bending and torsion of endodontic files with rhombus cross sections. Journal of Endodontics 8, 260-4.
- Eldeeb ME, Boras JC (1985) The effect of different files on preparation of severely curved canals. International Endodontic Journal 18, 1-7.
- Esposito PT, Cunningham CJ (1995) A comparision of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. Journal of Endodontics 21, 173-6.
- Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J (1991) Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. Journal of Prosthetic Dentistry 65, 179-87.

- Frank AL, Simon JHS, Abou-Rass M, Glick DH (1986) Endodoncia Clínica y Quirúrgica. Primera edición. Editorial Labor S.A.
- Gambarini G (2000) Influence of torque on cycle fatigue of NiTi files (Abstract). Journal of Endodontics 26, 554.
- Gilles JA, Del Rio CE (1990) A comparision of Canal Master endodontic instrument and K- type files for enlargement of curved root canals. Journal of Endodontics 16, 561-5.
- Glickman GN (1997) Nueva tecnologia en endodoncia em Walton RE, Torabinejad M. Endodoncia Principios y Práctica 2ºedicion MC Graw-Hill Interamericana Editora SA, México.
- Glickmann GN, Dumsha TC (1988) Problems in canal cleaning and shaping. In: Gutmann JL, Dumsha TC, Lovdahl PE, eds. Problem solving in endodontics. Chicago, IL: Year Booh Medical Publishers, 32-51.
- Glosson CR, Haller RH, Dove B, Del Rio CE (1995) A comparison of root preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-flex endodontic instruments. Journal of Endodontics 21, 146-51.
- Goerig AC, Michelich RJ, Schultz HH (1982) Instrumentation of root canals in molars using the step down technique. Journal of Endodontics 8, 550-4.
- Green EN (1958) Microscope investigation of root canal diameters. Journal of the American Dental Association 57, 636-44.
- Grossman LI (1976) Endodontia Prática. 8ª ed. Editora Guanabara Koogan S.A.
- Grossman LI, Oliet S, DelRio CE (1988) Endodontic Practice 11th edition Lea & Febiger, Philadelphia.
- Guldener PHA, Langeland K, Rocke H (1995) Preparación y desinfección del conducto radicular. Em Guldener PHA, Langeland K. Endodoncia Diagnóstico y Tratamento 3ª edición Springer-Verlag Ibérica SA Barcelona.
- Gutmann JL, Dumsha TC (1987) Cleaning and shaping the root canal system. In Cohen S, Burns RC, eds. Pathway of the Pulps. 4th ed. St. Louis: CV Mosby.

- Gutmann JL (1992) The dentin-root complex: anatomic and biological considerations in restoring endodontically treated teeth. Journal of Prosthetic Dentistry 67, 458-67.
- Hankins PJ, ElDeeb ME (1996) An evaluation of the Canal Master, balanced force,and step-back techniques. Journal of Endodontics 22, 123-30.
- Harlan AL, Nicholls JI, Steiner JC (1996) A comparision of curved canal instrumentation using nickel-titanium or stainless steel files with the balanced- force technique. Journal of Endodontics 22, 410-13.
- Hülsmann M, Stryga F (1993) Comparision of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. Journal of Endodontics 19,141-5.
- Hülsmann M, Rümmelin C, Schäfers F (1997) Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. Journal of Endodontics 23, 301-6.
- Hwang HK, Min JB, Jung JA, Han SH (2000) Transportation of curved canals after enlargement. (Abstract) Journal of Endodontics 26,540.
- Ingle JI (1961) A standardized endodontic technique using newly designed instruments and filling materials. Oral Surgery 14, 83-91.
- Ingle JI, Beveridge EE (1979) Endodontia 2ºed. Editora Interamericana Lda.
- Kavanagh D, Lumley PJ (1998) An in vitro evaluation of canal preparation using Profile .04 and .06 taper instruments. Endodontics and Dental Traumatology 14, 16-20.
- Kavo (1999) El sistema Endoflash de Kavo. Kavo Biberach.
- Kerekes K, Tronstad L (1977) Morphometric observations on the root canals of human molars. Journal of Endodontics 3, 114-18.
- Kum KY, Spängberg L, Cha BY, Young J, Jong LS (2000) Shaping ability of three Profile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. Journal of Endodontics 26, 719-23.

- Langeland K, Liao K, Pascan E (1985) Work saving devices in endodontics: efficacy of sonic and ultrasonic techniques. Journal of Endodontics 11, 499-510.
- Leal JM, Leonardo RT, Leonardo MR (1998) Aparelhos, material e instrumental endodôntico em Leonardo MR, Leal JM. Endodontia Tratamento de canais radiculares 3ª edição Panamericana, São Paulo.
- Leonardo MR, Leal JM, Simões AP (1982) Endodontia Tratamento de canais radiculares Ed Panamericana, São Paulo.
- Leonardo MR, Bonetti Filho I, Leonardo RT (1998) Instrumentos endodônticos fabricados com liga de níquel/titânio. Em Leonardo MR, Leal JM. Endodontia Tratamento de canais radiculares 3ª edição Panamericana, São Paulo.
- Leseberg DA, Montgomery S (1991) The effects of Canal Master, Flex-R, and K-Flex instrumentation on root canal configuration. Journal of Endodontics 17, 59-65.
- Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner JC, Marshall JG (1995) A comparision of four instrumentation techniques on apical canal transportation. Journal of Endodontics 21, 26-32.
- Lumley PJ (2000) Cleaning efficacy of two apical preparation regimens following shaping with hand files of greater taper. International Endodontics Journal 33, 262-5.
- Maillefer Profile .04 (1998) Para uma preparação ideal do canal. Dentsply/ Maillefer, Maillefer Instruments SA.
- Massa GR, Nicholls JI, Harrington GW (1992) Torsional properties of the Canal Master instrument. Journal of Endodontics 18, 222-7.
- McSpadden JT (1996) Advanced geometries in endodontic micro files: the rationale. NT Company Chattanooga USA.
- Moreira DMB (1990) Endodontia. Associação alunos FMDUP.
- Mullaney TP (1979) Instrumentation of finely curved canals. Dental Clinics of North America 23, 575-92.

- Paulo MPF (1994) Estudo do remanescente dentinário após a instrumentação endodontica na raíz mesial dos molares inferiores. Tese de Doutoramento, Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Porto, Portugal.
- Pearson K, Burges J, Senia ES (1992) Torsional testing of Canal Master U hand instruments. Journal of Endodontics 18, 379-82.
- Pina Vaz I (2000) Comparação da capacidade anti-séptica transdentinária do clorofenol mentol canforado e do hidróxido de cálcio em solução saturada. Tese de Doutoramento, Faculdade de Medicina Dentária, Universidade do Porto, Porto, Portugal.
- Portenier I, Lutz F, Barbakow F (1998) Preparation of the apical part of the root canal by the lightspeed and step-back techniques. International Endodontic Journal 31, 103-11.
- Poulsen WB, Dove SB,del Rio CE (1995) Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. Journal of Endodontics 21, 609-12.
- Quantec series 2000 (1996) Graduating tapers technique for endodontic canal preparation. NT Company, Chattanooga USA.
- Reddy SA, Hicks ML (1998) Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. Journal of Endodontics 24, 180-3.
- Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG (1985) The "balanced force"concept for instrumentation of curved canals. Journal of Endodontics 11, 203-11.
- Roig-Cayón M, Brau-Aguadé E, Canalda-Sahli, Moreno-Aguado V (1994). A comparision of molar root canal preparations using Flexofile, Canal Master U, and Heliapical instruments. Journal of Endodontics 20, 495-99.
- Sabala CL, Roane JB, Southard LZ (1988) Instrumentation of curved canals using a modified tipped instrument: a comparision study. Journal of Endodontics 14, 59-64.

- Samyn JA, Nicholls JI, Steiner JC (1996) Comparision of stainless steel and nickel titanium instruments in molar root canal preparation. Journal of Endodontics 22, 177-81.
- Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH (2000) Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. Journal of Endodontics 26, 161-5.
- Saunders WP, Saunders EM (1994) Comparision of three instruments in the preparation of curved root canal using a modified double-flared technique. Journal of Endodontics 20, 440-4.
- Schäfer E, Tepel J, Hoppe W (1995) Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 2. Instrumentation of curved canals. Journal of Endodontics 21, 493-7.
- Schäfer E (1997) Root canal instruments for manual use: a review. Endodontics and Dental Traumatology 13, 51-64.
- Schäfer E, Zapke K (2000) A comparative scanning electron microscopic investigation of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals. Journal of Endodontics 26, 660-4.
- Schilder H (1974) Cleaning and shaping the root canal. Dental Clinics of North America 18, 269-96.
- Schneider S (1971) A comparision of canal preparation in straight and curved root canals. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 32, 271-5.
- Schönenberg K, Laib A, Peters O (2000) Four NiTi canal preparation techniques evaluated by micro computed tomography. (Abstract) Journal of Endodontics 26,539.
- Seto BG, Nicholls JI, Harigton GW (1990) Torsional and stiffness properties of twisted and machined endodontic files. Journal of Endodontics 16, 355-60.
- Shadid DB, Nicholls JI, Steiner JC (1998) A comparision of curved canal transportation with balanced force versus lightspeed. Journal of Endodontics 24, 651-4.

- Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC (1997) A comparision of canal centering ability of four instrumentation techniques. Journal of Endodontics 23, 503-7.
- Shuping GB, Orstavik D, Sigurdsson A, Trope M (2000) Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications. Journal of Endodontics 26, 751-5.
- Sjögren U, Figdor D, Persson S, Sundquist G (1997) Influence of infection at the time of root filling on the outcome of endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. International Endodontic Journal 30, 297-306.
- Soares IJ (1998) Preparo biomecânico dos canais radiculares. Em Leonardo MR, Leal JM. Endodontia Tratamento de canais radiculares 3ª edição Panamericana, São Paulo.
- Southard DW, Oswald RJ, Natkin E (1987) Instrumentation of curved molar root canals with the Ploane technique. Journal of Endodontics 10, 479-89.
- Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1995) Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency. Journal of Endodontics 21, 416-21.
- Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1997) Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. part 3. Resistance to bending and fracture. Journal of Endodontics 23, 141-5.
- Tepel J, Schäfer E (1997) Endodontic hand instruments: cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties. Endodontics and Dental Traumatology 13, 201-10.
- Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG (1996) A comparision of canal preparation using the K-file and lighspeed in resin blocks. Journal of Endodontics 22, 474-76.
- Thompson SA, Dummer PMH (1997) Shaping ability of NT engine and McXim rotary nickel-titanium instruments in simulated canals. Part 1. International Endodontic Journal 30, 262-9.

- Thompson SA, Dummer PMH (2000) Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. International Endodontic Journal 33, 255-61.
- Tongbaiyai C, Torabinejad (1999) The durability of .04 taper rotary Ni-Ti files after simulated clinical usage (Abstract). Journal of Endodontics 25, 292.
- Tronstad L (1991) Clinical Endodontics. 1st ed. New York, Thieme Medical Publishers.
- Vessey RA (1969) The effect of filling versus reaming on the shape of the prepared root canal. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 27, 543-7.
- Walia H, Brantley AB, Gerstein H (1988) An initial investitgation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. Journal of Endodontics14, 346-51.
- Waltimo T, Sirén E, Torkko H, Olsen I, Haapasalo M (1997) Fungi in therapy-resistant apical periodontitis. International Endodontic Journal 30, 96-101.
- Walton RE (1976) Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. Journal of Endodontics 2 , 304-11.
- Walton RE, Rivera EM (1997) Limpieza y preparación de la forma final. Em Walton RE, Torabinejad M. Endodoncia Principios y Práctica, 2ª edicion Mexico MC Graw-Hill Interamericana Editora SA, 215-50.
- Weine FS, Kelley RF, Lio PS (1975) The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. Journal of Endodontics 1, 255-62.
- Weine FS (1989) Endodontic therapy, 4th edn. St. Louis: Mosby.
- Weine FS (1991) Terapeutica en Endodoncia. 2ªedicion Salvat Editores Barcelona.
- Wildey WI, Senia ES (1989) A new root canal instrument and instrumentation technique: a preliminary report. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 67, 198-207.

- Wu MK, Wesselink PR (1995) Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 79, 492-6.
- Zmener O, Balbachan L (1995) Effectivness of nickel-titanium files for preparing curved root canals. Endodontics and Dental Traumatology 11,121-3.

Anexo I. Fotografias Antes e Após a Instrumentação

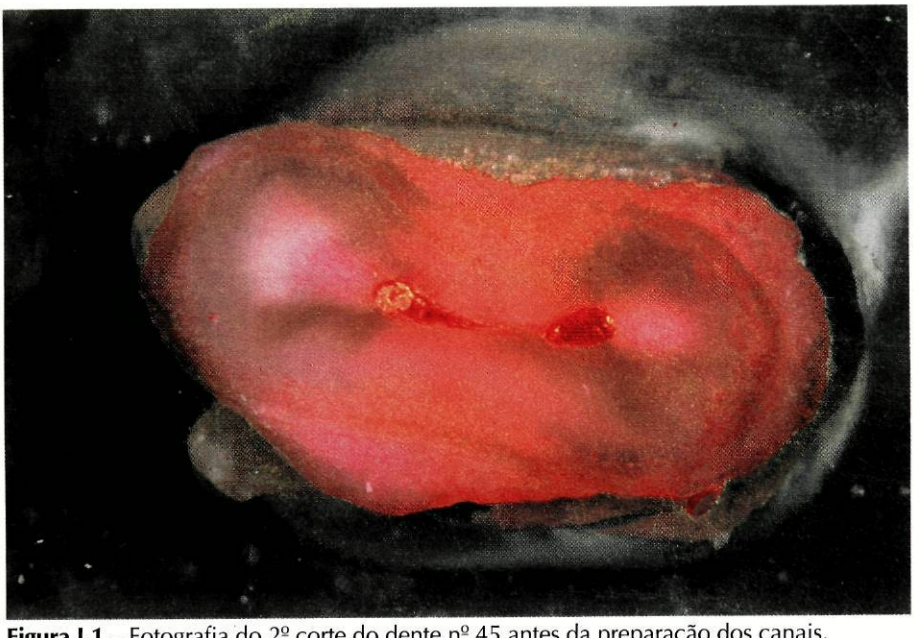


Figura I.1 – Fotografia do 2º corte do dente nº 45 antes da preparação dos canais.

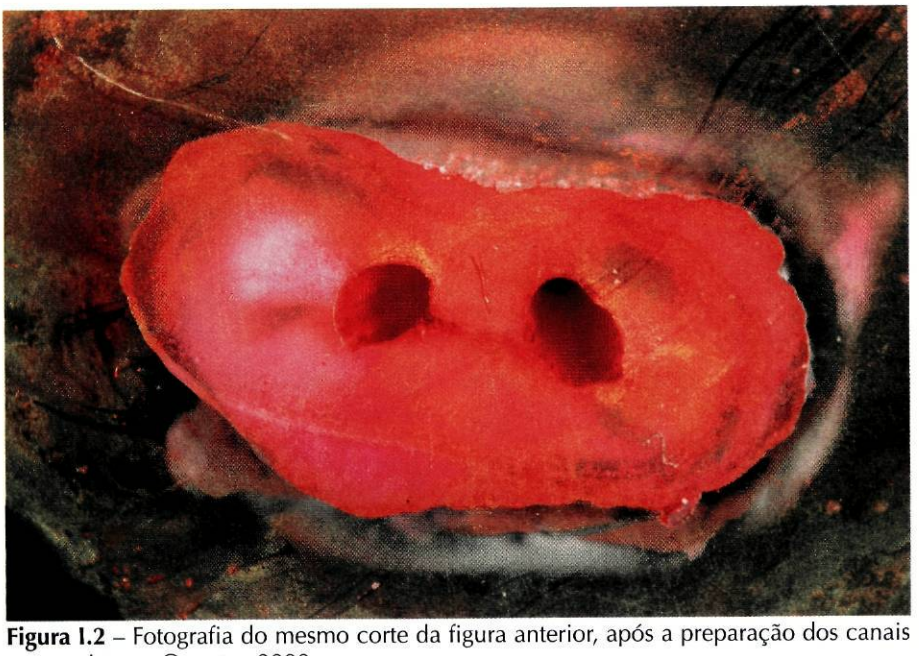


Figura I.2 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após a preparação dos canais com o sistema Quantec 2000.

Figura I.3 – Fotografia do 3º corte do dente nº 45 antes da instrumentação.

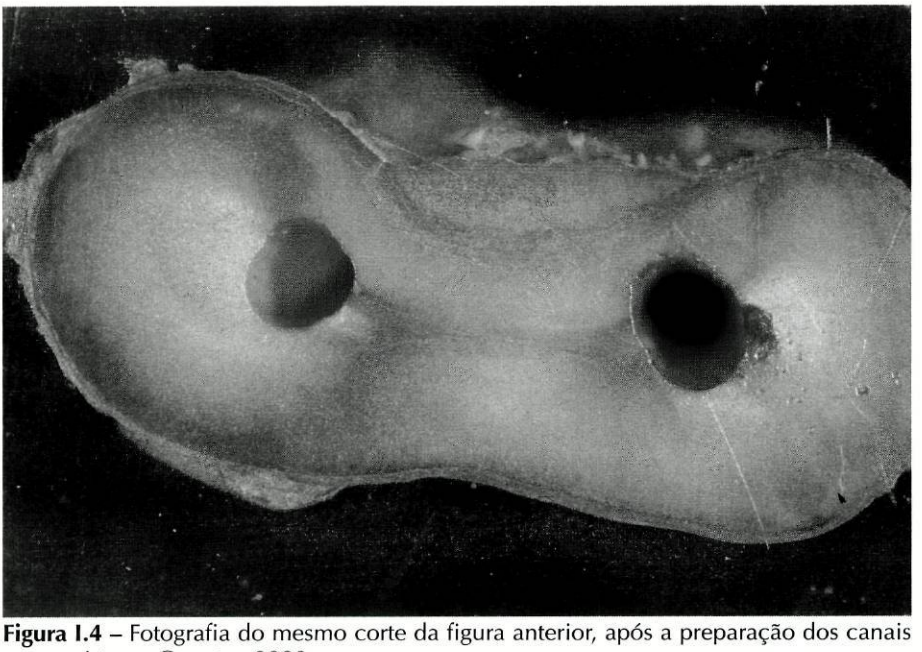


Figura I.4 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após a preparação dos canais com o sistema Quantec 2000.

Figura I.5 - Fotografia do 4º corte do dente nº 45, antes da preparação dos canais radiculares.

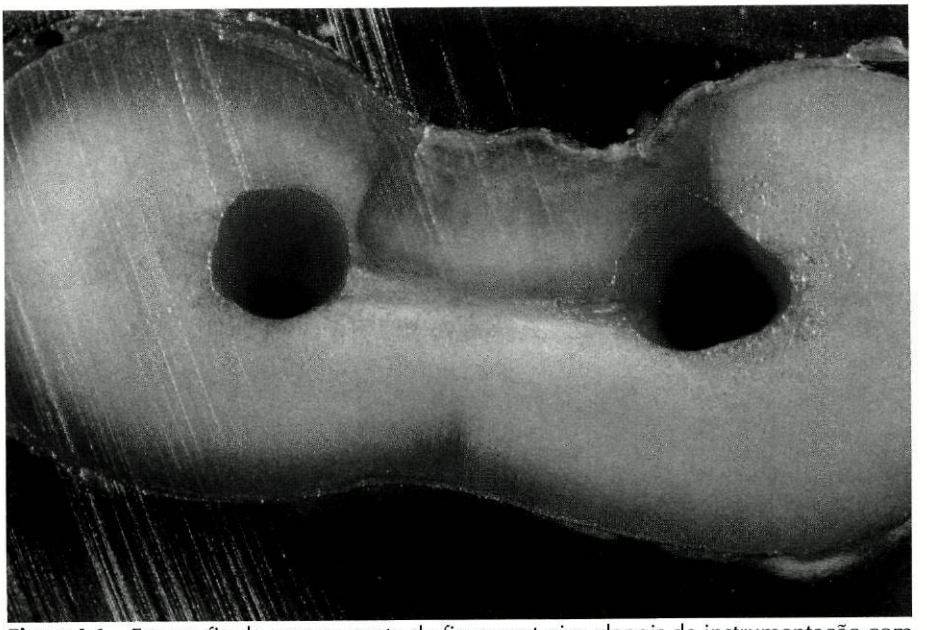


Figura I.6 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da instrumentação com o sistema Quantec 2000.

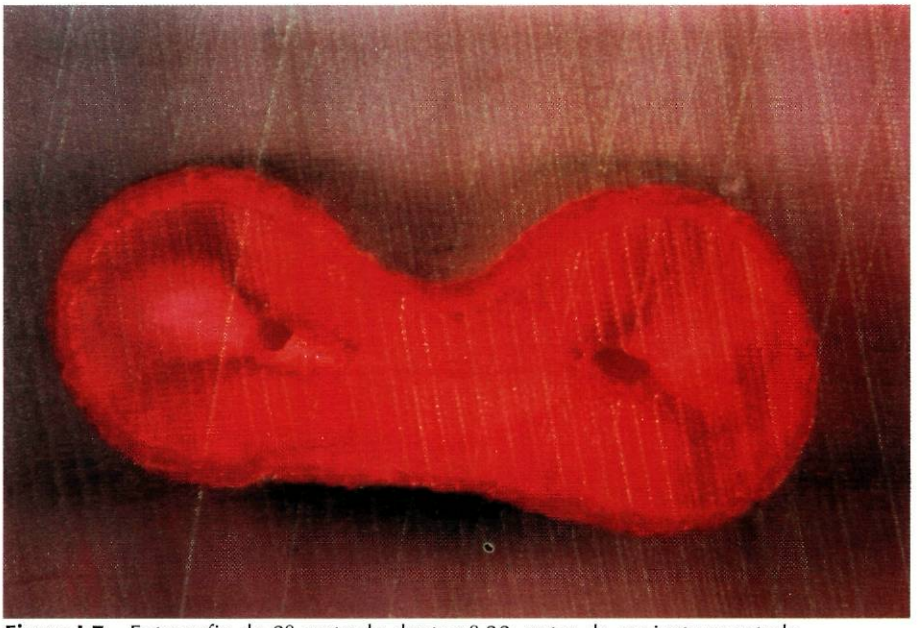


Figura I.7 – Fotografia do 2º corte do dente nº 22, antes de ser instrumentado.

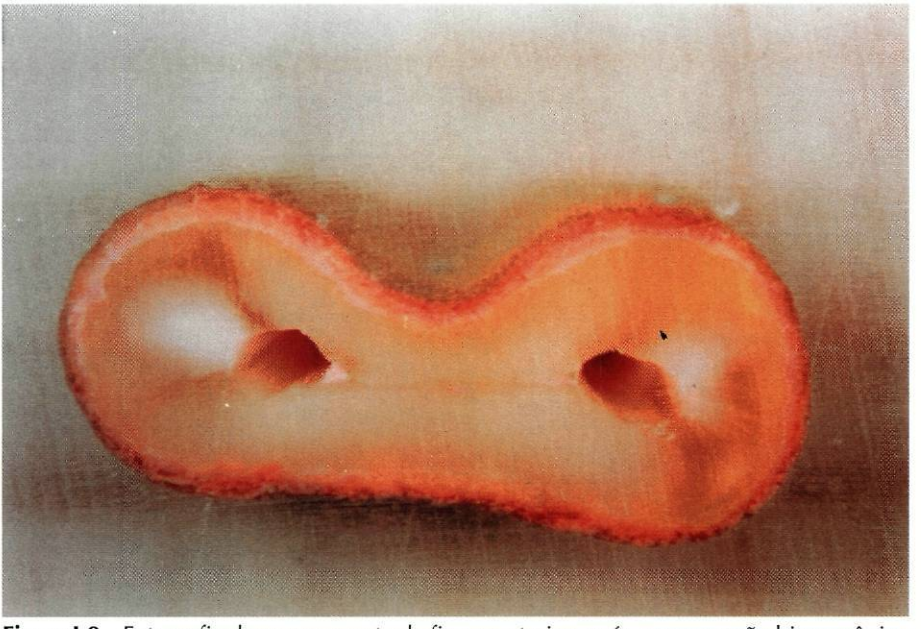


Figura I.8 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após a preparação biomecânica dos canais com o sistema Profile .04.

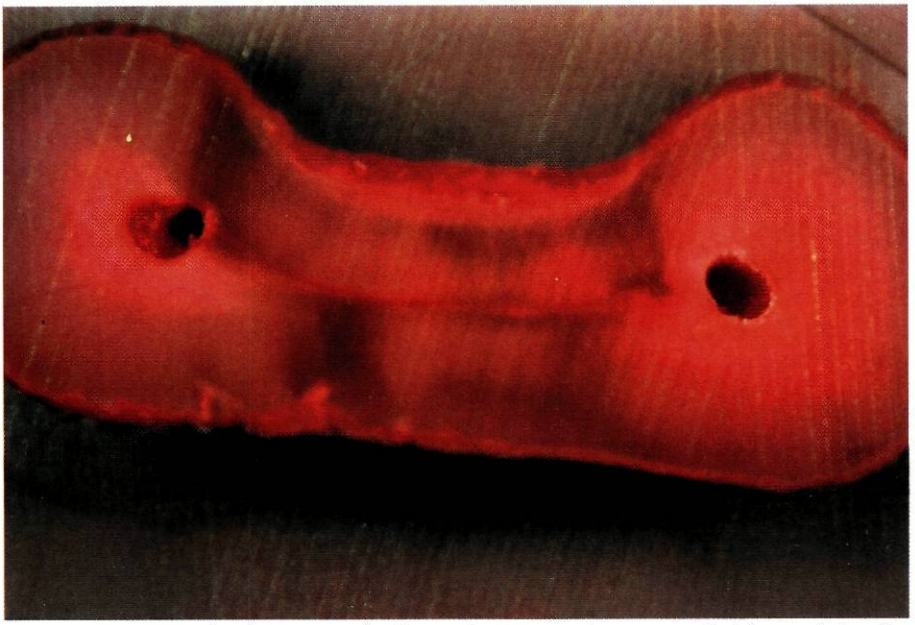


Figura I.9 – Fotografia do 3º corte do dente nº 22, antes da preparação biomecânica dos canais radiculares.

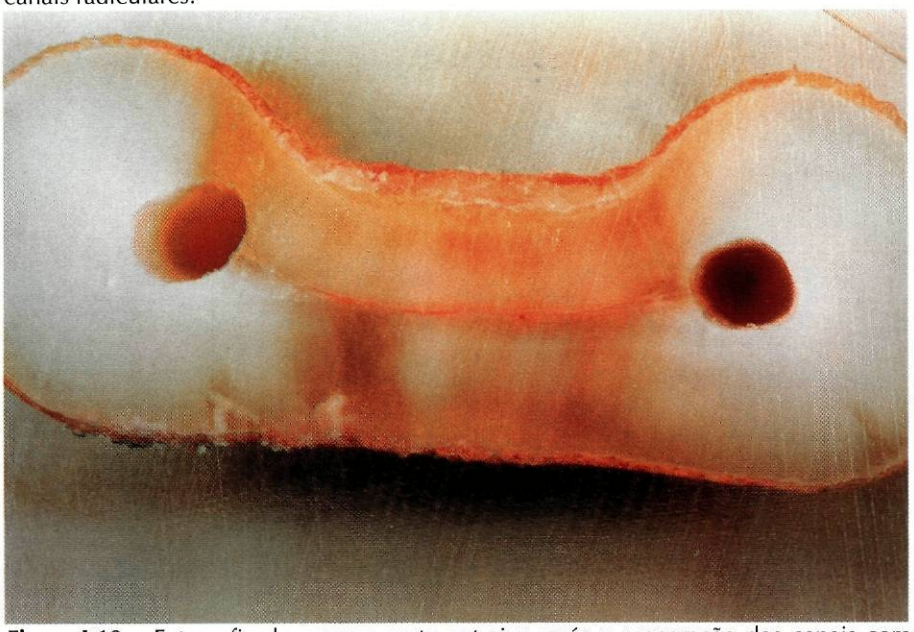


Figura I.10 – Fotografia do mesmo corte anterior, após a preparação dos canais com instrumentos rotativos Profile .04.

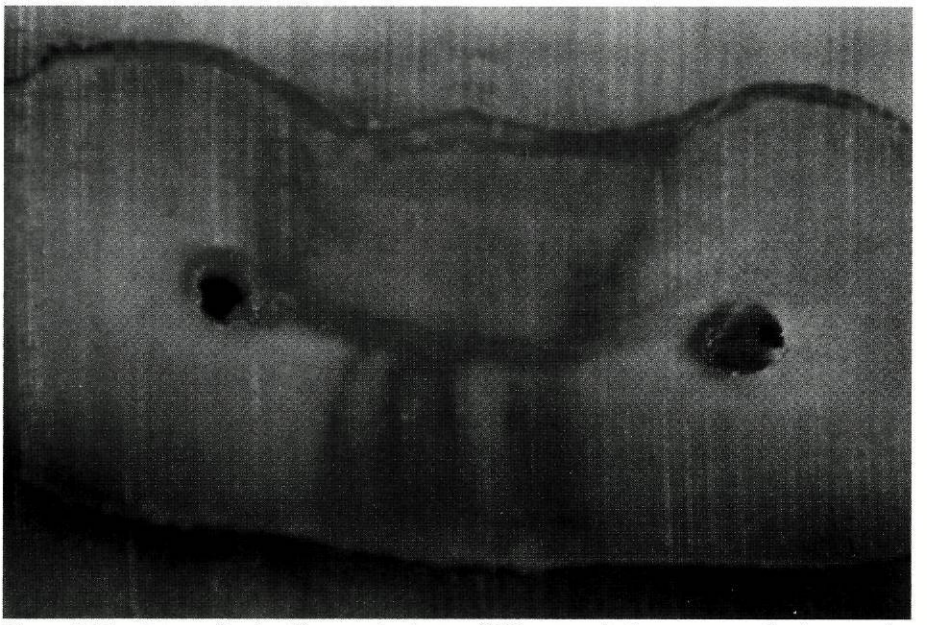


Figura I.11 – Fotografia do 4º corte do dente nº 22, antes da instrumentação dos canais.

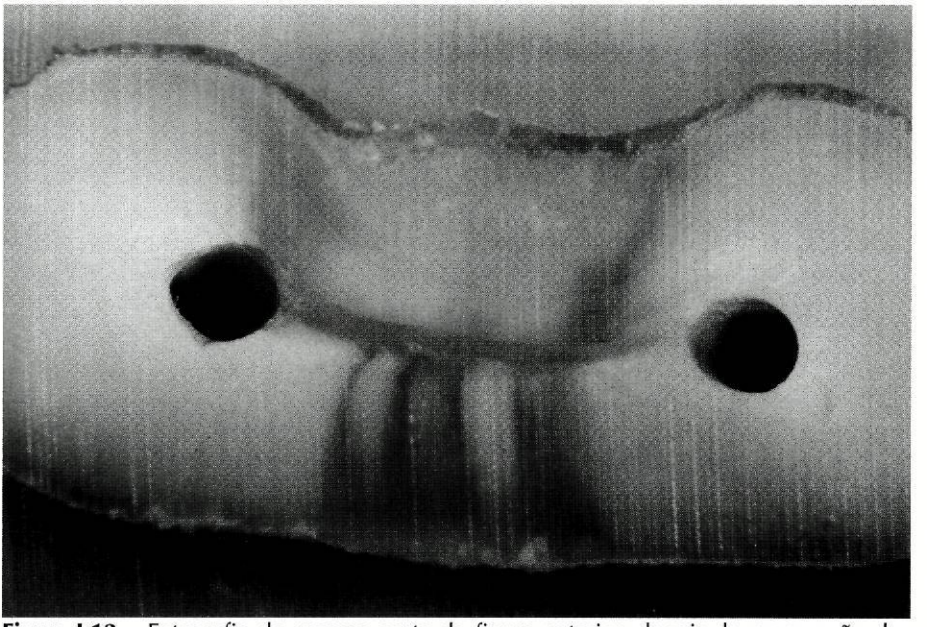


Figura I.12 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da preparação dos canais com o sistema rotativo Profile .04.

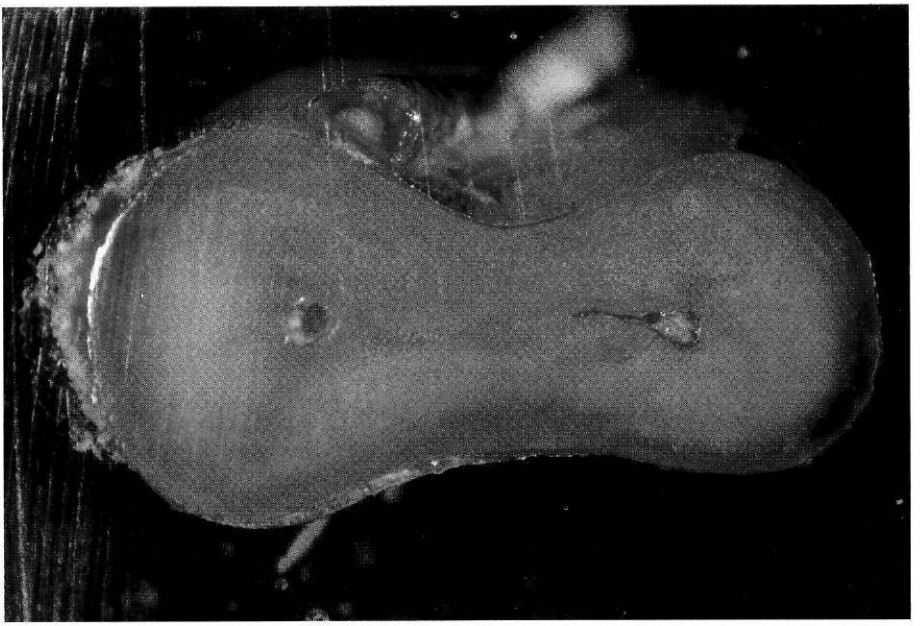


Figura I.13 – Fotografia do 2º corte do dente nº 33, antes da preparação dos canais.

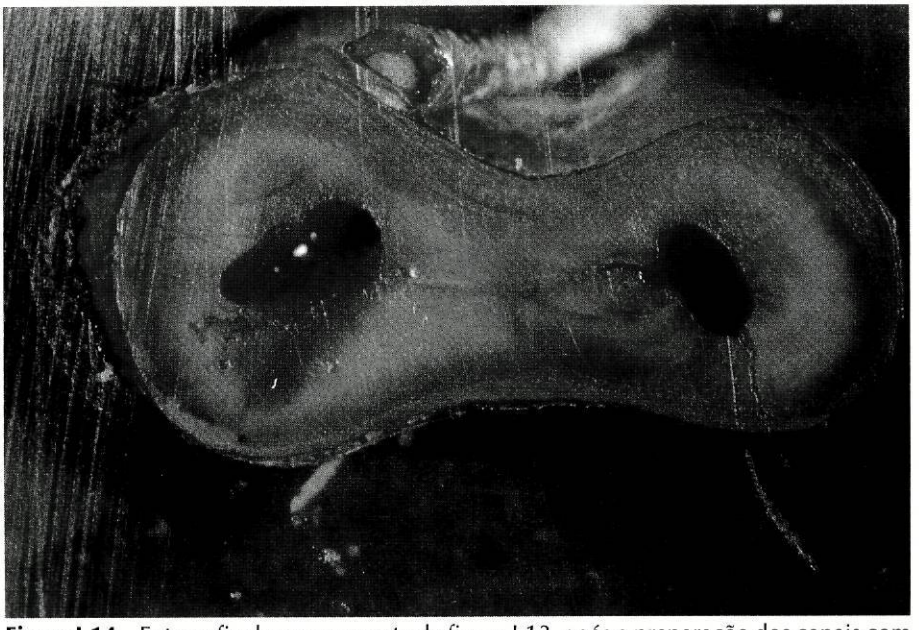


Figura I.14 – Fotografia do mesmo corte da figura I.13, após a preparação dos canais com instrumentos Kavo Endoflash.

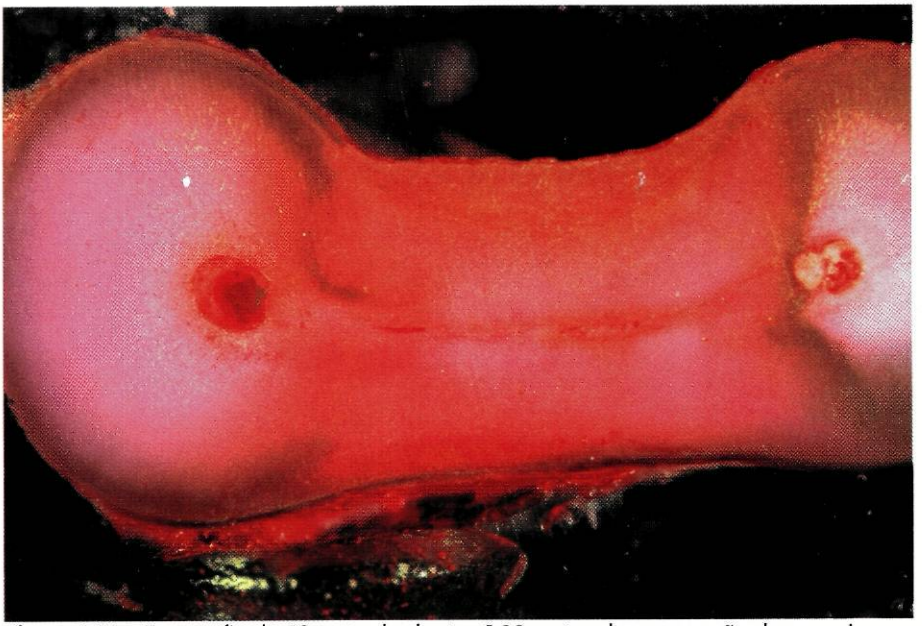


Figura I.15 – Fotografia do 3º corte do dente nº 33, antes da preparação dos canais.

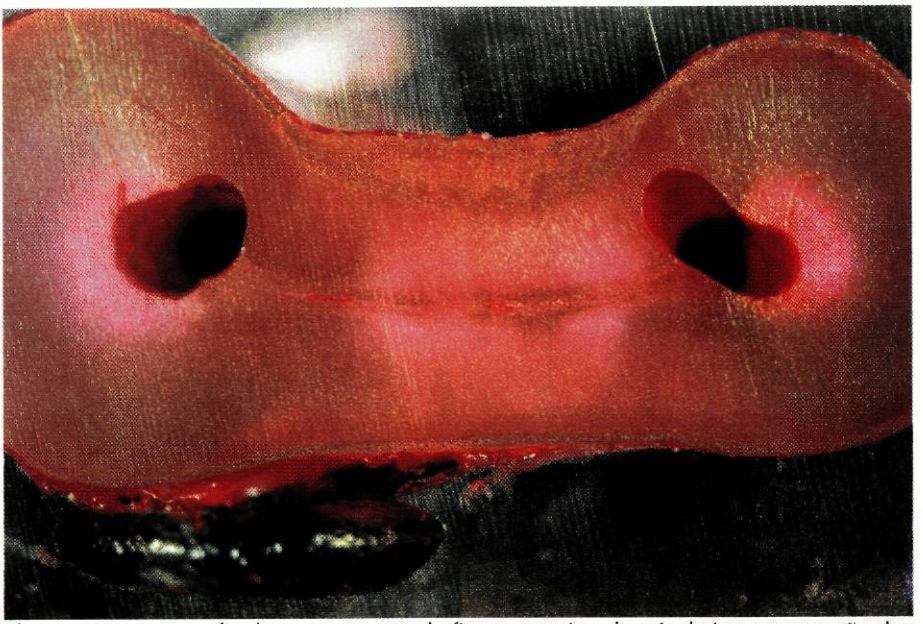


Figura I.16 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da instrumentação dos canais radiculares com o sistema Kavo Endoflash.

Figura I.17 – Fotografia do 4º corte do dente nº 33, antes da preparação dos canais radiculares.

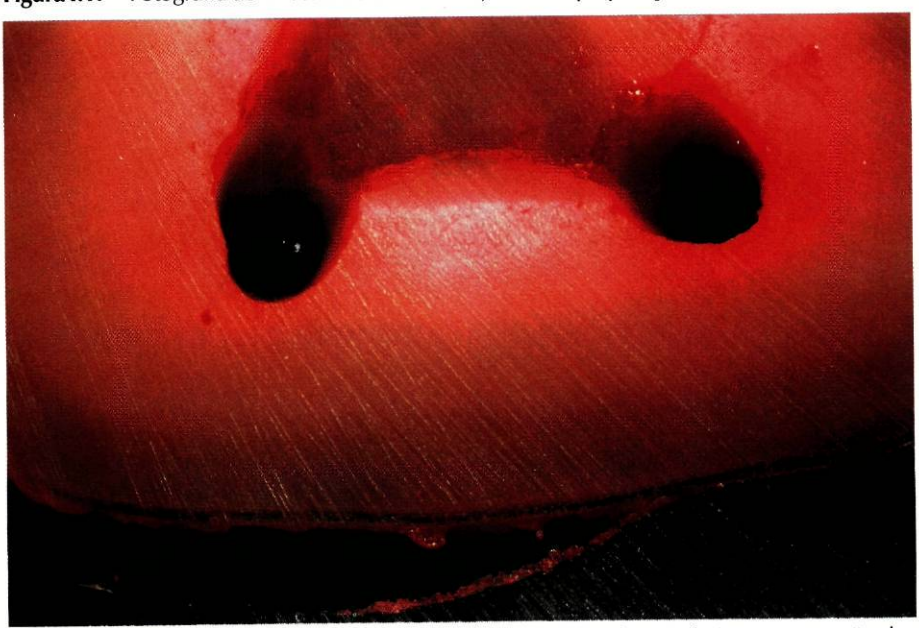


Figura I.18 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da instrumentação dos canais com o sistema Kavo Endoflash.

Figura I.19 – Fotografia do 2º corte do dente nº 43, antes da preparação biomecânica dos canais radiculares.

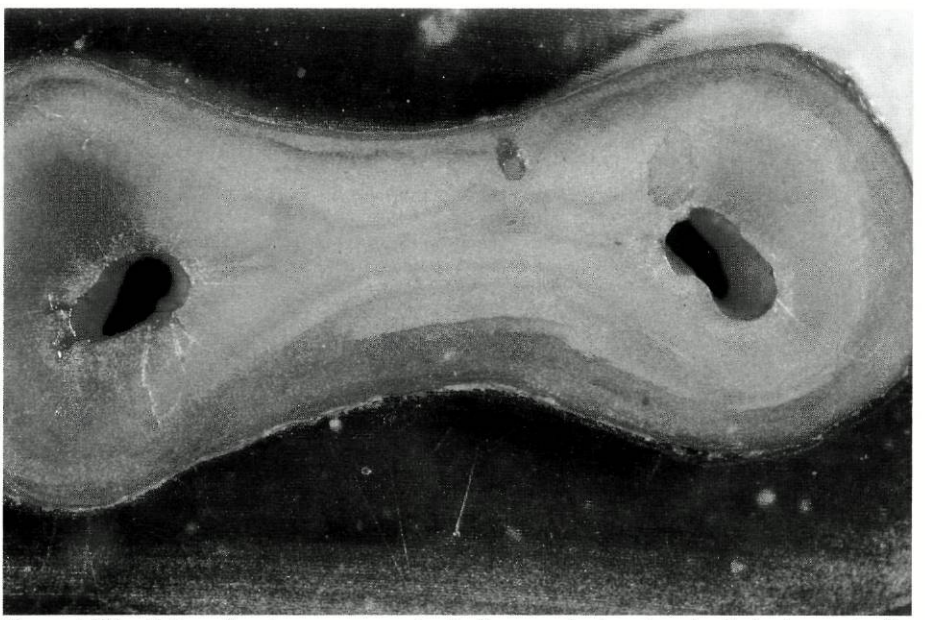


Figura I.20 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da instrumentação manual dos canais.

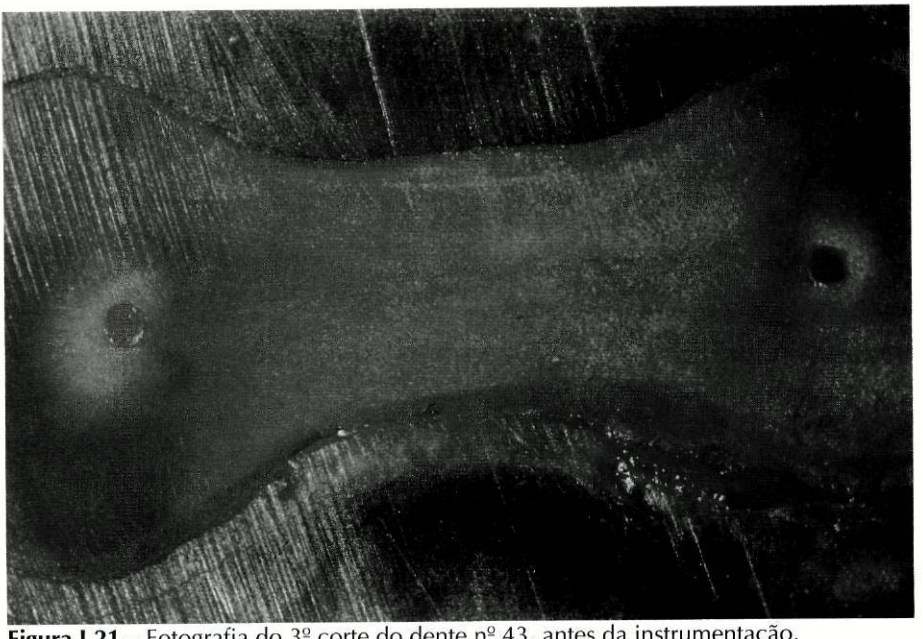


Figura I.21 – Fotografia do 3º corte do dente nº 43, antes da instrumentação.

Figura I.22 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após preparação manual dos canais radiculares.

Figura I.23 – Fotografia do 4º corte do dente nº 43, antes da preparação dos canais.

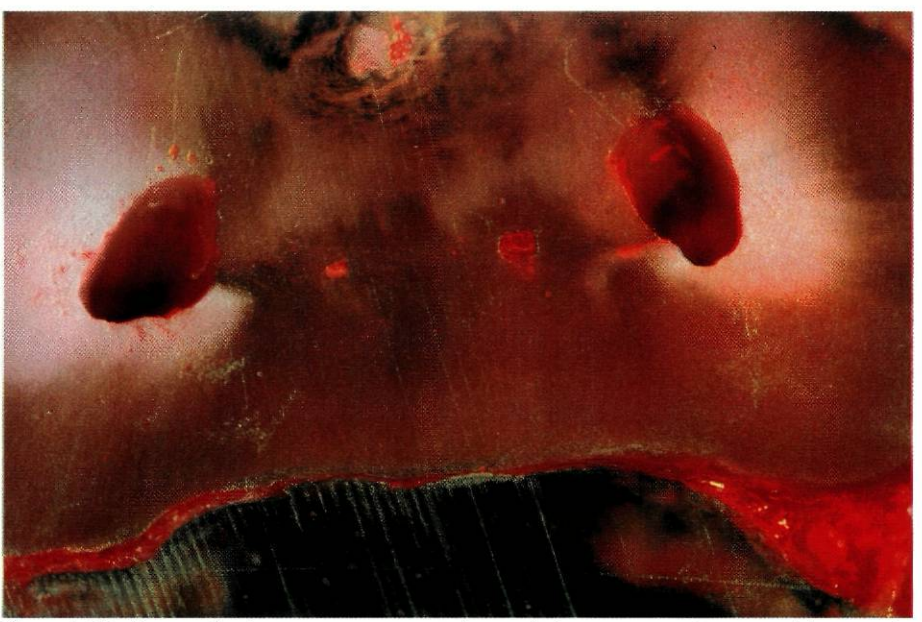


Figura I.24 – Fotografia do mesmo corte anterior, após instrumentação manual dos canais radiculares.

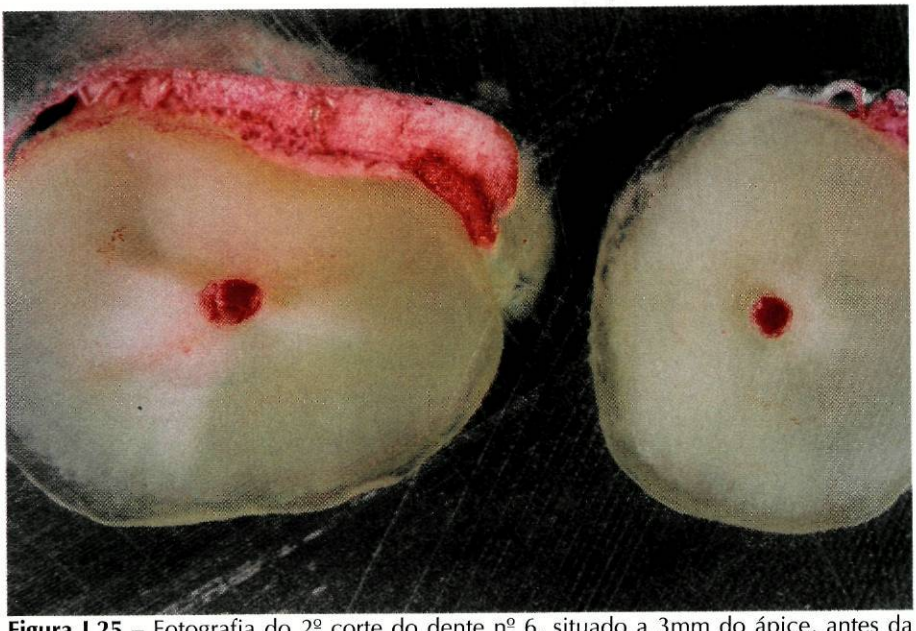


Figura I.25 – Fotografia do 2º corte do dente nº 6, situado a 3mm do ápice, antes da preparação dos canais radiculares.

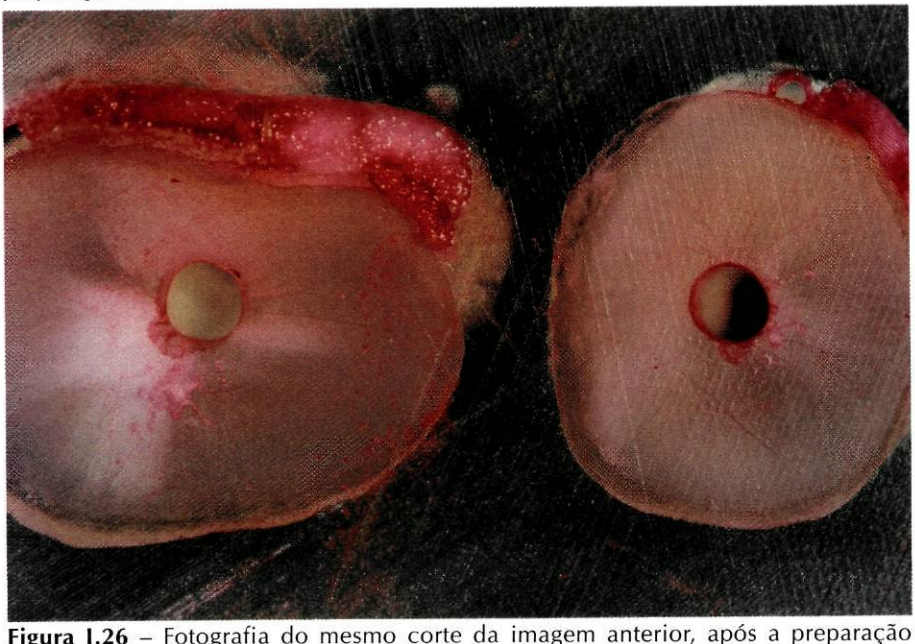


Figura I.26 – Fotografia do mesmo corte da imagem anterior, após a preparação biomecânica dos canais com instrumentos rotativos Quantec 2000.

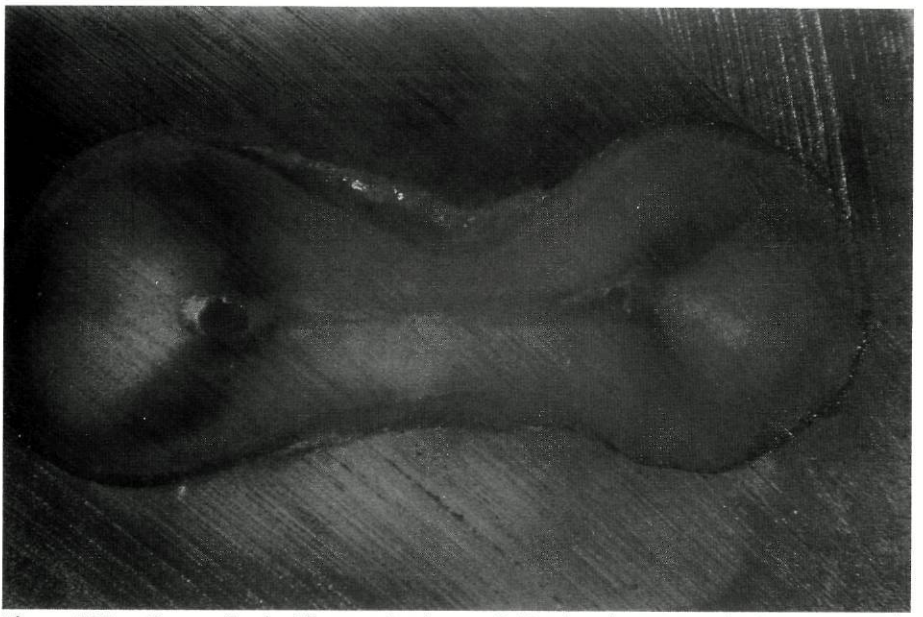


Figura I.27 – Fotografia do 2º corte do dente nº 19, situado a 3mm do ápice, antes da instrumentação.

Figura I.28 – Fotografia do mesmo corte anterior, após a instrumentação com o sistema mecanizado rotativo Profile .04.

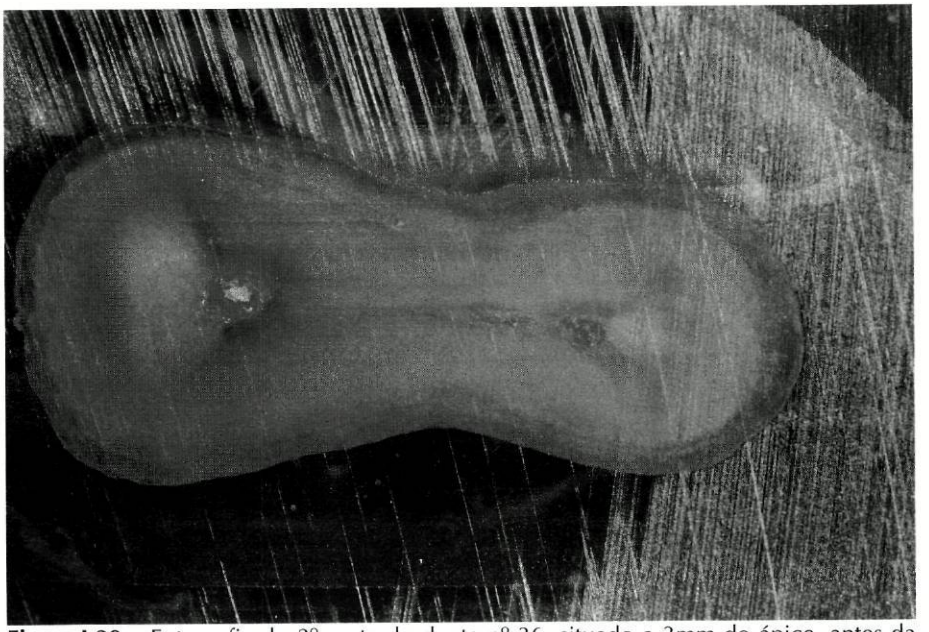


Figura I.29 – Fotografia do 2º corte do dente nº 36, situado a 3mm do ápice, antes da preparação dos canais radiculares.

Figura I.30 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, despois da instrumentação dos canais com o sistema rotativo motorizado Kavo Endoflash.

Figura I.31 – Fotografia do 2º corte do dente nº 42, situado a 3mm do ápice, antes da preparação dos canais.

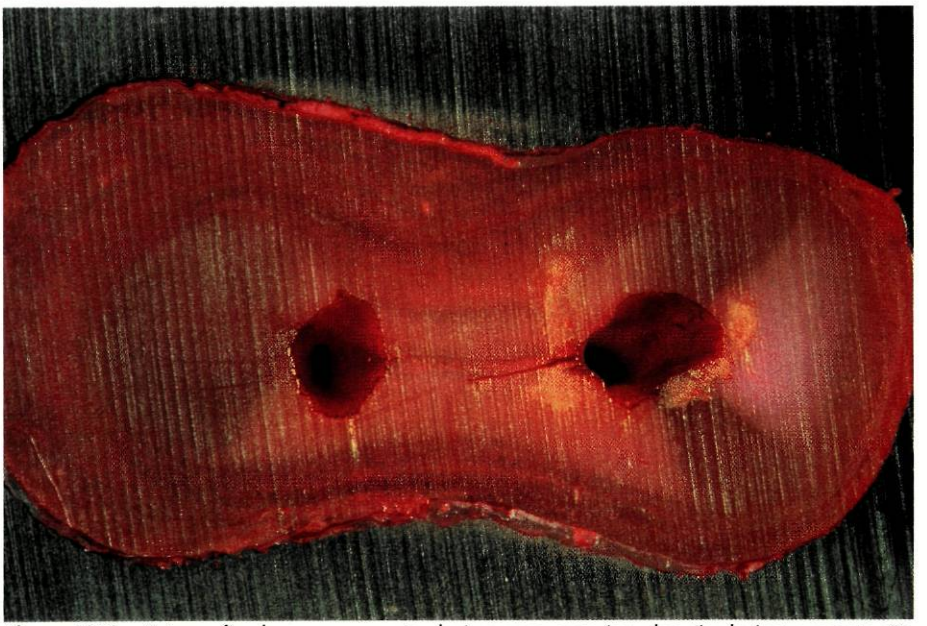


Figura I.32 – Fotografia do mesmo corte da imagem anterior, depois da instrumentação manual dos canais radiculares.

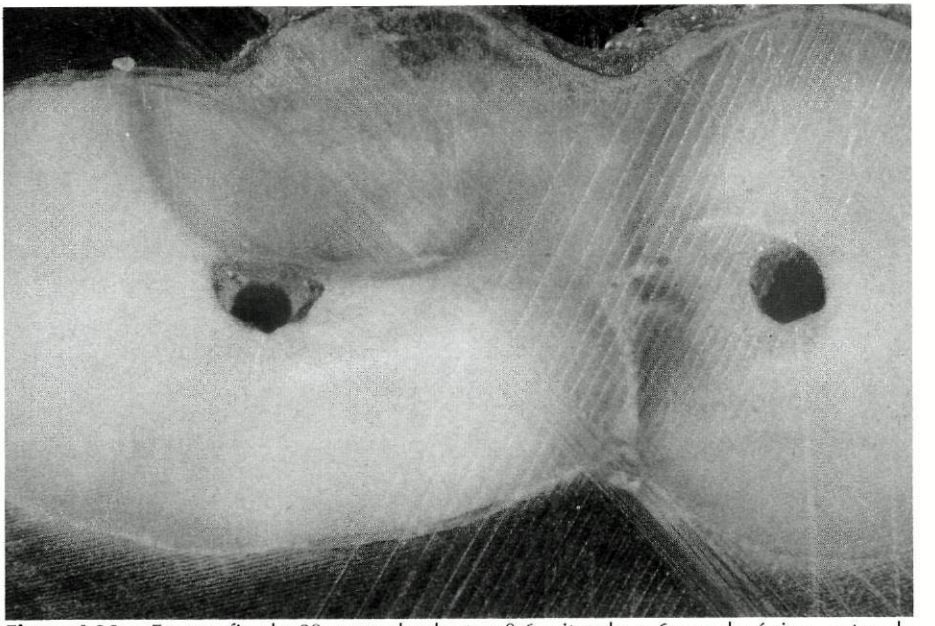


Figura I.33 – Fotografia do 3º corte do dente nº 6, situado a 6mm do ápice, antes da preparação dos canais.

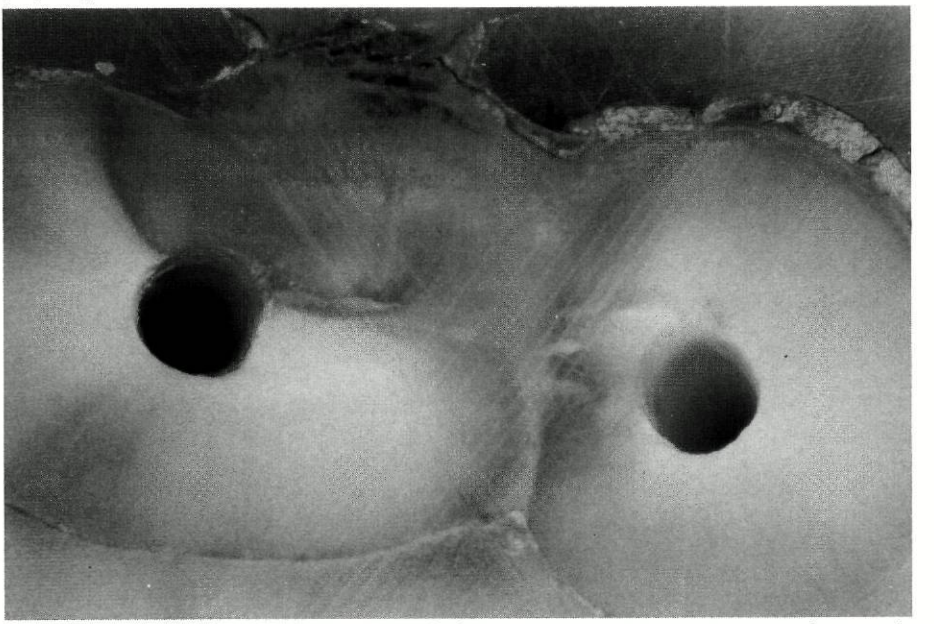


Figura I.34 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após a preparação dos canais com instrumentos rotativos mecanizados Quantec 2000.

Figura I.35 – Fotografia do 3º corte do dente nº 12, situado a 6mm do ápice, antes da instrumentação.

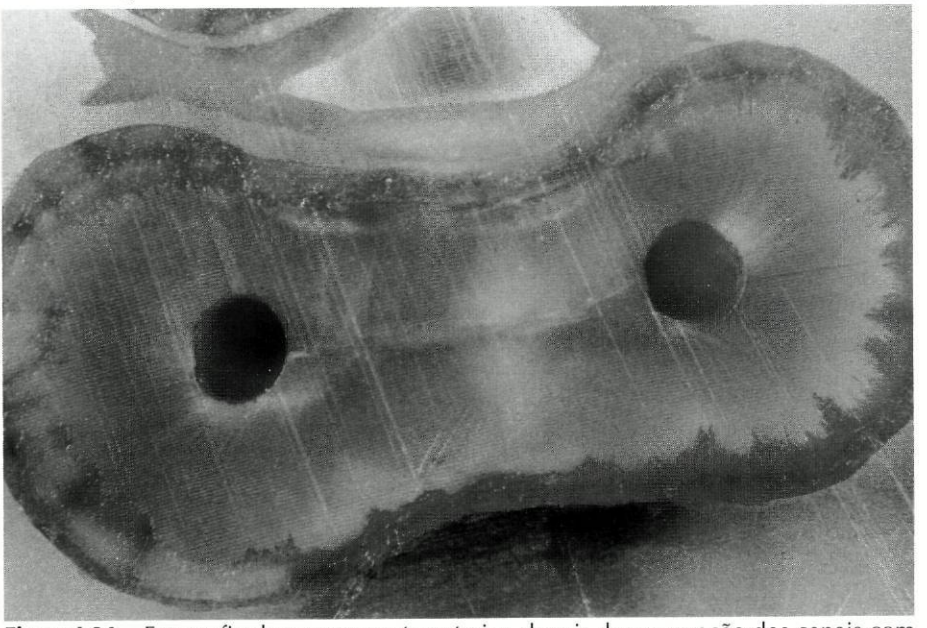


Figura I.36 – Fotografia do mesmo corte anterior, depois da preparação dos canais com instrumentos mecanizados Profile .04.

Figura I.37 – Fotografia do 3º corte do dente nº 31, situado a 6mm do ápice, antes da preparação dos canais radiculares.

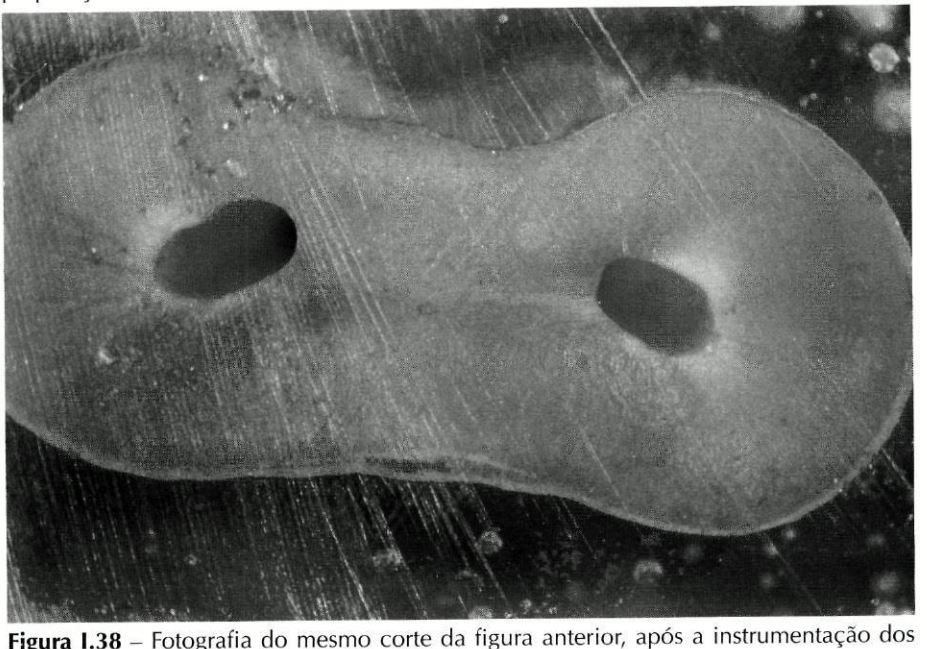


Figura I.38 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após a instrumentação dos canais com o sistema Kavo Endoflash.

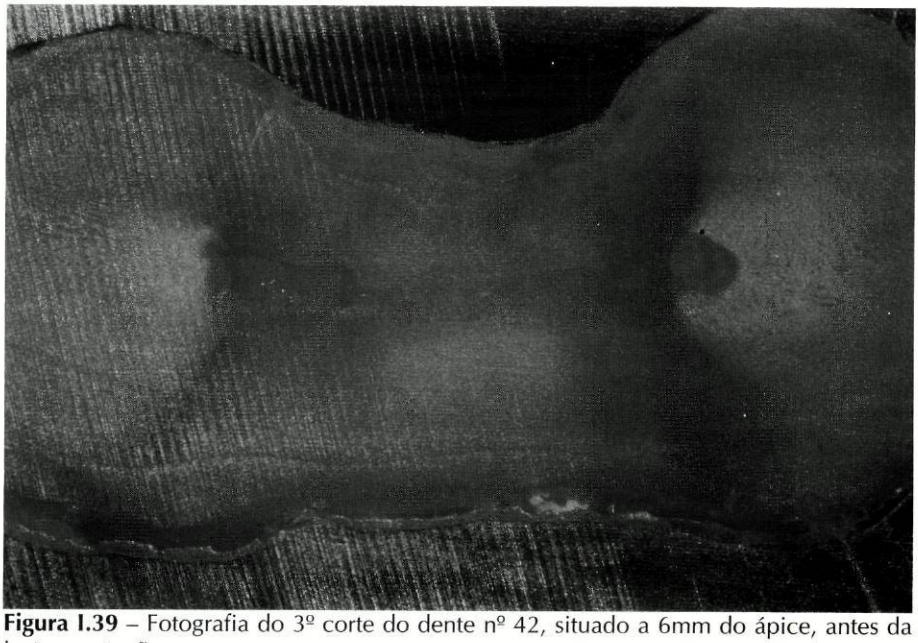


Figura I.39 – Fotografia do 3º corte do dente nº 42, situado a 6mm do ápice, antes da instrumentação.

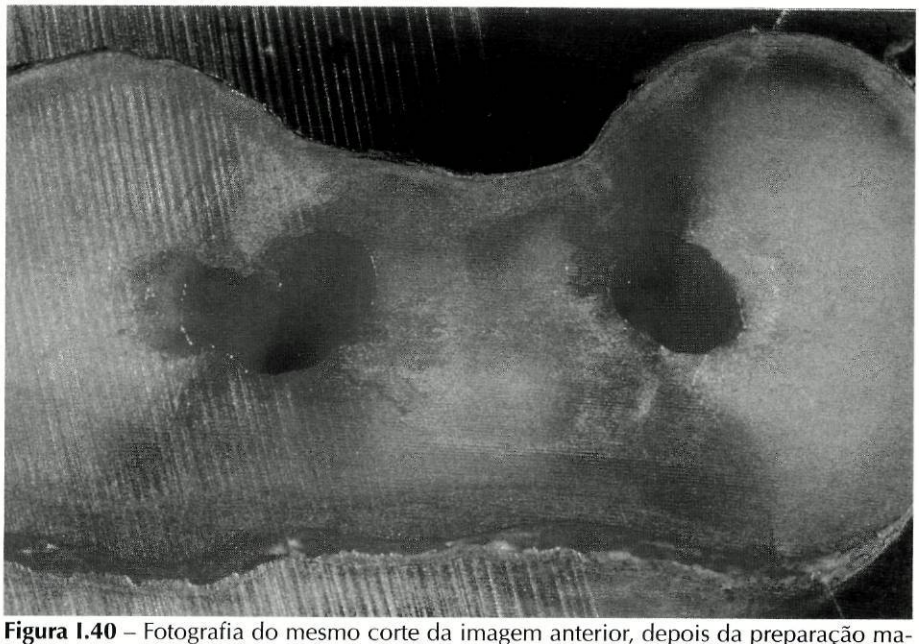


Figura I.40 – Fotografia do mesmo corte da imagem anterior, depois da preparação manual dos canais.

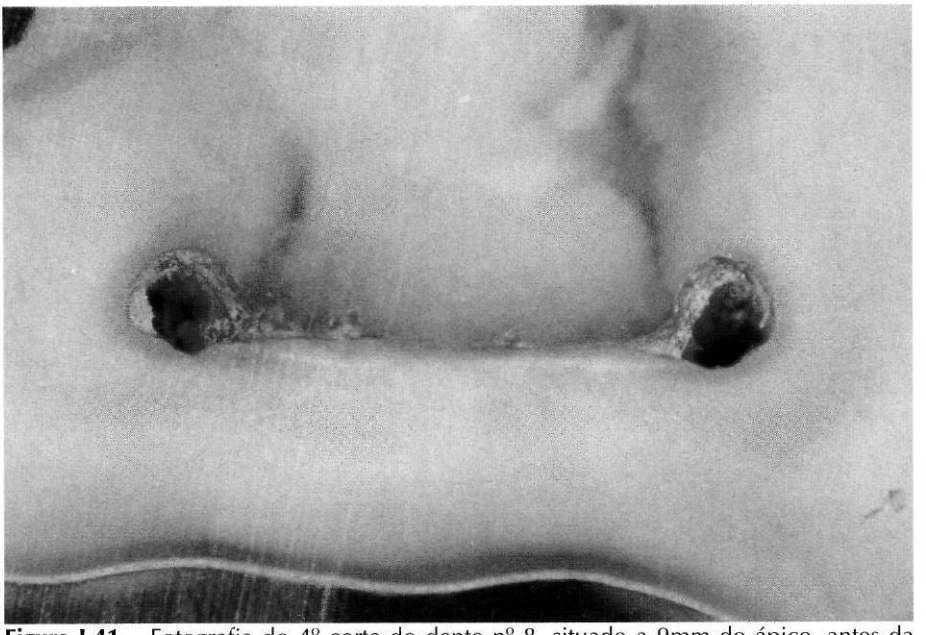


Figura I.41 – Fotografia do 4º corte do dente nº 8, situado a 9mm do ápice, antes da preparação dos canais.

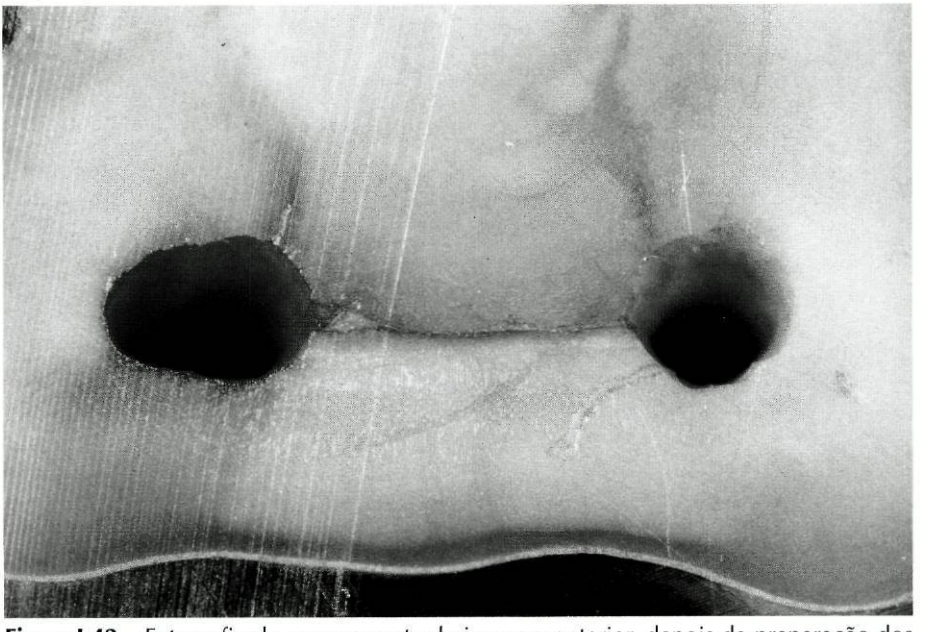


Figura I.42 – Fotografia do mesmo corte da imagem anterior, depois da preparação dos canais radiculares com o sistema Quantec 2000.

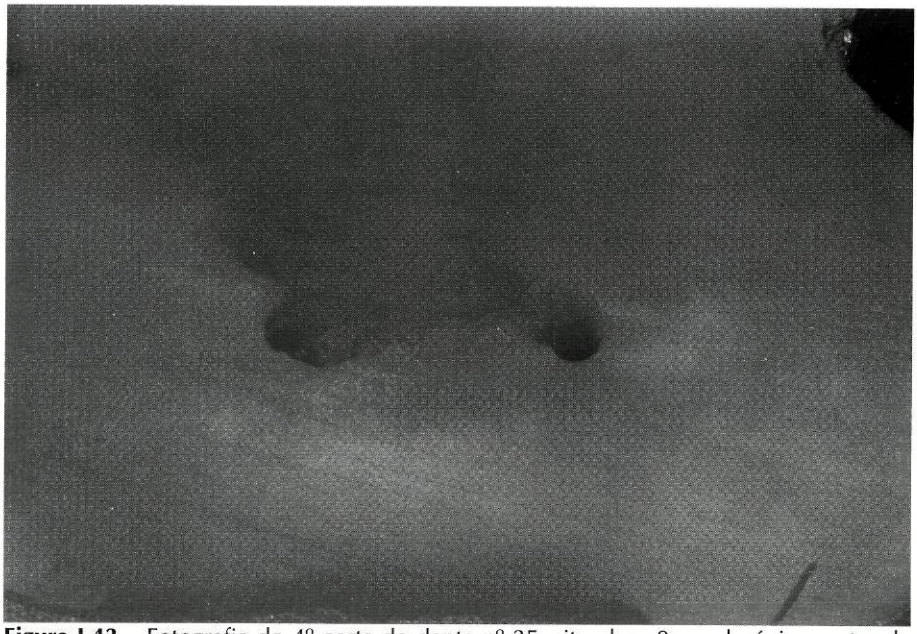


Figura I.43 – Fotografia do 4º corte do dente nº 25, situado a 9mm do ápice, antes da preparação dos canais.

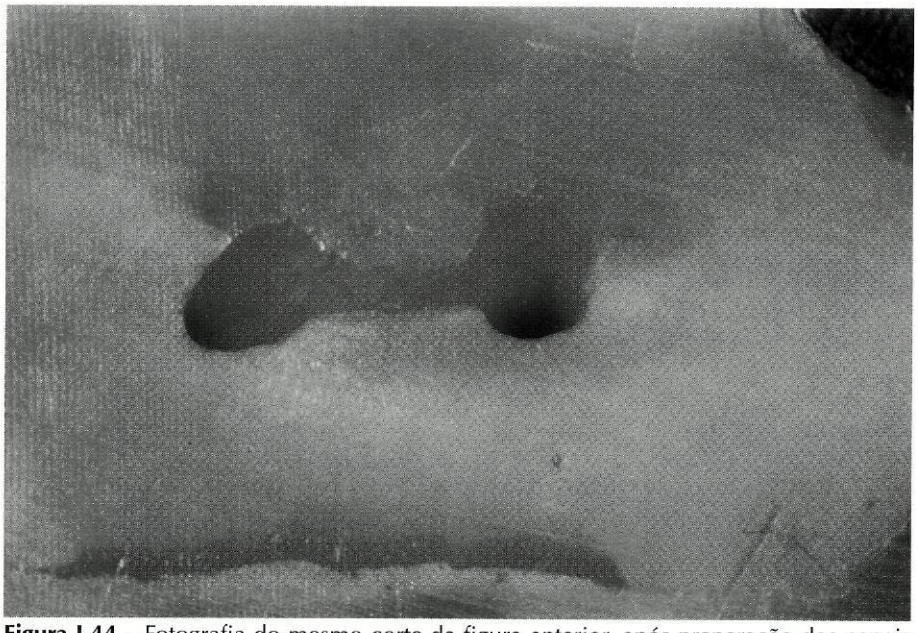


Figura I.44 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, após preparação dos canais com instrumentos Profile .04.

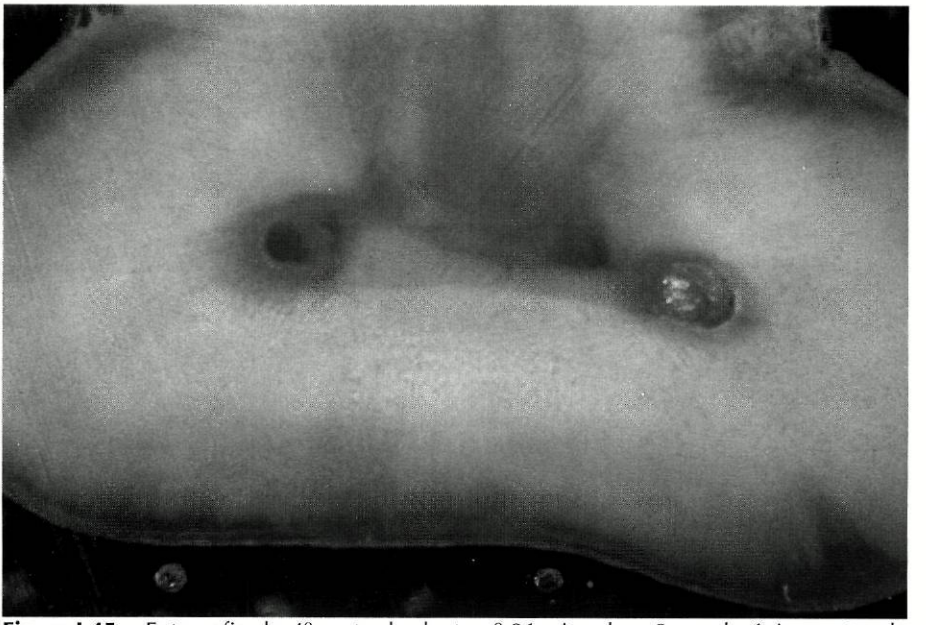


Figura I.45 – Fotografia do 4º corte do dente nº 31, situado a 9mm do ápice, antes da instrumentação.

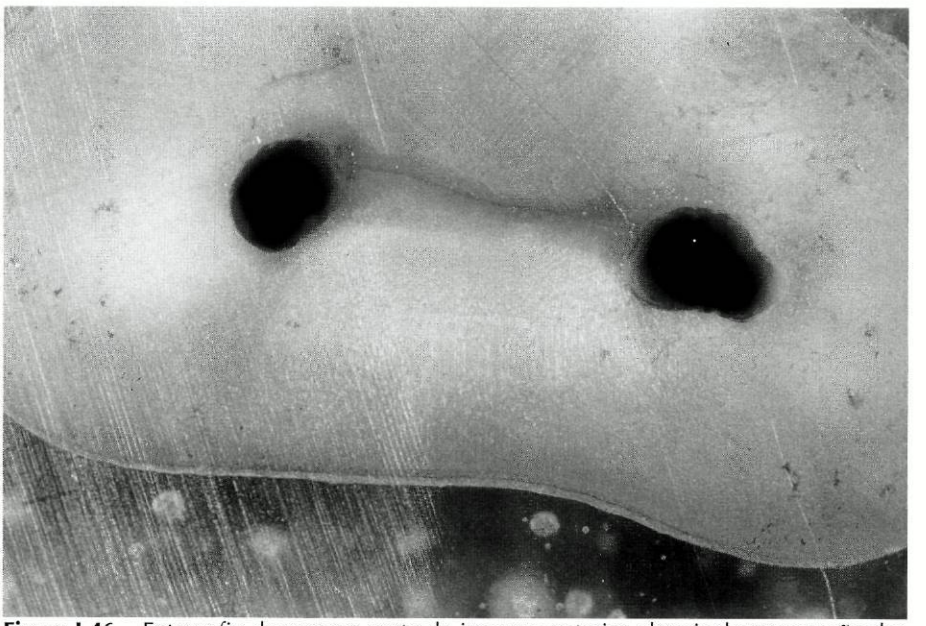


Figura I.46 – Fotografia do mesmo corte da imagem anterior, depois da preparação dos canais com o sistema mecanizado rotativo Kavo Endoflash.

Figura I.47 – Fotografia do 4º corte do dente nº 49, situado a 9mm do ápice, antes da preparação dos canais radiculares.

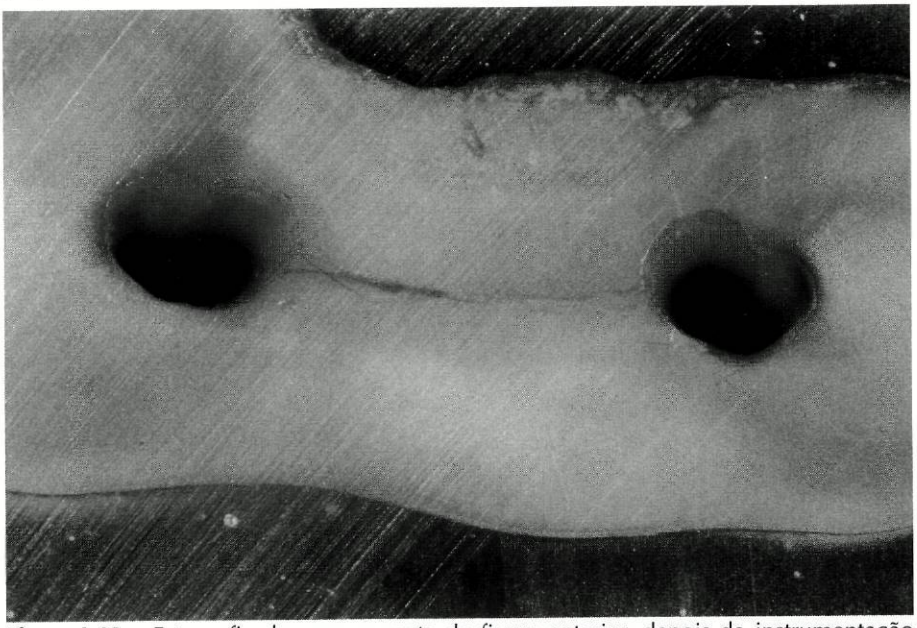


Figura I.48 – Fotografia do mesmo corte da figura anterior, depois da instrumentação manual dos canais.

Anexo II. Tabelas

I - Deslocamento total do centro dos canais (em mm), após instrumentação

	Corte2	*Corte4*	*Corte3*
Técnica Q	0.08	0.14	0.25
	0.09	0.09	0.13
	0.13	0.10	0.03
	0.02	0.07	0.11
	0.02	0.29	0.06
	0.11	0.30	0.05
	0.21	0.16	0.08
	0.07	0.06	0.09
	0.09	0.13	0.13
	0.13	0.11	0.13
	0.02	0.12	0.10
	0.04	0.15	0.15
	0.01	0.07	0.04
	0.01	0.05	0.07
	0.11	0.04	0.08
	0.11	0.11	0.14
	0.06	0.18	0.01
	0.01	0.17	0.09
	0.08	0.16	0.09
	0.05	0.04	0.05
Técnica P	0.10	0.18	0.08
	0.12	0.18	0.10
	0.04	0.16	0.10
	0.12	0.17	0.13
	0.07	0.04	0.15
	0.06	0.16	0.11
	0.09	0.09	0.02
	0.04	0.10	0.06
	0.09	0.09	0.09
	0.02	0.21	0.02
	0.03	0.05	0.11
	0.04	0.08	0.10
	0.04	0.00	0.04
	0.01	0.14	0.02
	0.06	0.04	0.08
	0.05	0.05	0.01
	0.08	0.03	0.04
	0.12	0.16	0.05
	0.04	0.16	0.09
	0.03	0.10	0.04

	Corte2	*Corte4*	*Corte3*
Técnica K	0.14	0.05	0.11
	0.19	0.12	0.10
	0.11	0.05	0.13
	0.13	0.18	0.08
	0.23	0.18	0.05
	0.20	0.17	0.23
	0.22	0.24	0.23
	0.05	0.14	0.29
	0.22	0.20	0.27
	0.12	0.18	0.20
	0.09	0.08	0.16
	0.10	0.12	0.11
	0.12	0.06	0.03
	0.17	0.06	0.14
	0.06	0.08	0.09
	0.11	0.04	0.09
	0.21	0.11	0.13
	0.10	0.23	0.15
	0.22	0.11	0.19
	0.11	0.06	0.11
Técnica M	0.16	0.17	0.09
	0.08	0.05	0.10
	0.12	0.35	0.23
	0.19	0.18	0.07
	0.18	0.17	0.18
	0.06	0.18	0.15
	0.17	0.10	0.22
	0.25	0.20	0.37
	0.01	0.08	0.06
	0.09	0.22	0.07
	0.10	0.01	0.16
	0.07	0.12	0.30
	0.13	0.24	0.20
	0.03	0.25	0.14
	0.04	0.40	0.14
	0.17	0.20	0.17
	0.17	0.10	0.09
	0.08	0.16	0.14
	0.33	0.11	0.18
	0.20	0.32	0.18

II - Deslocamento percentual do centro dos canais, após instrumentação

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica Q	17.02	45.16	19.37
	18.30	22.78	12.92
	27.25	5.46	13.97
	4.26	20.73	9.59
	4.26	10.60	39.23
	23.01	9.27	41.05
	44.73	13.85	22.47
	15.49	15.64	8.22
	20.07	23.64	17.81
	26.91	23.00	14.82
	4.76	18.54	16.50
	8.51	27.69	20.91
	3.01	7.50	9.97
	2.13	12.86	6.13
	23.50	14.55	5.48
	23.79	25.52	15.32
	12.04	2.57	24.70
	2.13	16.26	23.29
	17.55	15.64	22.30
	11.46	9.09	4.94
Técnica P	22.22	13.70	26.72
	25.92	17.54	26.13
	8.89	17.54	22.50
	26.76	22.87	24.68
	15.56	26.08	5.80
	12.96	18.98	23.59
	20.49	3.51	12.30
	9.16	10.67	14.78
	20.49	14.89	12.30
	4.97	3.92	29.88
	7.03	18.90	7.25
	9.16	16.64	11.68
	8.01	6.33	0.00
	2.22	3.51	20.19
	13.52	14.14	5.80
	11.11	1.75	6.48
	17.36	7.44	4.58
	25.92	8.77	23.23
	9.16	14.89	23.77
	7.03	7.02	15.13

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica K	38.44	23.79	9.43
	54.96	22.21	22.64
	31.56	27.25	9.62
	36.59	16.62	34.79
	66.70	10.64	34.02
	58.28	47.81	31.40
	63.44	48.14	45.44
	12.78	62.03	26.82
	62.66	57.88	37.78
	33.32	42.82	33.38
	26.34	34.37	14.37
	29.83	23.79	22.72
	34.52	6.38	11.93
	48.57	30.69	12.08
	18.30	19.27	14.74
	30.37	19.62	6.80
	60.61	27.74	21.10
	28.57	31.92	43.11
	63.89	40.65	20.84
	32.58	23.79	11.32
Técnica M	45.18	19.62	32.08
	23.04	20.18	10.16
	34.41	48.52	66.25
	55.48	14.27	34.02
	52.14	37.22	31.63
	17.14	31.42	33.01
	47.55	46.47	19.24
	70.57	79.18	37.59
	4.04	12.94	15.21
	26.95	14.27	41.77
	28.57	33.24	1.89
	19.17	62.87	22.80
	37.58	42.23	45.60
	8.57	28.63	46.68
	10.30	29.56	75.40
	48.91	35.22	37.97
	47.29	19.62	18.58
	21.76	29.64	29.83
	93.29	37.16	20.32
	56.28	37.22	60.96

III - Deslocamento dos centros dos canais em direcção mésio/distal, após instrumentação

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica Q	S/D	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	S/D
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Distal	Mésio	Mésio
	Distal	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Distal
	Distal	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Mésio	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	S/D
	Distal	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Distal
	S/D	Mésio	Mésio
	Distal	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Mésio	S/D
Técnica P	Distal	S/D	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Distal	S/D
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Mésio	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	S/D	Mésio
	Mésio	Distal	S/D
	Distal	Distal	Distal
	S/D	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	S/D	Distal	Distal

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica K	S/D	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	S/D
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
Técnica M	S/D	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	S/D
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Distal	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Mésio
	Mésio	Distal	Distal
	Mésio	Distal	Mésio

IV - Grau de arredondamento, dos canais após instrumentação

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica Q	1.10	1.47	1.31
	1.10	1.47	1.27
	1.55	1.10	1.54
	1.01	1.17	1.21
	1.00	1.12	1.25
	1.03	1.04	1.12
	2.15	1.49	1.26
	1.36	1.15	1.30
	1.69	1.09	1.11
	1.80	1.81	1.58
	1.46	1.15	1.08
	1.32	1.19	1.13
	1.54	1.33	1.31
	1.59	1.49	1.35
	1.75	1.13	1.11
	1.40	1.14	1.05
	1.24	1.26	1.07
	1.11	1.13	1.02
	1.44	1.20	1.25
	1.27	1.05	1.01
Técnica P	1.67	1.17	1.20
	1.33	1.03	1.22
	1.45	1.16	1.51
	1.63	1.25	1.14
	1.45	1.13	1.35
	1.61	1.27	1.29
	1.32	1.54	1.83
	1.47	1.17	2.58
	1.76	1.26	1.25
	1.28	1.34	1.28
	1.44	1.20	1.08
	1.26	1.29	1.23
	1.30	1.34	1.57
	1.29	1.56	1.23
	1.63	1.97	1.05
	1.59	1.69	1.40
	1.48	1.06	1.10
	1.33	1.19	1.39
	1.42	1.22	1.35
	1.15	1.28	1.03

	Corte2	*Corte3*	*Corte4*
Técnica K	1.32	1.45	1.43
	1.41	1.28	1.11
	1.12	1.12	1.45
	1.08	1.12	1.05
	2.33	1.61	1.48
	2.10	1.85	1.19
	2.05	1.37	1.44
	1.68	2.25	1.18
	1.50	1.37	1.02
	1.71	1.79	1.29
	1.65	1.30	1.19
	1.22	1.03	1.31
	1.38	1.19	1.16
	1.62	1.20	1.35
	1.38	1.10	1.57
	1.29	1.26	1.68
	2.28	1.64	1.66
	1.67	1.40	1.69
	2.71	1.49	1.59
	1.30	1.07	1.71
Técnica M	1.52	1.16	1.12
	1.25	1.09	1.28
	1.28	1.67	2.13
	2.24	1.19	1.33
	1.44	1.31	1.14
	1.28	1.74	1.11
	1.80	1.98	1.48
	1.80	1.77	1.49
	1.21	1.53	1.11
	1.17	1.31	1.23
	1.55	1.32	1.57
	1.69	2.13	1.03
	1.56	1.54	1.10
	1.10	1.40	1.47
	1.32	1.15	1.59
	1.96	1.34	1.30
	1.40	1.52	1.42
	2.00	1.34	1.45
	2.17	1.19	1.63
	1.14	1.14	1.20

V.a - Forma final dos canais, após instrumentação (corte 2)

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica Q	r	r	r
	r	r	r
	r	r	r
	i	i	i
	r	r	r
	r	r	r
	i	i	o
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	o
	r	r	r
	o	o	o
	i	i	i
	o	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	r
	r	r	o
	o	o	o
	i	o	o
Técnica P	r	r	r
	r	r	r
	i	i	i
	o	o	o
	i	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	r
	i	o	o
	i	o	i
	o	o	r
	r	r	o
	r	o	o
	r	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	r	o
	o	o	o

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica K	o	o	o
	i	i	i
	r	r	r
	o	o	r
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	o	o	o
	i	i	i
	i	o	o
	r	r	r
	o	o	o
	i	i	i
	i	o	o
	o	o	i
	o	i	o
Técnica M	i	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	o	i
	i	i	i
	i	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	o
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i

V.b - Forma final dos canais, após instrumentação (corte 3)

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica Q	o	o	o
	o	o	o
	o	o	r
	r	r	r
	r	r	o
	r	r	r
	r	r	o
	i	i	i
	o	o	o
	r	r	r
	o	o	r
	i	o	i
	o	o	o
	i	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	r	r	r
	o	o	o
	o	r	r
	o	o	o

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica K	i	i	o
	o	o	o
	r	r	r
	o	r	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	o	i	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	i	o	i
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica P	r	r	r
	r	r	r
	i	i	i
	r	r	r
	i	o	i
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	o
	r	o	r
	r	r	r
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	o	o
	o	o	i
	r	r	o
	o	o	o
	o	o	i

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica M	o	o	o
	i	o	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	o
	o	i	o
	i	i	o
	i	i	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i

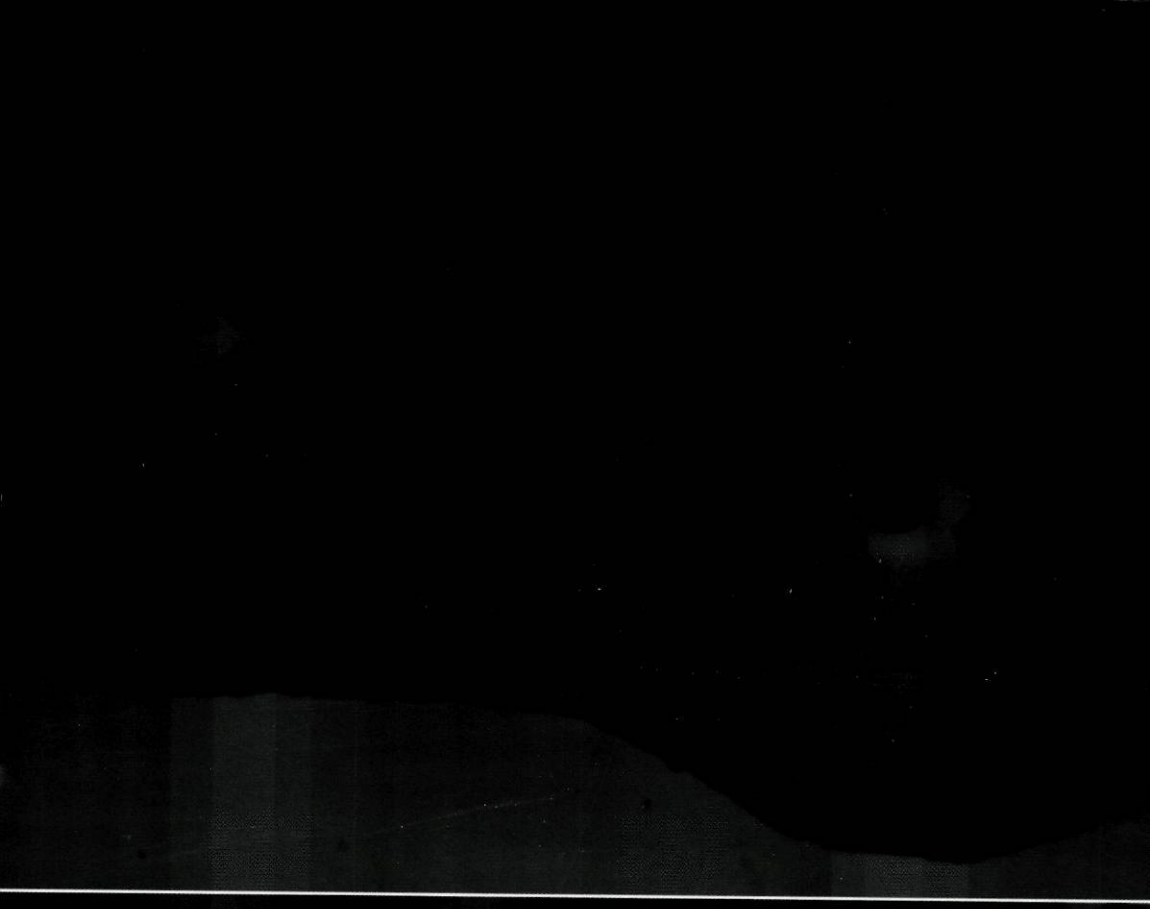
V.c - Forma final dos canais, após instrumentação (corte 4)

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica Q	i	i	i
	i	i	i
	o	r	o
	i	o	i
	i	o	o
	o	o	o
	o	r	o
	o	o	o
	i	o	i
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	r
	o	o	o
	o	o	o
	r	r	r
	i	o	i
	r	r	r
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	i
Técnica P	r	r	r
	r	r	r
	o	o	o
	o	o	o
	o	o	o
	r	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	o
	o	o	o
	r	r	r
	r	r	r
	o	o	o
	i	i	o
	i	i	i
	o	o	r
	o	o	o
	o	r	o
	r	r	r
	o	o	o

	Obs1	*Obs2*	*Obs3*
Técnica K	i	i	i
	i	i	i
	r	r	r
	o	o	o
	r	r	o
	i	i	i
	r	r	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	i	i	i
	o	o	i
	i	i	i
	i	o	i
	i	i	i
	i	i	o
	o	o	o
	i	i	i
Técnica M	o	o	o
	i	i	i
	i	i	o
	o	i	o
	r	r	o
	o	o	o
	o	o	o
	i	i	o
	o	o	o
	o	o	o
	r	r	r
	i	i	o
	i	i	i
	i	i	o
	i	i	o
	o	o	o
	i	i	o
	i	i	o
	i	i	i
	o	i	o

VI - Ângulo de curvatura dos canais, distribuídos pelas diferentes técnicas

Técnica Q	*Técnica P*	*Técnica K*	*Técnica M*
20.56	20.52	27.29	20.05
20.56	20.52	27.29	20.05
25.99	30.88	20.34	21.41
25.99	30.88	20.34	21.41
27.31	21.22	20.08	31.16
27.31	21.22	20.08	31.16
29.37	23.54	36.38	22.16
29.37	23.54	36.38	22.16
23.74	25.22	30.67	21.63
23.74	25.22	30.67	21.63
20.98	21.78	22.73	32.27
20.98	21.78	22.73	32.27
20.12	25.81	21.23	37.36
20.12	25.81	21.23	37.36
34.09	23.13	28.65	30.25
34.09	23.13	28.65	30.25
29.68	36.26	32.21	22.03
29.68	36.26	32.21	22.03
27.91	25.92	20.13	21.36
27.91	25.92	20.13	21.36



PORTO | 2001