
**Comparação de dois sistemas rotatórios no preparo
de canais curvos simulados**
**Comparison of two rotary systems in preparing
simulated curved canals**

MARCO ANTONIO HÚNGARO DUARTE¹
MÁRIO GUILHERMINO PÁSCOA²
ANDREA MARA DOS SANTOS ROSSINI²
MILTON CARLOS KUGA¹
ARNALDO SANT'ANNA JÚNIOR¹
GUILHERME HIROSHI YAMANARI¹

RESUMO: O presente trabalho comparou o desvio apical e a perda de comprimento provocado pelos sistemas rotatórios GT e HERO 642. Foram empregados 20 blocos de resina com canais simulados. Inseriu-se no interior dos canais uma lima tipo K 15 no comprimento de 19mm e, então, os blocos foram radiografados. Posteriormente, dividiu-se os blocos em dois grupos em função do sistema rotatório a ser empregado na dilatação. Após a instrumentação uma lima tipo K 25 foi inserida na extensão instrumentada e nova radiografia foi realizada. As radiografias pré e pós-instrumentação foram digitalizadas e o desvio apical e a perda de comprimento foram medidos no programa DIGORA 1.51. Os resultados mostraram que tanto o HERO 642, bem como o sistema GT não desviaram significativamente o trajeto do canal, e não levaram à perda de comprimento significativa, mostrando ser ambos os sistemas seguro para o preparo de canais curvos. Uma fratura de instrumento ocorreu para cada sistema.

Palavras-chave: Sistema GT. Sistema HERO 642. Instrumentos de Níquel-Titânio. Instrumentação do Canal Radicular.

¹Professores de Endodontia da FISA/FUNEC – Santa Fé do Sul-SP – Rua Antonio Alves 25-60, apto 84, Bauru-SP, Cep 17012-060, e-mail: mhungaro@travelnet.com.br

²Graduados em Odontologia pela FISA/FUNEC – Santa Fé do Sul-SP.

ABSTRACT: It was compared the apical deviation and the loss of work length after instrumentation with GT and HERO 642 rotary systems. Twenty simulated resin root canals were used. The canals were radiographed with a K-file 15 inserted in 19mm. The simulated canals were divided into two groups according the system used to preparation. After instrumentation, a new radiograph was realized with a K-file 25 at instrumentation's extension. The radiographs before and after instrumentation were digitized, and the apical deviation and loss of work length were measured by the software DIGORA 1.51. The results showed that the two systems (HERO 642 and GT) did not deviate significantly the canal, and did not promote loss of work length, showing that the two systems are safe in preparation of curve canals. The fracture of one instrument was observed in each system.

Key-words: GT System. HERO 642 System. Nickel-Titanium Instruments. Root Canal Instrumentation.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A busca de instrumentos e métodos de instrumentação que forneçam segurança e tornem o preparo dos canais radiculares é incessante dentro da ciência endodôntica.

Com o advento de instrumentos fabricados com as ligas de níquel-titânio (WALIA; BRANTLEY; GERSTEIN, 1988), novos horizontes se abriram e esta nova liga possui uma série de características, e entre elas destacam-se a flexibilidade e a memória elástica (SERENE; ADAMS; SAXENA, 1995).

Devido a essa alta flexibilidade e memória elástica foi possível o desenvolvimento de instrumentos para prepararem o canal radicular em rotação de 360° acionados a motores elétricos, a bateria ou pneumáticos.

Os primeiros sistemas de instrumentação a surgirem foram os sistemas Profile, o Pow R e o Quantec. Os três sistemas variam entre si em relação ao desenho, ângulo de corte, guia de penetração e conicidade.

O sistema Profile apresenta desenho em forma de U, guia de penetração inativa, lâmina radial (ângulo de corte nulo) e conicidades 04 e 06 (LEONARDO; LEONARDO, 2002).

Já o sistema Pow R possui secção triangular, com ângulo de corte positivo e ponta tipo Roane, isto é, não apresenta ângulo de transição ao final da guia e sua conicidade é de 02 e 04 (LEONARDO; LEONARDO, 2002).

O sistema Quantec apresenta duas lâminas assimétricas com ângulo de corte ligeiramente positivo, redução periférica e maior massa metálica suportando as lâminas. Sua guia de penetração pode ser ativa (SC) e inativa (LX). Sua conicidade varia de 02 a 06 no instrumento 25 (LEONARDO; LEONARDO, 2002).

Estes sistemas já foram bem explorados na literatura (THOMPSON; DUMMER, 1997; GRIFFITHS; THOMPSON; DUMMER, 2000), com relação as suas seguranças e qualidades.

Recentemente, outros dois sistemas surgiram no mercado nacional, o HERO 642 (Micro-Mega, Besançon, França) e o Sistema Great Taper (Maillefer, Baillanges, Suíça). O primeiro apresenta ângulo de corte positivo, com três arestas cortantes, conicidade progressiva e guia de penetração inativa (LIMONCHI; GUTIERREZ, 2002) já o segundo possui três arestas, guia de penetração inativa, conicidades variáveis, porém o ângulo de corte é neutro (BUCHANAN, 2000). Outra diferença entre eles diz respeito ao ângulo da lâmina em relação ao longo eixo que é distinto entre os dois instrumentos, sendo de 40° próximo à guia (similar à lima K) e 30° (similar ao alargador) próximo ao intermediário para o Great Taper, enquanto que no HERO 642 é o inverso. Porém, há poucos trabalhos averiguando a segurança desses dois sistemas, sendo relevante explorar as lacunas existentes.

Mediante a escassez na literatura e a necessidade de comprovação da segurança dos sistemas Great Taper e HERO 642 na dilatação de canais curvos, acha-se oportuno a averiguação destes dois sistemas para que o clínico tenha informações de qual sistema pode ser utilizado com segurança, ou seja, que propicie menor ocorrência de acidentes durante a instrumentação.

PROPOSIÇÃO

O presente trabalho objetivou comparar os sistemas Great Taper e HERO 642 quanto ao desvio proporcionado na instrumentação de canais simulados com curvatura, bem como a perda de comprimento na dilatação dos mesmos e a ocorrência de fratura de instrumentos.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados 20 blocos de acrílicos com curvaturas padronizadas onde realizou-se dois pequenos pontos de amálgama

externamente, um na porção cervical do bloco (P1), e outro no início da curvatura (P2). Posteriormente um instrumento (Lima tipo K) número 15 (Dentsply Maillefer, Baillanges, Suíça) foi introduzido no comprimento de trabalho, que foi estipulado em 19mm para todos as amostras, e, os blocos foram radiografados. Constatada a qualidade das radiografias, após o processamento, os blocos foram divididos em dois grupos de dez cada.

No grupo I os dentes foram instrumentados pelo sistema HERO 642, enquanto que os do grupo II utilizaram-se o sistema GT para o preparo.

O motor usado para os sistemas empregados foi o Endoplus com velocidade de 250 RPM e torque de 1N/cm. A técnica utilizada para ambos os sistemas foi aquela proposta pelo fabricante e consistiu no seguinte:

a) **HERO 642**

- 20/06 – terço cervical
- 20/04 – 2mm do comprimento de trabalho
- 20/02 – no comprimento de trabalho
- 25/04 – 2mm do comprimento de trabalho
- 25/02 – no comprimento de trabalho
- 30/02 – no comprimento de trabalho

b) **Sistema Great Taper**

- GT 20/12 mais apical possível
- GT 20/10 mais apical possível
- GT 20/08 mais apical possível
- GT 20/06 mais apical possível
- Profile 20/04 no comprimento de trabalho
- Profile 25/04 no comprimento de trabalho
- Profile 30/04 1mm a menos do comprimento de trabalho
- Profile 35/04 2 mm a menos do comprimento de trabalho
- GT 35/12 mais apical possível
- GT 50/12 mais apical possível
- GT 70/12 mais apical possível

Durante toda a instrumentação, utilizou-se água destilada como solução irrigadora.

Após a instrumentação, introduziu-se uma lima tipo K número 25 (Dentsply Maillefer, Baillanges, Suíça) em toda extensão instrumentada, e os blocos foram novamente radiografados.

Todas as radiografias pré e pós operatória foram digitalizadas com uma máquina digital Coopix 5700 da Nikon e as imagens

transportadas para o programa Digora 1.51, onde mediu-se o desvio ocorrido e a perda de comprimento.

Dos dois pontos de amálgama (P1 e P2) traçou-se uma reta que encontrou com a outra reta vindo da guia de penetração do instrumento até o ponto do início da curvatura (P2), com isso obteve-se o ângulo pré e pós-operatório, que foi acusado pelo programa Digora. Da subtração dos dois, conseguiu-se o grau de desvio.

Para a perda de comprimento mediu-se o comprimento do final do instrumento até o final do bloco, na radiografia pré e pós-operatória, e o resultado da subtração de ambas as medidas foi o valor da perda de comprimento.

Os resultados foram submetidos ao teste estatístico empregando o teste T pareado para análise intragrupo (comparação do antes com o depois) e o teste t não pareado para a avaliação entre grupos (comparação das diferenças do antes e depois dos dois grupos).

RESULTADOS

A tabela 1 demonstra as médias e desvios padrão dos ângulos pré e pós-instrumentação de cada grupo estudado, enquanto que a tabela 2 mostra as médias e desvios padrão da diferença entre a ponta do instrumento e o final do bloco pré e pós-instrumentação de cada grupo.

No confronto estatístico na avaliação intragrupo, verificou-se que tanto para o sistema Great Taper quanto para o sistema HERO 642, não houve diferença significativa tanto para o desvio quanto para a perda de comprimento de trabalho.

Na diferença entre grupos, não foi averiguada diferenças significantes, tanto para a perda de comprimento, como para o desvio apical.

Quanto à fratura de instrumento durante toda instrumentação, sendo que foi utilizado 1 jogo de instrumento no preparo dos 10 blocos de acrílico. A fratura ocorreu no instrumento número 30/02 para o sistema HERO 642 e no 25/04 do sistema Great Taper.

Tabela 1 – Média e desvio padrão do ângulo pré e pós-instrumentação em graus.

	<i>HERO 642</i>		<i>Sistema GT</i>	
	Antes	Depois	Antes	Depois
<i>Média</i>	146,9	150,3	148,9	150,6
<i>Desvio Padrão</i>	8,76	8,42	4,04	3,33

Tabela 2 – Média e desvio padrão do comprimento em milímetro entre a ponta do instrumento e o final do bloco pré e pós-instrumentação.

	<i>HERO 642</i>		<i>Sistema GT</i>	
	Antes	Depois	Antes	Depois
<i>Média</i>	0,69	1,72	1,12	1,99
<i>Desvio Padrão</i>	0,68	1,40	0,74	1,62

DISCUSSÃO

Os sistemas rotatórios surgiram em virtude do advento do uso da liga de níquel-titânio. Com isto, surgiram diferentes sistemas.

Apesar da composição da liga ser bem parecida, os sistemas diferenciam-se entre si com relação ao ângulo da lâmina, espaçamento interlaminar, secção transversal, conicidades, e, também em relação à característica da guia de penetração.

No presente trabalho, foram comparados dois sistemas, o Great Taper que apresenta ângulo de corte neutro e menor espaçamento interlaminar próximo à guia de penetração, que é inativa.

O sistema Great Taper não alterou significativamente o ângulo quando da comparação pré e pós-instrumentação, não promovendo desvios significantes do trajeto original do canal, corroborando com outros estudos (GLUSKIN; BROWN; BUCHANAN, 2001; CALBERSON et al., 2002; IQBAL et al., 2003) que, empregando blocos de acrílico ou dentes extraídos, verificaram que o sistema Great Taper preparou canais curvos de forma aceitável sem deformações discrepantes. Nota-se que ocorreu um desvio maior contra a parede externa, quando se verifica o ângulo antes e depois da instrumentação, ou seja, o antes se apresenta menor que o depois, concordando com achados de Hata et al. (2002) que também verificaram maior atuação do Great Taper contra a parede externa da curvatura, empregando, também, blocos de resina. Quanto à perda de comprimento, o sistema Great Taper também não apresentou perda significativa na avaliação intragrupo. Os valores observados foram maiores que os observados por Iqbal et al. (2003) que verificaram uma perda 0,23mm contra 0,87mm do presente trabalho, a diferença pode ser devido ao tipo de amostra, já que no presente trabalho empregou-se blocos de acrílico enquanto que Iqbal et al. (2003) utilizaram dentes extraídos. A diferença de dureza e a maior dificuldade de se instrumentar blocos de acrílico pode ter sido a responsável pelas diferenças entre os valores. Foi observada a fratura de apenas um

instrumento, no preparo dos 10 blocos, sendo este baixo índice atribuído ao emprego de uma rotação de 250rpm e ao torque de 1N/cm, apesar de Buchanan (2001) preconizar o emprego de 300rpm. Yared et al. (2002) verificaram menor deformação dos instrumentos na rotação de 150rpm e 250rpm em relação à 350rpm, sendo que na rotação de 150rpm, o torque não influenciou na fratura.

Quanto ao sistema HERO 642, observou-se que, nos blocos que foram instrumentados por este sistema, os ângulos pré e pós-instrumentação não alteraram significativamente, bem como o comprimento de trabalho, corroborando com os achados de outros autores (BERTRAND et al., 2001; HULSMANN; SCHADE; SCHAFERS, 2001; SCHAFER, 2001). A não alteração significativa da angulação e da perda de comprimento pode estar relacionado com a característica da técnica em que no HERO 642 chega-se no comprimento de trabalho com um instrumento com conicidade 02. Outro fator é a característica do instrumento que apesar de possuir ângulo de corte positivo, apresenta uma maior distância interlaminar na ponta do instrumento, apresentando menor corte e conseqüentemente oferecendo menor desvio.

Mesmo empregando uma rotação de 250rpm e torque de 1N/cm, constatou-se a ocorrência de um instrumento fraturado, discordando de Karagöz-Küçükay et al. (2003) que, testando rotações mais altas (300, 400 e 600rpm), não observaram fraturas. Há de ressaltar que estes autores empregaram raízes mesiais de molares inferiores extraídos, enquanto que o presente trabalho utilizou blocos de acrílico que apresentam maior dureza e maior dificuldade para o instrumento trabalhar, sendo provavelmente este o fato pelo que ocorreu a discordância.

Quando se confrontou a diferença de angulação e a perda de comprimento dos dois sistemas, apesar do HERO 642 apresentar valores maiores, a diferença não foi significativa, mostrando semelhança entre os dois sistemas.

Ao final da instrumentação procedeu-se, também, a inserção de um cone de guta-percha 25 notou-se que nos canais preparados com o sistema GT uma maior facilidade de penetração do cone 25 até próximo ao comprimento de trabalho, demonstrando que os canais preparados com o sistema GT apresentam preparos mais cônicos e adequados, enquanto que o HERO 642 apresenta preparo com menor conicidade, conforme já observado por Thompson e Dummer (2000).

Quanto ao emprego de blocos acrílicos, estes se apresentam mais duros e leva uma maior dificuldade desgaste por parte do

instrumento, no entanto, consegue-se maior padronização das curvaturas e hoje se torna uma alternativa frente às dificuldades em se conseguir dentes humanos, respeitando os limites éticos da pesquisa.

CONCLUSÕES

1. O sistema HERO 642 não alterou significativamente ($p>0,05$) o trajeto do canal e o comprimento de trabalho.
2. O sistema GT não alterou significativamente ($p>0,05$) o trajeto do canal e o comprimento de trabalho;
3. Quando do confronto entre os dois sistemas não houve diferença significativa ($p>0,05$) quanto ao desvio e perda de comprimento de trabalho;
4. Ocorreu a fratura de um instrumento em cada sistema.

REFERÊNCIAS

- BERTRAND, M.F. et al. Curved molar root canal preparations using HERO 642 rotary nickel-titanium instruments. **Int Endod J**, v.34, n.8, p.631-6, 2001.
- BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 1. Concepts for variably tapered shaping instruments. **Int Endod J**, v.33, n.6, p.516-29, 2000.
- BUCHANAN, L.S. The standardized-taper root canal preparation – Part 2. GT file selection and safe-driven file use. **Int Endod J**, v.34, n.1, p.63-71, 2001.
- CALBERSON, F.L. et al. Shaping ability of GTTM rotary file in simulated resin root canals. **Int Endod J**, v.35, n.7, p.607-14, 2002.
- GLUSKIN, A.H.; BROWN, D.C.; BUCHANAN, L.S. A reconstructed computadorized tomographic comparison of rotary GT files versus traditional instruments in canal shape by novice operators. **Int Endod J**, v.34, n.6, p.476-84, 2001.
- GRIFFITHS, I.T.; THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. **Int Endod J**, v.33, n.4, p.346-54, 2000.
- HATA, G. et al. A comparison of shaping ability using Profile, GT file, and R endodontic instruments in simulated canals. **J Endod**, v.28, n.4, p.316-21, 2002.
- HULSMANN, M.; SCHADE, M.; SCHAFERS, F. A comparative study of root canal preparation with HERO 642 and Quantec SC rotary Ni-Ti instruments. **Int Endod J**, v.34, n.7, p.538-46, 2001.
- IQBAL, M.K. et al. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. **J Endod**, v.29, n.9, p.587-91, 2003.
- KARAGÖZ-KÜÇÜKAY, I. et al. Effect of rotational speed on root canal preparation with HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. **J Endod**, v.29, n.7, p.447-9, 2003.
- LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. **Sistemas rotatórios em Endodontia.** Instrumentos de Níquel-Titânio. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

- LIMONCHI, P.A.; GUTIERREZ, J.C.R. Sistema HERO 642 (Micor Mega^R). In: LEONARDO, M.R.; LEONARDO, R.T. **Sistemas rotatórios em Endodontia**. Instrumentos de Níquel-Titânio. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p.218-24.
- SERENE, T.P.; ADAMS, J.D.; SAXENA, A. **Nickel-titanium instruments**. Applications in Endodontics. Saint Louis: Ishyaku EuroAmerica Inc., 1995.
- SCHAFER, E. Shaping ability of HERO 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-flexofiles in simulated curved root canals. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod**, v.92, n.2, p.215-20, 2001.
- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of profile .04 taper series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. **Int Endod J**, v.30, n.1, p.1-8, 1997.
- THOMPSON, S.A.; DUMMER, P.M.H. Shaping ability of HERO 642 rotary nickel-titanium instrument in simulated root canals: Part 1. **Int Endod J**, v.33, n.3, p.248-54, 2000.
- WALIA, H.; BRANTLEY, W.A.; GERSTEIN, H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. **J Endod**, v.4, n.7, p.346-51, 1988.
- YARED, G.M. et al. Influence of rotational speed, torque and operator proficiency failure of Great Taper files. **Int Endod J**, v.35, n.1, p.7-12, 2002.

Enviado em: outubro de 2007.

Revisado e Aceito: novembro de 2007.

