



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Camila Marrara Benjamim

**COMPOSIÇÃO QUÍMICA DE CINCO MARCAS DE
LIMAS ROTATÓRIAS DE NÍQUEL TITÂNIO**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção de Título de Especialista em Endodontia

PIRACICABA
2011

CAMILA MARRARA BENJAMIM

**COMPOSIÇÃO QUÍMICA DE CINCO MARCAS DE
LIMAS DE NÍQUEL TITÂNIO**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para obtenção de Título de Especialista em Endodontia.

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia

PIRACICABA
2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

B438c Benjamim, Camila Marrara, 1985-
Composição química de cinco marcas de limas rotatórias de
Níquel Titânio / Camila Marrara Benjamim. -- Piracicaba, SP :
[s.n.], 2011.
31f. : il.

Orientador: Alexandre Augusto Zaia.
Monografia (especialização) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Endodontia. I. Zaia, Alexandre Augusto. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba.
III. Título.

DEDICATÓRIA

À Deus por ser fonte de luz e ter me guiado para conquistar mais essa etapa.

Aos meus pais, Antonio Carlos e Maria Teresa, pela minha vida e pela confiança em mim depositada. Obrigada a vocês, por eu ser a pessoa que sou hoje com todos os ensinamentos transmitidos. Por seus esforços para oferecerem a mim e minhas irmãs uma boa formação. Obrigada por me ajudarem a realizar mais um dos meus sonhos. Do fundo do meu coração, sou eternamente grata a vocês! Amo vocês!

As minhas irmãs que eu amo, Carolina e Carina, cada uma com um jeito especial e que compartilharam comigo seus conhecimentos, com palavras sábias e motivação.

Ao amor da minha vida, Ricardo, pela paciência, compreensão, cumplicidade, carinho e companheirismo durante esses anos. Por me ajudar, ficar ao meu lado, me motivar, ser essa pessoa digna e ser muito importante para mim. Amo você!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Alexandre Augusto Zaia, pela colaboração, paciência, ensinamentos repassados e por prestar toda orientação e esclarecimentos necessários para que eu pudesse crescer durante toda minha jornada. Muito obrigada.

Aos professores do curso: Prof. Francisco José de Souza Filho, Profa. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes, Prof. Caio Cezar Randi Ferraz, Prof. José Flávio Affonso de Almeida e Profa. Adriana de Jesus Soares, pelas experiências transmitidas. Obrigada a todos vocês!

Aos professores convidados, muito obrigada pelos ensinamentos.

Aos meus amigos da especialização, Andrea, Ariane, Cláudia, Erika, Fernanda, Letícia, Marcela, Paula, Tatiane, Thais e Thiago, pela convivência agradável em todos os momentos que passamos juntos. Vou sentir saudades. Sucesso a todos!

Aos alunos da pós-graduação pela ajuda durante esses dois anos. Obrigada.

Ao Adriano Luis Martins do MEV, que me ensinou e ajudou com a pesquisa. Muito obrigada.

A Wanderly e a Rosangela pela competência de um bom trabalho e alegria transmitida.

À Kátia e a Edna da esterilização, muito obrigada.

À todos os outros funcionários, obrigada.

Aos pacientes da clínica pela confiança depositada.

E a todos que não foram citados que de alguma forma contribuíram para eu realizar meu trabalho.

EPÍGRAFE

*“A utopia está no horizonte. Me aproximo dois passos,
ela se afasta dois passos. Caminho dez passos
e o horizonte corre dez passos. Por mais que eu
caminhe, jamais alcançarei.
Para que serve a utopia?
Serve para isso: para eu não deixar de caminhar.”*

Eduardo Galeano

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1 Efeito de memória de forma e Superelasticidade	11
2.2 Outras propriedades das ligas de Níquel Titânio	13
2.3 Desvantagens das ligas de Níquel Titânio	14
2.4 Produção e composição das ligas de Níquel Titânio	15
3 PROPOSIÇÃO	19
4 MATERIAIS E MÉTODOS	20
5 RESULTADOS	22
6 DISCUSSÃO	24
7 CONCLUSÃO	26
REFERÊNCIAS	27

RESUMO

O presente trabalho se propôs a avaliar as composições de cinco diferentes tipos de limas rotatórias, tanto na parte ativa quanto na base de cada uma. Foi analisada uma lima de cada, dentre elas: HERO, K3, Mtwo, ProTaper e ProTaper Universal Retratamento. Os instrumentos selecionados estavam sem uso, mas não foram submetidos ao processo de esterilização em autoclave. Cada instrumento passou por uma análise no MEV (Microscópio Eletrônico de Varredura) seguida pela análise em EDS, em dois pontos distintos cada lima. Os valores encontrados mostraram uma prevalência de Ni e Ti, com uma média de 55,24% de Ni e 43,74% de Ti para a parte ativa e de 56,2% de Ni e 43,09% de Ti para a base das cinco limas analisadas. Uma pequena concentração de Si foi encontrada na parte ativa e base da lima K3. Outros materiais foram encontrados em suas composições, mas não mostraram importância significativa, pois esses valores eram inferiores a 1%, sendo eles: Al, Si e Mg. Com esses resultados concluiu-se que as composições das limas rotatórias estão de acordo com os fabricantes em suas composições químicas, no que se diz respeito as chamadas “limas de NiTi”. Um próximo estudo seria analisar se essas limas sofreriam alterações em processos de autoclavagem bem como em diferentes soluções irrigadoras e mostrar suas composições de NiTi após isso.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the compositions of five different types of rotary files in both the active as the base of each one. We analyzed a file of each, among them: HERO, K3, Mtwo, and ProTaper ProTaper Universal Retreatment. The selected instruments were not used, but were not subjected to the process of autoclaving. Each instrument has gone through an analysis in the SEM (Scanning Electron Microscope) followed by analysis in EDS, in two separate each file. The values found showed a prevalence of Ni and Ti, with an average of 55,24% Ni and 43,74% Ti for the active and 56,2% Ni and 43,09% Ti to the base the five files reviewed. A small concentration of Si was found at the base of the K3 active file. Others materials were found in his compositions, but showed no significance, because these amounts were less than 1%, namely: Al, Si and Mg. With these results it was concluded that the compositions of rotary files are in accordance with the manufacturers in their compositions, as regards the so-called "NiTi files ". A close study would examine whether these files remain unchanged in sterilization processes and in different irrigating solutions and show their compositions of NiTi after that.

1 INTRODUÇÃO

O avanço na endodontia ocorre há muitos anos, mas foi em 1958, com Ingle & Levine, que se iniciou a discussão de que deveriam existir regras a serem seguidas para a produção dos instrumentos endodônticos. As diretrizes para a possibilidade de padronizar os instrumentos ocorreu em 1976, quando American Dental Association (ADA) oficializou, com as normas regidas pela International Standards Organization (ISO) número 3630, o diâmetro, comprimento e conicidade das limas e cones para obturação dos canais.

Em 1961 as limas de aço carbono foram substituídas por aço inoxidável. A maior complicação ocorria quando os canais curvos eram progressivamente alargados com as limas de aço inox, o que facilitava o desvio do canal, Stabholz *et al.*(1994) citado por Schafer *et al.*(2004), além de ser um material susceptível a fratura e inflexibilidade, Gambill *et al.*(1996).

Para aliviar essas iatrogenias, os instrumentos de Níquel Titânio foram recentemente introduzidos. As vantagens mais importantes apresentadas por essas ligas são efeito de memória de forma e superelasticidade, além de reduzir o tempo de trabalho do operador, diminuir erros de procedimentos, alta flexibilidade, resistência a fratura e capacidade de percorrer canais curvos (Inan & Gonulol 2009). Conforme Maia Filho (1998) citado por Leonardo & Leonardo (2002), a liga de Níquel Titânio foi primeiramente introduzida na indústria naval, Naval Ordnance Laboratory (NOL) em Silver Springs, Maryland, por William J. Buehler em 1963 e posteriormente utilizado pela National Aeronautics and Space Administration- E.U.A (NASA) para a fabricação de antenas de naves espaciais. O símbolo dos metais foi então combinado com o local da invenção, originando o termo NiTiNOL, Baumann (2004).

A primeira especialidade odontológica a utilizar a liga de Níquel Titânio foi a Ortodontia para confecção de fios ortodônticos, Andreasen & Hilleman (1971).

A confecção e utilização da liga de Níquel Titânio para a Endodontia ocorreu no final da década de 80, de acordo com Wallia *et al.* (1988).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Efeito de memória de forma e Superelasticidade

De acordo com Serene *et al.* (1995), as ligas de Níquel Titânio são utilizadas devido a algumas propriedades favoráveis desses materiais tais como efeito de memória de forma, superelasticidade, elevada resistência a corrosão e biocompatibilidade.

Otsuka & Wayman (1998) descreveram que o efeito de memória de forma é a capacidade de se recuperar deformações não lineares através de um aquecimento e superelasticidade é a capacidade de se recuperar deformações com a retirada da tensão.

Thompson (2000) relata que a estrutura cristalina da liga de NiTi em altas temperaturas é estável, chamada de fase austenita. Quando a liga de NiTi é resfriada ou tensionada, ocorre a transformação austenita para martensita, chamada transformação martensítica. Essa característica é usada para definir efeito de memória de forma e superelasticidade.

Segundo Kuhn *et al.* (2001), essa transformação é reversível acompanhada por uma histerese (diferença entre as temperaturas de transição quando do aquecimento e do resfriamento) e pode ser induzida tanto por uma variação na temperatura ou tensão. Quando a transformação martensítica é induzida pela temperatura, é chamada efeito de memória de forma, como mostra o gráfico 1, e ocorre a formação da fase martensítica que começa na temperatura M_s (Martensite Start) e termina com a temperatura M_f (Martensite Finish).

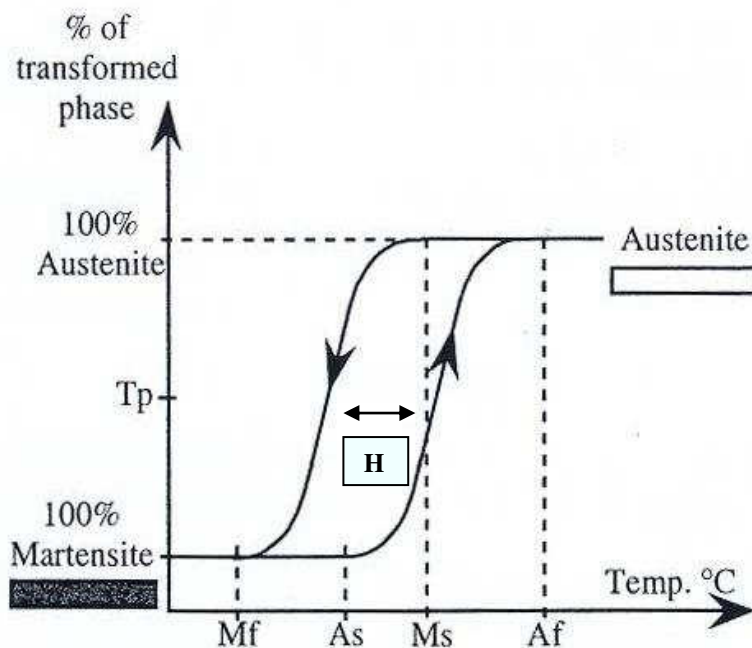


Gráfico 1: Histerese da transformação martensítica através da temperatura
 Fonte: Kuhn, 2001

Onde:

- As: temperatura de início da austenita
- Af: temperatura de término da austenita
- Ms: temperatura de início da martensita
- Mf: temperatura de término da martensita
- Tp: ponto onde existem duas fases presentes: 50% martensita e 50% austenita
- H: Histerese

Quando a transformação martensítica é induzida por tensão, conforme gráfico 2, o processo é chamado superelasticidade e a deformação na estrutura é notada em certas temperaturas. A estrutura austenita é transformada em martensita e volta a sua forma normal como austenita quando a força é retirada. No começo da força, a liga é totalmente austenita (a). Com uma tensão particular que depende de uma certa temperatura, a transformação martensítica é observada (martensita é estável com tensão). O platô pode ser explicado como sendo causado pelas variantes da martensita ao longo da direção da força (b). Sem ação da força (por exemplo, curvatura de canais radiculares) ou tensão, a martensita fica instável e volta a sua forma original (c).

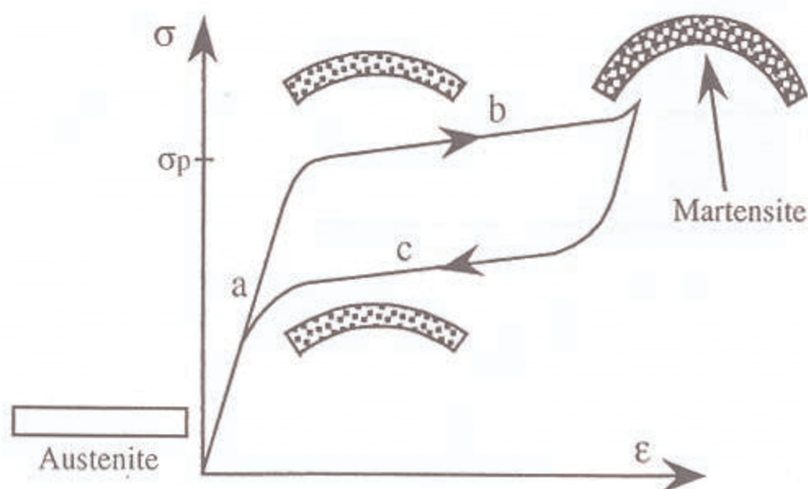


Gráfico 2: Transformação martensítica através da força
Fonte: Kuhn, 2001

Onde:

- σ : tensão

- σ_p : tensão particular

- ϵ : força

Carvalho *et al.* (2004) definem em seu trabalho que a superelasticidade proporciona ao instrumental retornar à sua posição (ereta), após receber flexão. Em contrapartida, os instrumentos de aço, principalmente os mais finos, quando recebem carga de flexão, mantêm-se na nova posição (curva). Por essa razão, são utilizados para a pesquisa de possíveis curvaturas no canal, quando de sua exploração. Os instrumentos de níquel titânio mesmo flexionados retornam imediatamente à sua forma ereta. O efeito de memória de forma refere-se a capacidade dos instrumentos voltarem à sua forma original depois de receberem deformação elástica. Assim, os instrumentos de níquel titânio na forma original denominada austenítica, ao receberem carga de deformação elástica, passam a outra forma, alterada, denominada de martensítica e podem retornar à sua forma original. É uma característica importante aos instrumentos se for considerado que os mesmos sofrem inúmeras deformações no interior do conduto, quando inadvertidamente são forçados ou quando recebem pressão contrária das anfractuosidades do canal.

Conforme Perez *et al.* (2005), essas propriedades fazem com que a forma anatômica do canal seja mantida, sem criar irregularidades, “zip”, degraus e perfurações.

2.2 Outras propriedades das ligas de Níquel Titânio

Walia *et al.* (1988) constataram que os instrumentos de NiTi apresentam duas ou três vezes maior flexibilidade e maior resistência à fratura torsional no sentido horário e anti-horário quando comparado aos instrumentos de aço inoxidável.

Zuolo & Walton (1995) compararam a deterioração e ocasionais fraturas de 60 limas rotatórias de NiTi Profile, NiTi manuais e de aço inoxidável. Quanto à resistência ao uso, concluíram que as limas de aço inoxidável deterioram mais rapidamente, seguida das limas rotatórias de NiTi Profile e por último as limas manuais de NiTi.

Conforme Serene *et al.* (1995) relataram que os instrumentos de NiTi apresentam uma flexibilidade maior do que os instrumentos de aço inox, antes de excederem seu limite de elasticidade.

De acordo com Gambill *et al.* (1996) essa propriedade faz com que as limas de NiTi, quando comparadas com as limas de aço inoxidável, ultrapassem canais curvos com menor força exercida contra as paredes dos canais. Esses mesmos autores alegaram que os instrumentos de NiTi têm a tendência de se deformarem e portanto, se forem usados inadequadamente, pode ocorrer a deformação de canais curvos.

Thompson (2000) relata que o termo genérico para essas ligas é 55-Nitinol. Um segundo grupo de ligas de NiTi pode ser formada se a liga de NiTi possuir maior quantidade de Ni e este se aproximar de 60%, chamando-as de 60-Nitinol. O efeito de memória de forma dessa liga é inferior quando comparada à de 55-Nitinol. Ambas são mais resilientes, têm maior resistência e um menor módulo de elasticidade comparada com outras ligas, tais como aço inoxidável, NiCr ou CoCr.

Schäfer & Tepel (2001) concluíram que a resistência ao dobramento das limas endodônticas dependem da composição que são feitas e das suas formas geométricas. Mencionaram que as propriedades de flexão de instrumentos endodônticos são certamente influenciadas pela forma da secção transversal.

Conforme Schäfer *et al.* (2003), instrumentos com a flexibilidade aumentada podem causar poucas mudanças indesejáveis na forma de canais curvos que foram preparados. O aumento da flexibilidade pode ser alcançado pelas diferentes formas geométricas dos instrumentos ou com o uso de ligas de NiTi.

2.3 Desvantagens das ligas de Níquel Titânio

De acordo com Sedgley & Messer (1992) a microdureza da dentina é em torno de 70 unidades Vickers, valor abaixo das ligas de NiTi e aço inoxidável.

Serene *et. al* (1995) constataram que a superfície dos instrumentos de NiTi não são homogêneas e que os instrumentos de Níquel Titânio apresentam uma microdureza em torno de 262 a 303 unidades Vickers e os instrumentos de aço inox uma dureza entre 522 a 542 unidades Vickers. Portanto, devido aos defeitos de irregularidades nas superfícies das limas e a baixa dureza na superfície, a eficiência de corte das limas de Níquel Titânio é menor se comparada às limas de aço inox.

Brockhurst & Denholm (1996) revelaram que a eficiência de corte das limas é determinada pelo diâmetro dos instrumentos e a superfície dos ângulos de corte, o que depende também dos materiais que esses instrumentos são feitos.

Bonetti Filho *et al.* (1998) recomendam que os instrumentos de menor diâmetro sejam descartados após cinco vezes de uso.

De acordo com Canaldi-Sahli *et al.* (1998) o meio ambiente da boca, como por exemplo, a temperatura do corpo, saliva com sais e eletrólitos e sangue causam corrosão das ligas de NiTi. Calor seco e processos de autoclave diminuem a flexibilidade dos instrumentos de aço inoxidável e NiTi, mas os valores satisfazem as especificações do ISO.

Da mesma forma, Rapisarda *et al.* (1999) revelaram em seu trabalho que processos de autoclave dos instrumentos de NiTi, especialmente quando repetitivos, aumentam a quantidade de oxigênio presente na superfície dos instrumentos e criam condições para reduzir sua eficiência de corte.

Segundo Branding *et al.* (1992) citado por Rapisarda *et al.* (2001), alguns tratamentos na superfície desses instrumentos usam a implantação de íons de Nitrogênio para prevenir a possível oxidação, criando uma camada na superfície do instrumento de Nitreto de Titânio na proporção de 1/1, o que aumenta a eficiência de corte mas diminui a concentração de Ni na superfície.

Rapisarda *et al.* (2001) constataram em seu trabalho que essa implantação de íons N é um método físico que usa um acelerador de íons de baixa energia (~100 a 400KeV) para introduzir uma quantidade conhecida de átomos de N na lima de NiTi. A implantação iônica pode introduzir uma concentração de

Nitrogênio maior que a obtida com técnicas tradicionais, tais como difusão térmica e nitridação química.

De acordo com Trippi *et al.* (2003), os tratamentos convencionais podem produzir grandes concentrações de Nitrogênio na superfície por deposição a vapor: Metal Térmico de Deposição de Vapor Químico Orgânico (MOCVD) que adota $Ti(Et_2N)_4$ como precursor de Ti e N e Arco de Evaporação de Deposição de Vapor Físico (Arc PVD) que se baseia na deposição de vapor físico do elemento titânio na presença de Nitrogênio. Mas existe um porém nesses processos de Nitridação Térmica. Alguns estudos mostraram que a concentração de Níquel na superfície é fortemente afetada devido a esses tratamentos e a quantidade de Níquel é importante para caracterizar a composição química dos instrumentos rotatórios de Níquel Titânio.

Gambarini *et al.* (2008) relataram que existem estratégias para aumentar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos as quais incluem uma melhoria no processo de fabricação ou o uso de novas ligas que fornecem propriedades mecânicas superiores. Recentemente, novos processos de fabricação de instrumentos endodônticos de NiTi foram desenvolvidos pelos fabricantes para tentar superar essas limitações.

2.4 Produção e composição das ligas de Níquel Titânio

Segundo Craig & Peyton (1962), a eficiência de corte de um instrumento era uma característica pela qual um instrumento endodôntico poderia ser avaliado. Porém, tal capacidade dependia tanto das dimensões dos instrumentos, oriundas do seu desenho, quanto das características do material usado na sua fabricação.

Buehler & Wang (1968) concluíram que as ligas de NiTi eram produzidas por arco e indução de fusão. Um dos problemas encontrados com o arco de fusão era que precisavam de muitos derretimentos para assegurar homogeneidade química, mas contrariamente a isso, esse processo produzia um mínimo de contaminação possível.

Yoneyama *et al.* (1992) analisaram a influência da quantidade de titânio nas propriedades de tensão das ligas de NiTi. Concluíram que a resistência à força exercida aumentava com a diminuição da quantidade de titânio presente, mas isso contribuía para diminuir a flexibilidade.

De acordo com Thompson (2000) a fabricação atual da liga de NiTi envolve o uso de dupla fusão por indução a vácuo trabalhando a quente e a frio (tratamento térmico), o que garante uma liga eficaz com uma leve contaminação por carbono (TiC), mantêm as propriedades mecânicas e também sua homogeneidade química. O trabalho a quente e a frio pode ser realizado nas ligas de NiTi abaixo da temperatura de cristalização. A composição da liga é importante para o processo de fabricação, sendo provável que 55-Nitinol pode ser processada mais facilmente em todas as formas de trabalho a quente quando comparada a 60-Nitinol. Algumas ligas de NiTi podem ser sensíveis ao tratamento térmico, o que pode afetar o efeito de memória de forma e o comportamento de superelasticidade. No entanto, as ligas que apresentam uma composição similar de NiTi parecem não ser afetadas. Após a liga ser fabricada, ela passa por diversos processos até ser usinada. A presença de óxidos de impurezas não afetam as propriedades únicas da liga de NiTi, pois essas estão uniformemente distribuídas no interior da matriz de NiTi. O processo de produção das ligas de Níquel Titânio é mais complexo do que os instrumentos de aço inox, porque as limas têm que ser usinadas antes de espiraladas. Devido a superelasticidade das ligas, não é possível manter a espiral se a liga não sofre uma deformação permanente. A tentativa de torcer os instrumentos de um modo convencional, provavelmente levaria a fratura das limas. Outras dificuldades para a produção dessas ligas estão em como eliminar as irregularidades das superfícies o que compromete a habilidade de corte desses instrumentos e problemas como corrosão.

Ainda Thompson (2000) relatou em seu trabalho que as ligas de Níquel Titânio usadas para tratamento de canais contém aproximadamente 56% de Níquel e 44% de Titânio. Em algumas ligas, uma pequena porcentagem (menor que 2%) de Níquel pode ser substituída por Cobalto. Somente um produtor (Dentsply, Maillefer Instruments AS, Ballaigues, Switzerland) libera a composição absoluta e os detalhes da produção do NiTi usado para construir seus instrumentos. É possível variar a composição das ligas de NiTi a fim de dar origem aos fios com as duas características: superelasticidade e efeito de memória de forma. As diferenças entre as ligas estão no teor de Ni e da faixa de temperatura de transição que é dada: uma diminuição na temperatura de transformação ocorre com aumento na concentração de Ni ou substituindo esse elemento por Cobalto, enquanto que um aumento na temperatura do tratamento térmico aumenta a temperatura de transformação.

Conforme Ramos & Bramante (2001), os instrumentos endodônticos de aço inoxidável são feitos a partir de um fio de aço inox, desgastado de modo a obter um formato piramidal de 3 ou 4 lados. Uma vez dado a forma piramidal, este fio é torcido, resultando em espiras, as quais serão responsáveis pela capacidade de corte dos instrumentos. Dependendo do número de voltas que se imprime ao fio e do formato de sua seção transversal, obtém-se instrumentos com características diferentes.

Schäfer *et. al.* (2003) analisaram as composições de algumas limas rotatórias existentes no mercado através da difração de raios-X. Os resultados estão presentes na tabela 1 abaixo.

Tabela1 - Composições de diferentes limas rotatórias (porcentagem de massa de cada elemento)

<i>Instrumentos</i>	<i>Ni</i>	<i>Ti</i>	<i>Fe</i>	<i>Al</i>	<i>Co+Cr</i>
FlexMaster	55,28	44,42	0,03	Max. 0,01	0,24
Hero	54,37	45,32	0,04	Max. 0,01	0,26
K3	54,55	45,12	0,04	Max. 0,01	0,27
Profile	54,26	45,42	0,04	Max. 0,01	0,26
RaCe	55,25	44,49	0,03	Max. 0,01	0,21

Fonte: Schäfer *et. al.* (2003)

Para Baumann (2004), as limas produzidas por torção, como é feito com as limas e alargadores do tipo K, é impossível para as limas de NiTi devido as propriedades de superelasticidade e efeito de memória de forma, o que levaria a fratura dos instrumentos de NiTi. Dessa forma, usinagem é o único tipo de produção para NiTi. Esse mesmo autor constatou que logo que as limas de NiTi foram produzidas, as superfícies eram ásperas e rugosas, com muitas alterações e não homogêneas.

De acordo com Gambarini *et al.* (2008), um diferente processo de produção foi desenvolvido pela SybronEndo (Orange, CA) para criar uma lima rotatória de NiTi para o preparo do canal radicular chamada Twisted File (TF). Esse

processo usa a torção em combinação com tratamento térmico, para supostamente melhorar superelasticidade e aumentar a resistência à fadiga cíclica. Na fase martensística, a lima é torcida. Depois de torcida, a lima é aquecida e resfriada novamente para manter a sua nova forma e convertê-la de volta para a estrutura cristalina da austenita. Não existem estudos publicados sobre as propriedades mecânicas desses instrumentos rotatórios.

Conforme Ounsi *et al.* (2008) não existe nenhum estudo comparando a composição dos elementos das limas de diferentes sistemas pois os fabricantes preferem manter em segredo tais processos de produção. Como resultado direto, não se sabe se as diferenças nas características físicas desses instrumentos são devido ao design geométrico das limas ou se essas diferenças são influenciadas pela composição dos metais. Portanto, se a composição dos metais dessas ligas são idênticas, a única diferença entre elas poderia então estar associada ao design anatômico das limas.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta desse trabalho foi avaliar cinco diferentes tipos de limas rotatórias de Níquel Titânio: HERO, K3, Mtwo, Protaper e Protaper Universal para retratamento; quanto às suas composições químicas, através da microanálise (EDS) acoplado em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram selecionadas cinco diferentes limas rotatórias de Níquel Titânio, dentre elas: HERO¹ (30/0.02) (Figura 1), K3² (30/0.06) (Figura 2), Mtwo³ (30/0.05) (Figura 3), ProTaper⁴ (F3) (Figura 4), ProTaper Universal para Retratamento⁵ (D3) (Figura 5).

Cada um desses instrumentos foram analisados em dois pontos específicos medidos aleatoriamente, metade da ponta ativa e metade da base da lima (Figura 6), para verificarmos se havia diferença na composição dos metais ao longo de toda a extensão da lima rotatória.

Para análise desses instrumentos foram utilizados o microscópio eletrônico de varredura MEV⁶ associado à microanálise em EDS⁷ (Energy-Dispersive Spectroscopy).



Figura 1 – Lima HERO 30/0.02



Figura 2 – Lima K3 30/0.06

¹ MicroMega, Grenoble, France

² SybronEndo, Orange, CA

³ VDW, Munich, Germany

⁴ Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland

⁵ Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Switzerland

⁶ JSM 5600LV, JEOL, Tokyo, Japan

⁷ Version 1.4 Rev. B, Noran Instruments, Tokyo, Japan



Figura 3 – Lima Mtwo 30/0.05



Figura 4 – Lima ProTaper F3



Figura 5 – Lima Protaper Universal para Retratamento D3



Figura 6 – A: medida aleatória da metade da parte ativa da lima; B: medida aleatória de metade da base da lima.

5 RESULTADOS

Analisando os resultados separadamente, um da composição da parte ativa e outro da base das limas rotatórias tem o que mostra a seguir, nos gráficos 3 e 4, as limas rotatórias analisadas apresentam em suas composições Ni e Ti como sendo os principais materiais.

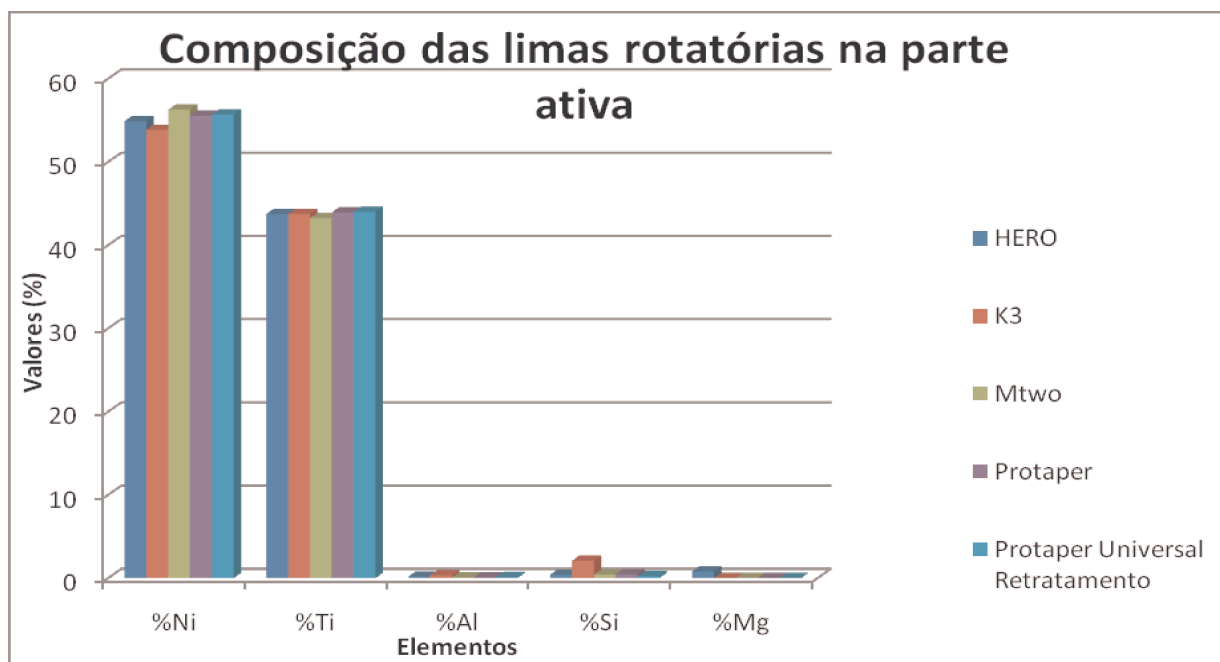


Gráfico 3 - Valores em porcentagem da composição dos materiais existentes na parte ativa das limas rotatórias.

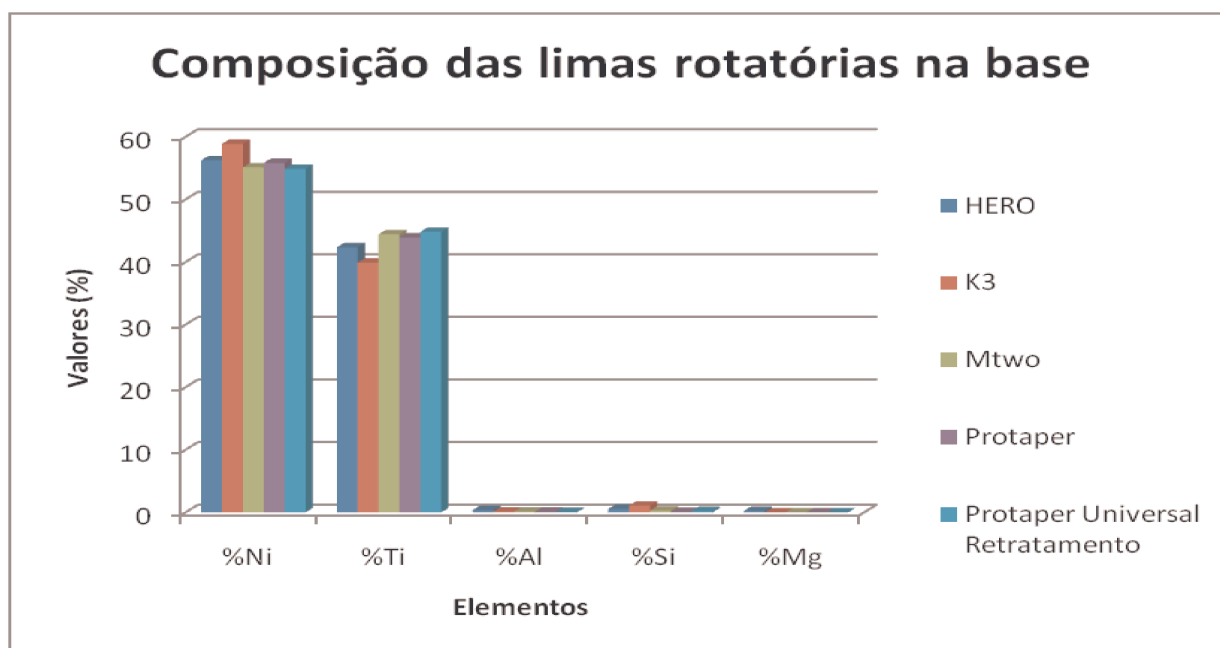


Gráfico 4 - Valores em porcentagem da composição dos materiais existentes na base das limas rotatórias.

As composições da parte ativa e da base das cinco diferentes limas rotatórias estão relacionadas nas tabelas 1 e 2 abaixo, o que mostra que os valores significativos são os acima de 1%.

Tabela 1: Porcentagem de Ni e Ti na parte ativa das limas rotatórias

Limas rotatórias	%Ni	%Ti	%Al	%Si	%Mg
HERO	<u>54,89</u>	<u>43,75</u>	0,17	0,39	0,79
K3	<u>53,85</u>	<u>43,75</u>	0,33	<u>2,07</u>	0
Mtwo	<u>56,27</u>	<u>43,24</u>	0,08	0,41	0
ProTaper	<u>55,53</u>	<u>43,94</u>	0,09	0,44	0
ProTaper Universal Retratamento	<u>55,68</u>	<u>44,01</u>	0,1	0,21	0

Tabela 2: Porcentagem de Ni e Ti na base das limas rotatórias

Limas rotatórias	%Ni	%Ti	%Al	%Si	%Mg
HERO	<u>56,25</u>	<u>42,36</u>	0,36	0,56	0,25
K3	<u>58,89</u>	<u>39,9</u>	0,14	<u>1,07</u>	0
Mtwo	<u>55,12</u>	<u>44,44</u>	0,15	0,29	0
ProTaper	<u>55,85</u>	<u>43,92</u>	0,12	0,11	0
ProTaper Universal Retratamento	<u>54,89</u>	<u>44,82</u>	0,07	0,23	0

6 DISCUSSÃO

É de fundamental importância o desempenho dos instrumentos endodônticos rotatórios no preparo de canais radiculares. Por isso, os fabricantes dos instrumentos endodônticos voltaram seus investimentos para a produção de uma lima ideal, sendo eficiente, segura e de fácil padronização durante o processo de manufatura.

Devido as qualidades atribuídas aos instrumentos confeccionados com as ligas de NiTi, surgiram vários sistemas rotatórios, o que permitia maior rapidez na instrumentação, tornando o trabalho bem menos cansativo para o profissional.

As ligas de NiTi estão sendo usadas cada vez mais para a produção de instrumentos endodônticos devido a sua característica de superelasticidade. Mesmo que as limas de NiTi sejam mais flexíveis quando comparadas com as limas de aço inoxidável, elas apresentam um custo maior e também uma diminuição na eficiência de corte com o uso contante, Thompson (2000).

Um outro problema encontrado para as limas rotatórias de NiTi está nas irregularidades de superfície que elas apresentam. Esses defeitos interferem na resistência ao desgaste da lima, favorecendo a fratura. Para melhorar esses defeitos, alguns autores como Schäfer (2001), modificam a secção transversal dos instrumentos. Outros, propõem tratamento na superfície desses instrumentos, como o processo de Implantação Iônica de Nitrogênio e Nitridação Térmica, que fazem com que os instrumentos endodônticos de NiTi se tornem mais resistentes ao uso e com capacidade de remover maior quantidade de tecido pulpar antes do descarte dos instrumentos rotatórios, Rapisarda *et al.* (2001).

O processo de fabricação das limas de NiTi são mais complexos do que os instrumentos de aço inox. Após a confecção das ligas de NiTi, a lima é confeccionada por usinagem. Esse tipo de lima não é confeccionada por torção, como as limas de aço inoxidável, devido às propriedades de efeito de memória de forma e superelasticidade, pois poderia ocasionar fraturas.

Embora no mercado exista atualmente uma nova lima de NiTi que é produzida por torção, juntamente com tratamento térmico, maiores pesquisas precisam ser realizadas. Estudos como o de Gambarini *et al.* (2008) mostraram que poderia existir um melhora na superelasticidade da lima.

Nesse presente estudo, foi avaliado a composição de diferentes marcas comerciais de limas rotatórias, quanto a composição química de NiTi. Não foi utilizado autoclavagem das limas previamente à análise no MEV/EDS. Quanto ao desgaste das limas, alterando suas composições químicas, em diferentes soluções irrigadoras, também não foi avaliado, mas um estudo de Marsicoverete *et al.* (1996), mostrou que não bastava mudar o desenho geométrico dos instrumentos rotatórios de NiTi para garantir as propriedades benéficas das limas, pois soluções irrigadoras, como o hipoclorito de sódio usado na desinfecção dos canais radiculares, quebram a película passivadora da liga, provocando pontos de corrosão.

As limas rotatórias apresentam uma concentração aproximada de 56% de Ni e 44% de Ti e 54,74% de Ni e 44,95% de Ti e 55% de Ni e 45% de Ti, 54,3% de Ni e 45,2% de Ti, de acordo com Thompson (2000), Shäfer *et al.* (2003), Baumann (2004) e Ounsi *et al.* (2008), respectivamente.

A interferência de alguns elementos, em um valor estatisticamente significativo o que é constatado sendo acima de 1%, como Si pode ser devido a usinagem da fabricação da lima. Maiores estudos têm que ser realizados para um resultado mais preciso.

Conforme se pôde avaliar, a única diferença não está na composição química que cada lima rotatória oferece de acordo com Ounsi *et al.* (2008). Para manter as propriedades favoráveis das limas rotatórias de NiTi, a possível sugestão seria que a forma geométrica que cada lima apresenta, poderia torná-la melhor ou pior, dependendo da solução irrigadora.

CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com a análise das limas constataram que as cinco marcas analisadas estão de acordo com os fabricantes, quanto as suas composições químicas de Níquel Titânio (~ 56%Ni e 44%Ti), sem um prévio processo de autoclavagem e sem uso constante das limas com diferentes soluções irrigadoras.

REFERÊNCIAS*

Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use en orthodontics. J. Amer. Dent. Ass.1971; 82(6): 1373-75

Baumann Ma. Nickel-Titanium: options and challenges. The Dental Clinics of North America. 2004;48(1): 55-67

Bonaccorso A, Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Fabrication of hard coatings on NiTi instruments. J Endodontics. 2003; 29(2): 132-34.

Branding Hj, Morton Ph, Bell T, Earwarker LG. The structure and composition of plasma nitrided coating on titanium. Nucl Instruments Methods Phys Res. 1992; 66: 230-6. Apud Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. Oral Surg. Oral Méd. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontics. 2000; 89: 363-8.

Bonetti Filho I, Esberard RM, Leonardo RT, del Rio CE. Microscopic evaluation of three endodontic files pré and post instrumentation. J Endodontics. 1998; 24: 461-4.

Brockhurst PT, Denholm I. Hardness and strength of endodontic files and reamers. J Endodontics. 1996; 22(2): 68-70.

Canaldi-Sahli C, Brau-Aguadé E, Sentis-Vilalta J. The effect of sterilization on bending and torsional properties of K-files manufactured with different metallic alloys. Int Endod J. 1998; 31(1): 48-52.

Carvalho MGP, Pagliarin CL, Corrêa CM, Santos AI, Coutinho FS, Borges RN. Preparo químico mecânico dos condutos radiculares: análise comparativa da formação do desvio apical “zip” em canais curvos produzidos “in vitro” por técnicas de instrumentação. Saúde. 2004; 30 (1-2): 21-32.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada no modelo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Council of Scientific Affairs. Revised American National Standards Institute / American Dental Association specification n.28 for root canals files and reamers, type K for hand use 2002; 1-17.

Craig RG, Peyton FA. Physical properties of carbon steel root canals files and reamers. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontics.* 1962; 15: 213-16.

Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. fatigue resistance of engine-driven Rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J. Endodontics.* 2008; 34(8): 1003-5.

Gambill JM, Alder M, Del Rio CE. Comparison on Nickel-Titanium and Stainless Steel Hand-File Instrumentation Using Computed Tomography. *J. Endodontics.* 1996; 22(7): 369-75.

Inan U, Gonulol N. Deformation and fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J. Endodontics.* 2009; 35(10): 1396-99.

Ingle JI, Levine M. The need for uniformity of endodontic instruments, equipment and filling materials. In: Grossman LI. *Transactions of Second International Conference on Endodontics.* Philadelphia- University of Pensilvania. 1958. p. 123.

International Standards Organization. ISO 3630-1. Dental root canals instruments – part 1: files, reamers, barbed broachs, rasps, paste carries, explorers and cotton broaches. 1992. 19p.

Kazemi RB, Stenman E, Spangberg LSW. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg. Oral Méd. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontics.* 1996; 81(5): 596-602.

Kuhn G, Tavernier B, Jordan L. Influence of structure on níkel-titanium endodontic instruments failure. *J Endodontics.* 2001; 27(8): 516-520.

Maia Filho EM. Avaliação comparativa da eficiência de corte das limas de níquel-titânio e de aço inoxidável. [dissertação]. Araraquara: UNESP/FOAr; 1998. Apud Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas rotatórios em endodontia – Instrumentos de níquel titânio. São Paulo: Artes Médicas; 2001

Marsicoverete ES, Clemente DJ, Del Rio CE. Morfometric video analices of the engine-driven nickel titanium Lightspeed instrument system. J Endodontics. 1996; 22(5): 231-5.

Leonardo MR, Leonardo RT. Sistemas rotatórios em endodontia – Instrumentos de níquel titânio. São Paulo: Artes Médicas; 2001

Onsi HF, Al-Shalan T, Salamed Z, Grandini S, Ferrari M. Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickl-titanium rotary instruments by using scanning electron microscopy and nergy dispersive spectroscopy. J Endodontics. 2008; 34(1): 53-55.

Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge Univ Press. 1998. 442p.

Perez F, Schoumacher M, Peli JF. Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel Endoflash and nickel-titanium Hero Shaper. Int Endod J. 2005; 38(9): 637-44.

Ramos CAS, Bramante CM. Endodontia - Fundamentos biológicos e clínicos: Instrumental. 2. ed. São Paulo: Santos; 2001. p. 137-158.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of the sterilizations on the cutting efficiency of rotary nickel titanium endodontics files. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontics. 1999; 88(3): 343-7.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L. Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. J Endodontics. 2001; 27(9): 588-92.

Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodontics.* 2003; 96(6): 757-63.

Schäfer E, Songert ES, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: A clinic study. *J. Endodontics.* 2004; 30(6): 432-35
Apud Stabholz A, Friedman S, Tamse A. Endodontic failures and re-treatment. In: *Pathways of the pulp.* 6. ed. Cohen S, Burns RC, eds. St. Louis: CV Mosby. 1994. p. 690-729.

Schäfer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 3. Resistance to bending and fracture. *J Endodontics.* 2001; 27(4): 299-303.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endodontics.* 1992; 18(7): 332-35.

Serene TP, Adams JD, Saxena A. *Nickel Titanium instruments: applications in endodontics.* St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1995. 112p.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33(4): 297-310

Thompson AS. An overview of nickel-titanium alloy used in dentistry. *Int Endod J.* 2000; 33(4): 297-310. *Apud* Lee JH, Park JB, Andreassen GF, Lakes RS. Thermomechanical study of NiTi alloys. *Journal of Biomedical Materials Research.* 1988(6); 22: 573-88.

Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canals files. *J. Endodontics.* 1988; 14(7): 346-51.

Wever DJ, Veldhuizen AG, De Vries J, Busscher HJ, Uges DRA, Van Horn JR. Electrochemical and surface characterization of a nickel titanium alloy. *Biomaterials*. 1998; 19(7-9): 761-9.

Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless- steel. *Quintecensse Int*. 1997; 28(6): 397-402.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H. Influence of composition and purity on tensile properties of NiTi alloy casting. *Dent Mater J*. 1992; 11(2): 157-64.