



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**CARACTERIZAÇÃO GEOMÉTRICA, DIMENSIONAL E AVALIAÇÃO
DA EFICIÊNCIA DE CORTE DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS
DE NÍQUEL-TITÂNIO BioRaCe E BT-RaCe**

Otaviano Luiz Durães Pereira

Belo Horizonte/MG

2017

Otaviano Luiz Durães Pereira

**CARACTERIZAÇÃO GEOMÉTRICA, DIMENSIONAL E AVALIAÇÃO DA
EFICIÊNCIA DE CORTE DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE
NÍQUEL-TITÂNIO BioRaCe E BT-RaCe**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Endodontia

Linha de Pesquisa: Propriedades Físicas, Químicas e Biológicas dos Materiais Odontológicos

Orientadora: Prof^a. Dra. Ana Cecília Diniz Viana

Co-Orientadora: Prof^a. Dra. Isabella Faria da Cunha Peixoto

Faculdade de Odontologia da UFMG
Belo Horizonte/MG

2017

Ficha Catalográfica

P436C Pereira, Otaviano Luiz Durães.
2017 Caracterização geométrica, dimensional e avaliação da
T ação de corte dos instrumentos endodônticos de níquel-
titânio BIORaCe E BT-RaCe / Otaviano Luiz Durães Pereira. --
2017.

69 f. : il.

Orientadora: Ana Cecília Diniz Viana.
Coorientadora: Isabella Faria da Cunha Peixoto.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Endodontia - instrumentação. 2. Níquel. 3. Titânio.
4. Resistência de materiais. 5. Torque. I. Viana, Ana
Cecília Diniz. II. Peixoto, Isabella Faria da Cunha. III.
Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de
Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA




FOLHA DE APROVAÇÃO


CARACTERIZAÇÃO GEOMÉTRICA, DIMENSIONAL E AVALIAÇÃO DA EFICIÊNCIA DE CORTE DOS INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS DE NÍQUEL-TITÂNIO BIORACE E BT-RACE

OTAVIANO LUIZ DURÃES PEREIRA

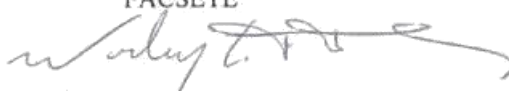
Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, como requisito para obtenção do grau de Mestre, área de concentração Endodontia.

Aprovada em 31 de julho de 2017, pela banca constituída pelos membros:


 Prof(a). Ana Cecilia Diniz Viana - Orientador
 FO/ UFMG


 Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto
 PUCMG


 Prof(a). Rafael Rodrigues Soares de Magalhães
 FACSETE


 Prof(a). Warley Luciano Fonseca Tavares
 UFMG

Belo Horizonte, 31 de julho de 2017.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



ATA DA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DO ALUNO OTAVIANO LUIZ DURÃES PEREIRA

Aos 31 dias de julho de 2017, às 14:00 horas, na sala 3416 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, reuniu-se a Comissão Examinadora composta pelos professores Ana Cecilia Diniz Viana (Orientadora) – FO/UFGM, Isabella Faria da Cunha Peixoto (Coorientadora) – PUC-MG, Rafael Rodrigues Soares de Magalhães - FACSETE e Warley Luciano Fonseca Tavares – UFGM, para julgamento da dissertação de Mestrado, área de concentração em Endodontia, intitulada: **Caracterização geométrica, dimensional e avaliação da eficiência de corte dos instrumentos endodônticos de níquel-titânio biorace e BT-RACE**. A Presidente da Banca, abriu os trabalhos e apresentou a Comissão Examinadora. Após a exposição oral do trabalho pelo aluno e arguição pelos membros da banca, a Comissão Examinadora considerou a dissertação:

Aprovado

Reprovado

Finalizados os trabalhos, lavrou-se a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos demais membros da Comissão. Belo Horizonte, 31 de julho de 2017.


Prof(a). Ana Cecilia Diniz Viana


Prof(a). Isabella Faria da Cunha Peixoto


Prof(a). Rafael Rodrigues Soares de Magalhães


Prof(a). Warley Luciano Fonseca Tavares

DEDICATÓRIA

À Deus, porque todos os desígnios vêm Dele.

Dedico este trabalho a todos os meus familiares.

A meu pai, minha mãe e meus irmãos que sempre, e incondicionalmente, me apoiaram.

À minha esposa, Laís, e as minhas filhas, Ana Luiza e Luciana, incentivadoras permanentes dos meus ideais e sonhos.

Aos meus genros, Antonio e Gustavo.

Em especial, ao meu netinho Antonio.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À professora Dra. Ana Cecília Diniz Viana, orientadora e guia, e a quem aprendi a admirar e respeitar ao longo da trajetória acadêmica do Mestrado. Minha gratidão pelos fundamentais ensinamentos e conhecimentos transmitidos.

À professora Dra. Isabella Faria da Cunha Peixoto que, na condição de minha co-orientadora, foi decisiva para a realização e conclusão deste trabalho, sobretudo pelo carinho dos debates e correções realizadas.

Vocês duas ficarão positivamente eternizadas nas lembranças desta minha importante trajetória de realização profissional.

AGRADECIMENTOS

De forma sincera e cordial, ao professor Dr. Vicente Tadeu Lopes Buono, pela constante e enriquecedora presença acadêmica durante o Mestrado.

Aos professores dos Programas de Graduação e Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da UFMG, em especial Dra. Elen Marise de Oliveira Oletto, Dra. Juliana Vilela Bastos, Dra. Maria Guiomar de Azevedo Bahia, Dra. Raquel Conceição Ferreira, Dr. Antônio Paulino Ribeiro Sobrinho e Dr. Luiz Carlos Feitosa Henriques, pelo auxílio durante as aulas teóricas e práticas, e pela excelente convivência nestes anos.

À equipe do laboratório do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola de Engenharia da UFMG, sobretudo os parceiros Caio Martins, Laís, Pedro Damas e Suzane Martins com os quais sempre pude contar quando da feitura da parte prático-laboratorial deste trabalho.

Ao professor Dr. Dagoberto Brandão Santos da Escola de Engenharia da UFMG, pelo fraternal disponibilidade do espaço de seu laboratório para a realização das imagens dos instrumentos pesquisados.

Ao pessoal do Colegiado da Pós-Graduação em Odontologia da UFMG, em especial à professora Dra. Isabela Almeida Pordeus e à funcionária Laís Cláudia Santiso Costa, pela constante disponibilidade e atenção, bem como pelas acertadas orientações acadêmicas a mim sempre ofertadas.

À professora Dra. Letícia Caldas e à aluna Renata Mattar, do Hospital São Geraldo da UFMG (Departamento de Fonoaudiologia), agradeço pelas importantes orientações no campo da oratória.

À Labordental (SP), nas pessoas do Dr. Kléber Carvalho e da Sra. Leila Diniz, pela doação dos kits dos instrumentos BioRaCe e à *FKG Dentaire Swiss Endo*, na pessoa do Sr. Alexander Mulhauser, pela doação dos kits dos instrumentos BT-

RaCe. Sem tais doações, o presente trabalho jamais poderia ser realizado. Recebam os meus mais sinceros agradecimentos.

Ao Dr. Vinícius Machado da Slice Radiologia e Tomografia Odontológica de Alta Precisão e ao Sr. Ricardo Moreira da Dental BH, pelo relevante auxílio quando da realização das tomografias e radiografias digitais que fizeram parte desta pesquisa.

À Verlaine Marilha de Barros, minha professora de Informática, que, ao longo do Mestrado, em muito me auxiliou e, carinhosamente, se tornou minha amiga e companheira de estudo.

À Juliane Venturelli, pelos sábios e relevantes ensinamentos estatísticos.

Aos colegas, parceiros e amigos da Equipe Mineira de Endodontia (EME), Geraldo, José Leonardo, Marcos, Rafael e Túlio, companheiros de docência na Endodontia.

Aos meus colegas de Mestrado, Lucas e Paula, com os quais iniciei e atravessei a jornada do Mestrado, pelo compartilhamento de dias, idéias e conhecimento odontológico.

Aos colegas e amigos que fiz durante o Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFMG, Aline, Daniela, Danilo, Eufemia, Igor, Lígia, Luiza e Marcela. Em especial ao Gustavo, que muito me ajudou cotidianamente. A vocês, meu muito obrigado.

A Caroline, amiga e companheira, sempre presente em todos os momentos desta minha caminhada. Meu muito obrigado.

Aos amigos de profissão e da vida, Geraldo, Marcelo, Rômulo, Sizenando e Yasmine, pelo constante apoio e incentivo.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS.....	21
2.1 Objetivo Geral	21
2.2 Objetivos Específicos	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS	22
3.1 Instrumentos Endodônticos Analisados.....	22
3.2 Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos.....	22
3.3 Ensaio de Eficiência de Corte dos Instrumentos	23
3.4 Análise Estatística.....	27
4 ARTIGO CIENTÍFICO	28
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	43
6 REFERÊNCIAS	44
7 ANEXOS/APÊNDICES	46

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 01	18
Ilustração dos instrumentos da sequência de NiTi BioRaCe	
FIGURA 02	20
Ilustração dos instrumentos da sequência de NiTi BT-RaCe e <i>BoosterTip</i>	
FIGURA 03	23
Imagens obtidas com o programa ImageJ mostrando (a) medidas do diâmetro a cada milímetro; (b) medidas do comprimento de <i>pitch</i> dos instrumentos	
FIGURA 04	24
Imagens do dispositivo acrílico com bloco de silicone e aparato para angulação de 20°	
FIGURA 05	25
Exemplos de imagens radiográficas digitais dos canais vestibular e palatino	
FIGURA 06	26
Bancada de ensaios e multímetro acoplado a motor endodôntico	
FIGURA 07	27
Curvas de calibração dos instrumentos BioRaCe e BT-RaCe	
FIGURA 08 (ANEXOS, APÊNDICE B, 3)	55
Gráfico das medidas de comprimento de <i>pitch</i> dos instrumentos	

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT – Agência Brasileira de Normas Técnicas

Af – Temperatura de Final de Transformação Reversa

ANOVA – Análise de Variância

As – Temperatura de Início de Transformação Austenita/Reversa

BioRaCe – BioRaCe *Sequence Kit*

BR – BioRaCe

BTR – BT-RaCe

BT – *BoosterTip*

CDR – Comprimento do Dente na Radiografia

COEP/UFMG – Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais

CP – Canal Palatino

CPC – Comprimento de Patência do Canal

CT – Comprimento de Trabalho Total

CV – Canal Vestibular

EEUFMG – Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais

EMF – Efeito Memória de Forma

FOUFMG – Faculdade de Odontologia da UFMG

ISO – Organização Internacional para Padronização

Mf – Martensita Final

Ms – Martensita Inicial

N.cm – Newtons por centímetro

NiTi – Níquel-Titânio

rpm – Rotações por Minuto

SCR – Sistema de Canais Radiculares

SE – Superelasticidade

TM – Transformação Martensítica

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

– Calibre de Ponta dos Instrumentos

RESUMO

A capacidade e eficiência de corte dos instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio (NiTi) são complexas e relacionadas a diversos fatores, como a técnica de instrumentação utilizada e as características geométricas e dimensionais dos instrumentos. Neste trabalho, o objetivo foi avaliar a ação de corte através do torque exercido durante o preparo de canais radiculares por instrumentos BioRaCe, (*FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds*, Suíça) BR0 25/.08, BR1 15/.05, BR2 25/.04, BR3 25/.06, BR4 35/.04 e BT-RaCe (*FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds*, Suíça) BTR1 10/.06, BTR2 35/.00 e BTR3 35/.04. Inicialmente, os instrumentos foram caracterizados com relação ao diâmetro a cada milímetro da parte ativa e comprimento de *pitch*. Os instrumentos foram fotografados e a análise das imagens foi realizada com o software ImageJ. Os ensaios de eficiência de corte foram realizados em 20 pré-molares com duas raízes distintas com curvatura gradual e discreta entre 10° e 25° (classe I) e comprimento total dos canais entre 19 e 23mm, selecionados do banco de dentes da FOUFG. Após radiografia digital inicial, foi realizado acesso coronário e odontometria com limas manuais de aço inoxidável K#10 e K#15. Dez dentes foram instrumentados seguindo a técnica preconizada pelo fabricante para cada sistema. Um multímetro, acoplado ao motor endodôntico, registrou o torque requerido por cada instrumento durante o preparo dos canais. A ação de corte e o comportamento dos instrumentos durante o preparo dos canais foram avaliados através das curvas torque *versus* tempo. Os resultados da caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos indicaram que a medida dos mesmos é compatível com os valores preconizados pelo fabricante. Na análise do comprimento de *pitch*, as limas mostraram arestas de corte alternadas e progressivas, exceção apenas para a BTR2, cujo *pitch* foi constante. Quanto ao tempo de utilização dos instrumentos, os resultados indicaram que os sistemas BioRaCe e BT-RaCe demonstraram diferenças nos tempos dos ensaios de eficiência de corte, devido, principalmente, à diferença do número de instrumentos utilizados em cada sequência. Por fim, não houve diferença estatística entre a ação de corte dos instrumentos que demandaram maior torque médio durante a instrumentação, BR3 para o sistema BioRaCe e BTR3 para o sistema BT-RaCe. A diminuição do número de instrumentos para o preparo de canais mostrou, nas limitações deste

estudo e nas sequencias avaliadas, um torque máximo seguro para o uso clínico, bem como a diminuição do tempo clínico.

PALAVRAS-CHAVE: Instrumentos Endodônticos de NiTi; BioRaCe; BT-RaCe; Eficiência de Corte; Torque.

ABSTRACT

The cutting ability and efficiency of Niquel Titanium (NiTi) endodontic instruments are complex and related to many different factors such as the instrumentation technique and the geometric and dimensional characteristics of the instruments. The goal of the present work was to assess the cutting action through the torque exerted during the preparation of root canals with BioRaCe instruments, (*FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds, Suíça*) BR0 25/.08, BR115/.05, BR2 25/.04, BR3 25/.06, BR4 35/.04 e BT-RaCe (*FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds, Suíça*) BTR1 10/.06, BTR2 35/.00 e BTR3 35/.04. Initially, the instruments were characterized according to the diameter of each millimeter of the active part and pitch length. Instruments were photographed and images were analyzed by the ImageJsoftware. Cutting efficiency assays were performed with 20 upper premolares with two separate roots with a gradual curvature ranging from 10° e 25° (class I) and total canal length between 19 and 23mm, selected from the FOUFMG tooth bank. After the initial digital radiograph the coronal access was performed, follow by the working length determination with manual stainless steel K#10 and K#15 files. Ten teeth were instrumented according to the manufacturers recommendation for each system. A multimeter, coupled to the endodontic motor, recorded the torque required by each instrument during root canal preparation. The cutting efficiency and the behaviour of the instruments during the preparation were assessed by the torque *versus* time curves. Results indicate that the geometrical and dimensional characterization of the instruments are compatible to the values advocated by the manufacturer. In the pitch length analysis, files showed alternate progressive cutting flutes, only exception being, that had a constant pitch. As for the cutting time required by the instruments, results revealed that BioRaCe and BT-RaCe systems showed differences in the cutting efficiency time assays, mostly due to the difference in the number of instruments used for each sequence. Last but not least, there were no statistical differences in the cutting assays of instruments that demanded higher average torque during the instrumentation, BR3 for the BioRaCe system and BTR3 for the BT-RaCe system. The reduced number of instruments for root canal preparation, within the constraints imposed by this study and by the sequences evaluated, showed a safe maximum torque for clinical use and a decreased treatment time.

KEYWORDS: NiTi Endodontic Instruments; BioRaCe; BT-RaCe; Cutting Efficiency; Torque.

1 INTRODUÇÃO

No início da década de 90, diferentes sistemas de instrumentos passaram a ser fabricados a partir da utilização da liga Níquel-Titânio (NiTi) com a intenção de minimizar o risco de se causar alterações na trajetória original dos canais, ocasionadas por limitações das propriedades dos instrumentos de aço inoxidável tradicionalmente utilizados. E em decorrência das propriedades do NiTi, em especial seu efeito memória de forma (EMF), sua superelasticidade (SE), biocompatibilidade e ampla resistência à corrosão (SERENE *et al.*1995), os instrumentos endodônticos fabricados a partir desta liga têm sido cada vez mais utilizados na limpeza e modelagem do sistema de canais radiculares (THOMPSON 2000).

O efeito memória de forma é uma propriedade de um grupo de materiais que, após sofrerem uma deformação relativamente elevada, têm a capacidade de recuperar sua forma original, através de aquecimento acima de uma temperatura crítica. A superelasticidade é um tipo particular de efeito memória de forma, em que o material retoma sua forma original apenas pela retirada da tensão aplicada, sem necessidade de aquecimento (OTSUKA & WAYMAN1998, THOMPSON 2000).

As ligas que apresentam estas propriedades passam por uma transformação de fase denominada transformação martensítica (TM). A TM induzida por temperatura ocorre, no resfriamento, em uma faixa de temperatura específica. Neste caso, com o resfriamento da liga austenítica, a fase martensítica começa a se formar, e o material torna-se completamente martensítico abaixo da temperatura final de transformação (Mf).

Durante o aquecimento da liga na fase martensítica, estável em baixa temperatura, o material permanece martensítico até a temperatura de início de formação da austenita (As). No intervalo de temperatura inicial e final de transformação reversa (As e Af), ambas as fases martensita e austenita estão presentes. Acima da temperatura final (Af), a liga é totalmente austenítica. As transformações martensítica e reversa são geralmente acompanhadas por mudanças nas propriedades físicas e mecânicas das ligas, tais como módulo de elasticidade, tensão de escoamento e resistividade elétrica (OTSUKA & WAYMAN1998, THOMPSON2000).

Dentre as propriedades físicas e mecânicas, o corte das paredes do canal pelo instrumento é uma etapa crucial do tratamento, pois contribui para remoção da dentina e obtenção de um preparo satisfatório, possibilitando melhor ação das

soluções irrigadoras com uma conseqüente limpeza mais eficiente e posterior obturação tridimensional (SCHILDER1974).

A eficiência de corte de um instrumento endodôntico pode ser caracterizada como o volume efetivo de dentina excisada, por unidade de extensão de corte, sob condições bem definidas (YGUEL-HENRY & STEBUT1994). Na definição de FELT *et al.* (1982), eficiência de corte é a energia despendida por unidade de material removido. O torque e a força apical gerados pelos instrumentos durante o preparo dos canais são parâmetros importantes e devem ser considerados (SCHRADER & PETERS 2005, PETERS & BARBAKOW, 2002; PEIXOTO *et al.* 2015).

Sabe-se que a capacidade e eficiência de corte dos instrumentos endodônticos é complexa e está relacionada a inúmeros fatores, como a técnica de instrumentação, interação de parâmetros como geometria de seção transversal, ângulo de corte, espaço entre as lâminas de corte, ângulo helicoidal, propriedades metalúrgicas e tratamento de superfície dos instrumentos. (SCHÄFER1999, SCHÄFER & OITZINGER 2008, WAN *et al.*2010).

Muitos fabricantes têm desenvolvido e comercializado novos instrumentos endodônticos de NiTi, que apresentam diferentes geometrias de seção transversal, comprimentos de lâmina de corte e ângulos helicoidais, assim como conicidades variadas.

A utilização de novos métodos de fabricação e tratamentos térmicos especiais nos fios de NiTi proporcionam maior resistência à fadiga e aumento da flexibilidade dos instrumentos (KRAMKOWSKI & BAHCALL 2009, LARSEN *et al.*2009, PEIXOTO *et al.* 2010). De forma semelhante, foi encontrado que o polimento eletrolítico melhora a qualidade superficial dos instrumentos de NiTi, conferindo-lhes maior eficiência de corte e maior resistência ao desgaste (KOCH & BRAVE 2004).

Os instrumentos RaCe (*FKG Dentaire Swiss Endo, - La Chaux-de-Fonds, Suíça*) apresentam uma superfície tratada quimicamente através de polimento eletrolítico, o que resulta em melhor acabamento superficial, tornando-a mais lisa que outros sistemas de NiTi. Entretanto, o eletropolimento dos instrumentos RaCe não mostrou efeito benéfico na resistência à corrosão ocasionada por NaOCl, nem na resistência à fadiga destes instrumentos, quando comparado a instrumentos que não recebem polimento eletrolítico (PETERS *et al.*2007).

As bordas cortantes dos instrumentos RaCe estão dispostas em direções alternadas para eliminar o efeito de travamento no interior dos canais e reduzir o torque necessário para a ação do instrumento (SCHÄFER& VLASSIS 2004). Além

dessa vantagem, a combinação da seção transversal triangular e das bordas cortantes alternadas fornecem espaço para evacuação das raspas de dentina garantindo uma eficiente remoção de debris (BAUMANN 2005).

O sistema rotatório NiTi BioRaCe (FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds, Suíça), de acordo com o fabricante, apresenta como características: ponta de segurança não cortante, lâminas de corte afiadas, seção transversal triangular, ângulos helicoidais alternados e polimento eletroquímico de superfície (FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds, Suíça, 2013).

Este sistema emprega uma seqüência em que as áreas de contato de cada lima minimizam a tensão durante o preparo dos canais, limpando e formatando corretamente o terço apical de forma segura, baseada no conhecimento do diâmetro anatômico dos canais radiculares (DEBELIAN *et al.*2009).

O Sistema NiTi BioRaCe (BR) compõe-se por um kit básico de 6 instrumentos: BR0 25/.08, BR1 15/.05, BR2 25/.04, BR 3 25/.06, BR4 35/.04 e BR5 40/.04.



Figura 01 – Ilustração dos instrumentos da sequência de NiTi BioRaCe

Fonte: Encarte oficial do Sistema BioRaCe / FKG Dentaire Swiss Endo 2013

Recentemente, foram introduzidas no mercado as limas endodônticas de NiTi do sistema RaCe *Booster Tip* (BT-RaCe, FKG Dentaire Swiss Endo, – La Chaux-de-Fonds, Suíça). Esta seqüência preconiza o tratamento da grande maioria dos canais radiculares usando apenas três instrumentos e respeitando plenamente as normas biológicas do tratamento do Sistema de Canais Radiculares (SCR). De acordo com o

fabricante, tanto a sequência dos instrumentos quanto as características de design dos mesmos foram concebidas de forma que a ponta nunca fique totalmente presa às paredes do canal, garantindo, assim, a máxima segurança. Esses instrumentos apresentam um perfil inovador e diferente dos instrumentos convencionais, com a utilização de uma lima cilíndrica e instrumentos com diferentes conicidades. O efeito da cinemática do uso destes instrumentos, bem como a possibilidade de uma possível sobrecarga, necessitam de maiores estudos (DEBELIAN *et al.* 2014).

Após quase três décadas do lançamento dos primeiros instrumentos rotatórios de NiTi, novos métodos e materiais de fabricação foram desenvolvidos para sustentar novas gerações de instrumentos de NiTi com flexibilidade superior e maior resistência à fadiga, além de grande eficiência de corte. Novos processos de fabricação, com tratamentos térmicos diferenciados e usos de novas ligas têm sido desenvolvidos (LARSEN *et al.* 2009, SHEN *et al.* 2011).

O sistema BT-RaCe com ponta *BoosterTip*, ou BT, apresenta as limas BTR1, BTR2 e BTR3 que são caracterizados por seção transversal triangular ao longo de todo instrumento que por sua vez tem como segurança seis lâminas de corte e um diâmetro reduzido para aumentar a eficiência de corte (Brochure *FKG Dentaire Swiss Endo*, 2013).

As limas BTR1 10/.06 são usadas para a exploração do canal com a criação de uma trajetória livre e desimpedida a partir do alargamento do terço coronal. Um pequeno diâmetro apical e um grande *taper* preparam a parte coronária do canal.

Na sequência, utiliza-se a BTR2 35/.00 que está destinada à preparação do terço apical. Esta lima é cilíndrica e com conicidade 00 e ponta ISO diâmetro 35 permanecendo flexível graças ao design sem conicidade. Possui, assim, uma fácil e eficiente penetração que é obtida em decorrência da ponta BT (BURKLEIN *et al.* 2015).

Já a última lima da sequência, BTR 3 35/.04, faz a união das preparações coronárias e apicais criadas pelas limas BTR1 e BTR2, conferindo o formato final para a instrumentação dos canais.

A ponta desses instrumentos, configurada na forma hexagonal, permite a remoção incremental da dentina, funcionando como guia e otimizando a penetração dos instrumentos em canais com diferentes diâmetros, segundo ilustração abaixo:

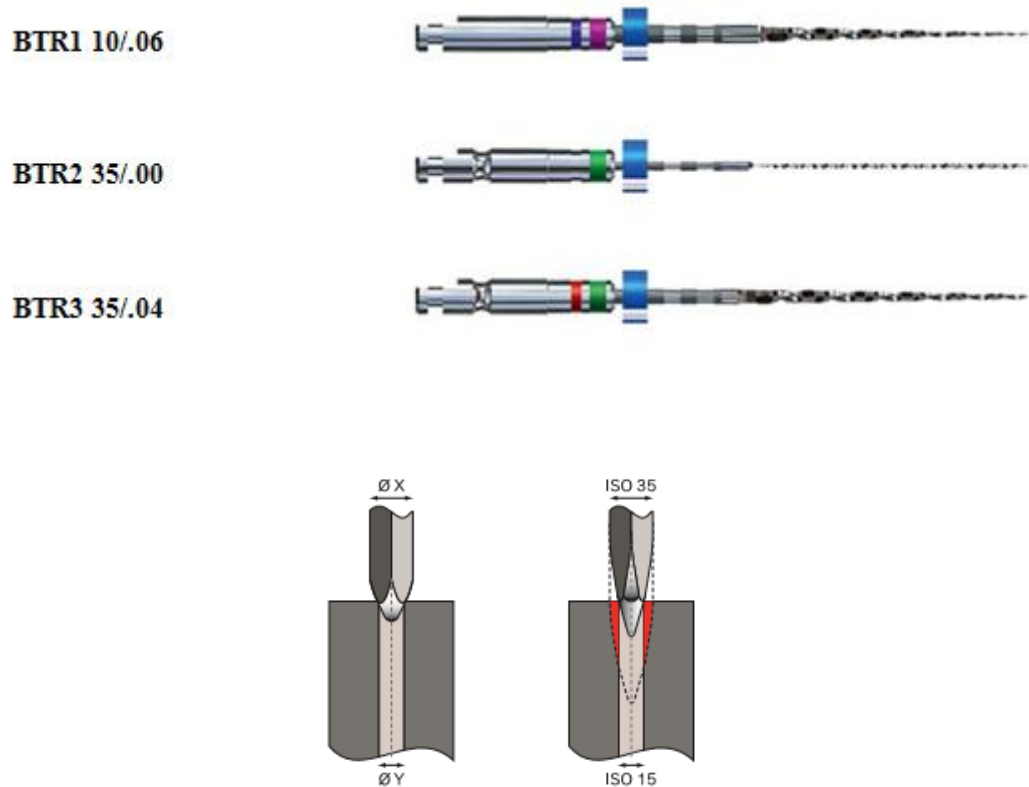


Figura 02 – Ilustração dos instrumentos da sequência de NiTi BT-RaCe e Booster Tip
Fonte: Encarte oficial do Sistema BT-RaCe / FKG Dentaire Swiss Endo

Estudos mais recentes, com metodologias bem definidas, são capazes de padronizar, em dispositivo de bancada, todas as condições relacionadas a instrumentação do sistema de canais, e relacionar a eficiência de corte de um instrumento às suas características dimensionais e geométricas (PEIXOTO *et al.*2015).

Diante da escassez na literatura de um maior detalhamento das propriedades e comportamento dos sistemas BioRaCe e BT-RaCe fabricados a partir de NiTi convencional e com polimento eletrolítico, o presente trabalho teve como objetivo estudar suas características geométricas e dimensionais dos instrumentos e sua influência no comportamento e eficiência durante o corte, assim como das eventuais implicações que seu uso possa ter na prática clínica.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi acionados a motor BioRaCe e BT-RaCe, através da medida do torque demandado durante a instrumentação de canais radiculares em dentes extraídos.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar as características geométricas e estabilidade dimensional dos instrumentos de NiTi BioRaCe e BT-RaCe, por meio de medidas de: diâmetro do instrumento a cada milímetro da parte ativa e distância entre as lâminas de corte (*pitch*);
- Desenvolver uma nova metodologia para avaliação do perfil de atividade dos instrumentos de NiTi durante a formatação de canais radiculares;
- Comparar a ação de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi BioRaCe e BT-RaCe, através do torque solicitado durante a instrumentação de canais radiculares de dentes extraídos.
- Comparar a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios de NiTi BioRaCe e BT-RaCe, através do tempo gasto por cada instrumento na etapa de formatação de canais de dentes extraídos.
- Avaliar o efeito de sequências de instrumentação com maior ou menor número de instrumentos.
- Comparar a diferença entre a ação de corte de instrumentos BioRaCe no primeiro e terceiro usos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A parte experimental do presente estudo foi conduzida nos laboratórios do Departamento de Engenharia Metalúrgica e Materiais da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (EEUFMG).

3.1 Instrumentos Endodônticos Analisados

Para atingir os objetivos almejados, os instrumentos rotatórios de NiTi BioRaCe foram adquiridos dos fornecedores habituais e os BT-RaCe foram adquiridos diretamente junto à *FKG Dentaire Swiss Endo*.

Todos os instrumentos foram utilizados na etapa de caracterização geométrica e dimensional, bem como na avaliação da eficiência de corte, através de ensaios de instrumentação de dentes extraídos. Esses sistemas foram escolhidos por apresentarem características semelhantes em termos de desenho da seção transversal, direção de bordas cortantes, propriedades da liga NiTi e polimento de superfície, e em contrapartida apresentarem um número diferente de instrumentos propostos para a sua sequência clínica.

Ressalta-se que o presente estudo não testou o instrumento BioRaCe BR5 40/.04 porque esse, quando em comparação à sequência BT-RaCe, não encontra par e/ou equivalente. Logo, em um estudo comparativo dos kits BR e BT, tal inclusão não faria sentido, tendo a instrumentação sido então, finalizada no instrumento BR4 35/.04.

3.2 Caracterização Geométrica e Estabilidade Dimensional dos Instrumentos

Para a caracterização geométrica e avaliação da estabilidade dimensional dos instrumentos NiTi BioRaCe e BT-RaCe, dez instrumentos de cada calibre foram fotografados de forma padronizada utilizando uma câmera digital Canon EOS 20D, (Canon Inc. Tóquio, Japão) e suas imagens foram analisadas pelo software ImageJ (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). Foram realizadas medidas do diâmetro a cada milímetro do instrumento e distância entre as lâminas de corte (*pitch*).

As medidas dos diâmetros foram realizadas traçando-se tangentes às superfícies externas de cada instrumento e, posteriormente, traçando-se uma linha perpendicular que interceptasse as tangentes externas, direita e esquerda, a cada

milímetro da parte ativa do instrumento. As medidas das distâncias entre as lâminas de corte (comprimento de *pitch*) foram realizadas a partir da região interna de uma lâmina de corte à seguinte em todo o comprimento da parte ativa (Figura 03).

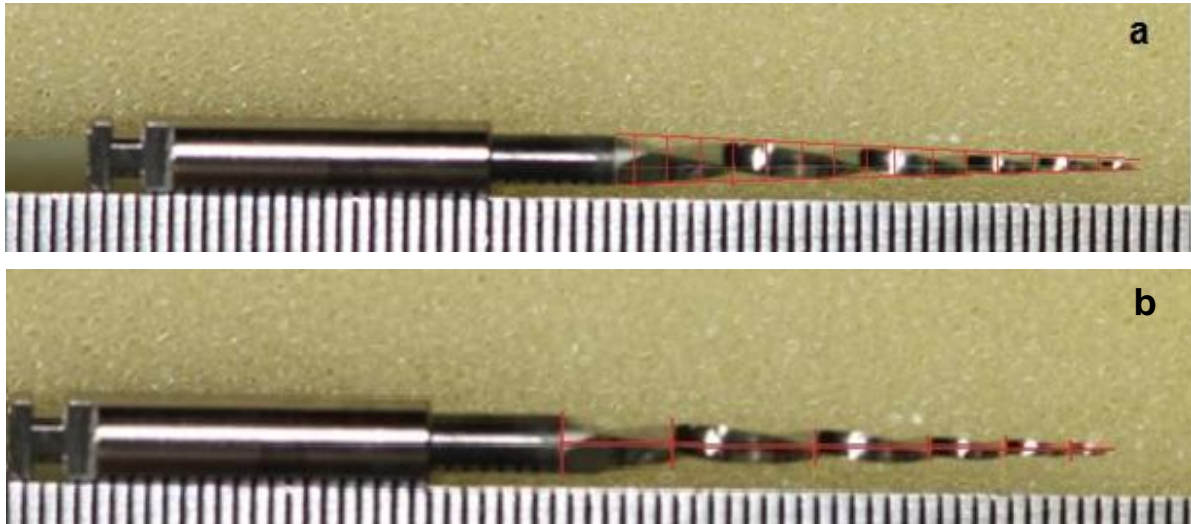


Figura 03 – Imagens obtidas com o programa ImageJ mostrando (a) medidas do diâmetro a cada milímetro; (b) medidas do comprimento de *pitch* dos instrumentos

Fonte: Do Autor

3.3 Ensaio de Eficiência de Corte dos Instrumentos

Foram utilizados 20 dentes extraídos, primeiros pré-molares superiores (cada dente com dois canais, um vestibular e um palatino), retos ou com discreta curvatura, entre 10° e 25°. Os dentes foram cedidos pelo Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da UFMG, e submetidos ao controle das normas previstas no Regulamento do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP/UFMG), como atesta os pareceres de nº. 1952146 e de nº CAAE 62439416.0.0000.5149 (Anexo 1).

Os dentes foram acondicionados individualmente e numerados, sendo conservados em recipiente com Timol a 0,1%.

A abertura coronária foi realizada utilizando-se brocas de alta rotação esféricas nº. 1 e 2 tronco-cônica 1557 (KG Sorensen – Cotia, SP, Brasil) e broca de alta rotação EndoZ(Dentsply/Maillefer – Brasil).

Os dentes foram encaixados em tornos de bancada, a fim de manter o equilíbrio durante o preparo mecânico-químico. Após a realização da abertura coronária, os canais foram previamente explorados pelo mesmo operador, com instrumentos manuais novos de aço inoxidável, K#10 e K#15 (VDW, Munique, Alemanha), todos devidamente pré-curvados e com livre acesso até o forame apical. Convencionou-se como comprimento de trabalho (CT) dos canais vestibular (CV) e palatino (CP), a medida total do conduto, ou seja, da referência externa até a saída do forame apical e esta distância foi conferida através de radiografia digital (Sensor EVO-Micro Imagem T1, SP-Brasil). Para padronização da angulação das tomadas radiográficas, os dentes foram inclusos em blocos de silicone de adição (3M ESPE, Express, 3M do Brasil Ltda) para permitir sua colocação e remoção, e apoiados em um aparato de acrílico (Acrildam, Belo Horizonte, Brasil) que permitia uma angulação de 20° para dissociação das imagens dos canais.

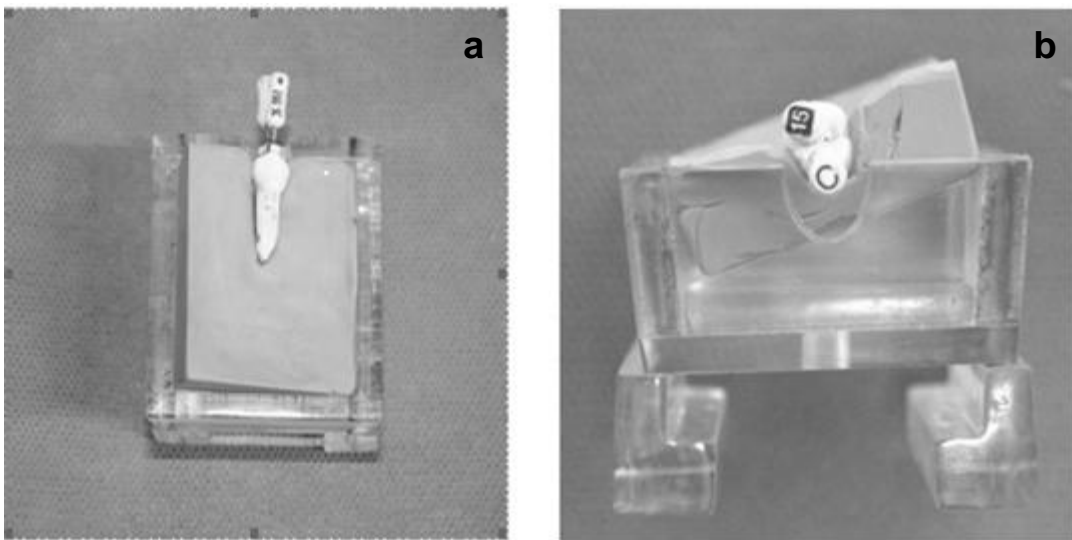


Figura 04 – Imagens do dispositivo acrílico com bloco de silicone e aparato para angulação de 20°

Fonte: Do Autor

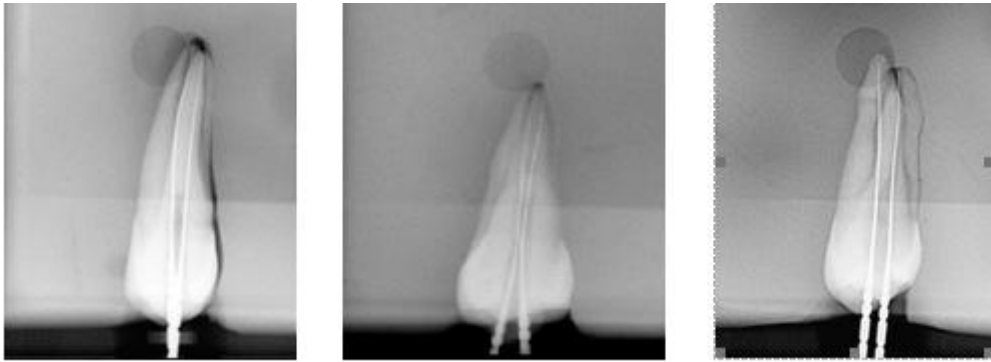


Figura 05 –Exemplos de imagens radiográficas digitais dos canais vestibular e palatino

Fonte: Do Autor

Para acionamento dos instrumentos de NiTi foi utilizado um motor endodôntico X-Smart Plus (Dentsply/Maillefer, Baillagues, Suíça) e toda a seqüência operacional aconteceu de acordo com as instruções do fabricante.

Todos os instrumentos BioRaCe foram utilizados com uma velocidade de 600 rpm e o torque de 1,0 N.cm. A seqüência de instrumentação foi a seguinte: BR0 25/.08 para a preparação da porção coronária com movimentos leves de vai e vem até dois terços do CT; instrumentos BR1 15/.05, BR2 25/.04, BR3 25/.06 e BR4 35/.04 até o CT. Segundo o protocolo do fabricante, caso o instrumento não alcançasse o CT em quatro movimentos axiais, dever-se-ia recapitular e repetir o procedimento até atingi-lo. Para o sistema BioRaCe cada instrumento foi utilizado em três dentes, ou seja, de forma estendida, conforme protocolo do fabricante.

Já os instrumentos endodônticos do sistema BT-RaCe foram operados a uma velocidade de 800 rpm e um torque de 1.5N.cm. Todos os instrumentos foram utilizados até o comprimento de trabalho total (CT) na seqüência: BTR1 10/.06, BTR2 35/.00 e BTR3 35/.04. A lima BTR1 foi usada para exploração do canal e alargamento do terço coronal. A BTR2 foi destinada a preparação do terço apical e a BTR3 para a formatação final apical.No sistema BT-RaCe cada conjunto de instrumentos testados foi utilizado em apenas um dente extraído, caracterizando o uso único preconizado pelo fabricante.

A cada troca de instrumentos, nos dois sistemas, foi realizada recapitulação com lima manual de aço inoxidável calibre #10 até o CT e os canais foram irrigados com 1 ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% com o auxílio de uma seringa

(Ultradent, South Jordan, EUA) e agulha calibre 27(NaviTip; Ultradent, South Jordan, EUA).

Um multímetro digital (DMM4020 Tektronix, Beaverton, OR) foi acoplado ao motor de teste com o objetivo de medir a corrente elétrica necessária para manter o motor em uma velocidade de rotação constante durante o teste.

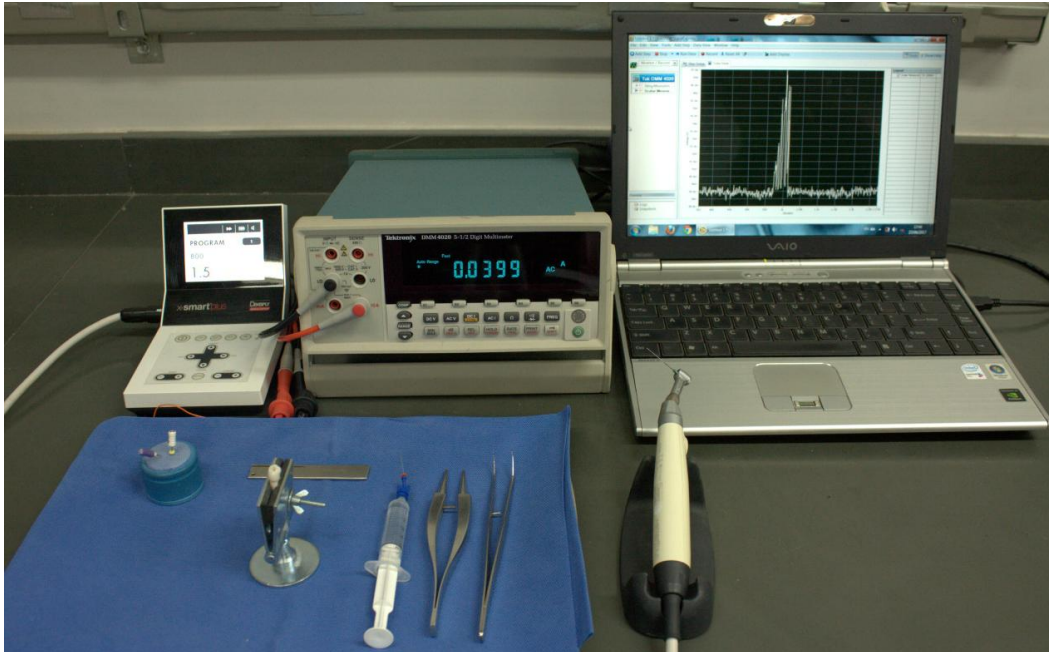


Figura 06 – Bancada de ensaios e multímetro acoplado a motor endodôntico

Fonte: Do Autor

Os valores de torque requeridos por cada instrumento durante a formatação dos canais foram determinados a partir de uma curva de calibração obtida utilizando-se o limitador de torque do motor endodôntico X-Smart Plus. Esse dispositivo interrompe a rotação da ferramenta de mão quando o valor máximo de torque selecionado pelo operador é atingido.

Dessa forma, selecionando-se os vários valores possíveis de limite superior de torque e, para cada valor, medindo por meio do multímetro, a corrente máxima fornecida à ferramenta de mão logo antes da interrupção do movimento, foi possível construir uma curva corrente *versus* torque.

Devido às diferenças de condições operacionais associadas a cada sistema (velocidade e torque), duas curvas de calibração foram obtidas. A equação 1 (Figura 7A) tem validade para utilização do sistema BR, com 600 rpm e torque máximo de 1,0 N.cm. A equação 2 (Figura 7B) tem validade para utilização com o sistema BTR,

com 800 rpm e torque máximo de 1,5 N.cm. Ambas as equações foram obtidas com coeficiente de correlação $R^2=0,99$.

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,91 \times \text{Corrente (A)} - 0,14 \quad (1)$$

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,81 \times \text{Corrente (A)} - 0,14 \quad (2)$$

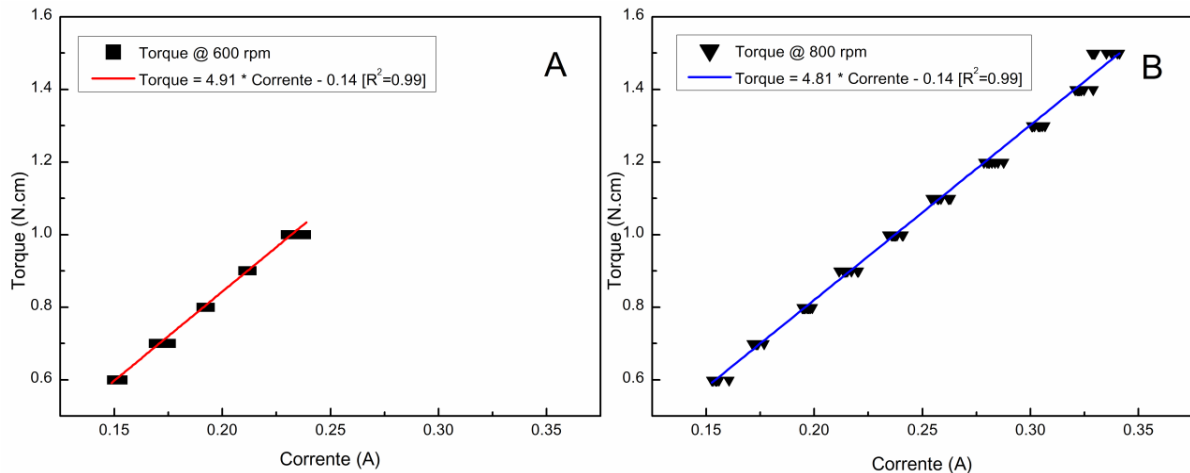


Figura 07 – Curvas de calibração dos instrumentos BioRaCe e BT-RaCe

Fonte: Do Autor

A ação de corte e o comportamento dos instrumentos durante o preparo dos canais foi avaliada através das curvas de torque em função do tempo, obtidas durante a instrumentação dos dois canais presentes em cada dente estudado.

3.4 Análise Estatística

A comparação estatística dos resultados obtidos referentes aos instrumentos BioRaCe e BT-RaCe foi realizada utilizando-se o teste T de Student. Para a comparação entre os diferentes instrumentos foi utilizado o ANOVA. O coeficiente de confiabilidade empregado nos testes dos instrumentos foi de 95%, com uma probabilidade de significância inferior a 5% ($P < 0,05$).

4 ARTIGO CIENTÍFICO

Cutting properties of nickel-titanium endodontic instruments in short and long shaping sequences

Otaviano Luiz Durães Pereira, DDS*, Pedro Damas Resende ‡, Vicente Tadeu Lopes Bueno, BS, MSc, PhD ‡, Isabella Faria da Cunha Peixoto, DDS, MSc, PhD*, and Ana Cecília Diniz Viana, DDS, MSc, PhD*

*Department of Restorative Dentistry, Faculty of Dentistry, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil, ‡ Department of Metallurgical and Materials Engineering, School of Engineering, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brazil.

Running Title: Cutting action of NiTi Endodontic Instruments.

Keywords: NiTi Endodontic Instruments; BioRaCe; BT-RaCe; Cutting Efficiency; *Torque*.

Correspondence:

Professor Vicente T. L. Bueno
Department of Metallurgical and Materials Engineering
Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG)
Av. Antonio Carlos, 6627 – Campus Pampulha
CEP 31.270-901, Belo Horizonte/MG, Brazil.
Tel: +55 31 3409-1859; Fax: +55 31 3409-1815
E-mail: vbuono@demet.ufmg.br

Acknowledgments

This work was partially supported by Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Belo Horizonte, MG, Brazil, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Brasília, DF, Brazil, Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Brasília, DF, Brazil, Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil. The authors deny any conflicts of interest related to this study.

Abstract

Aim: This study aimed at evaluating the cutting action of two different nickel-titanium rotary instruments with similar cross-sectional designs, using a new methodology, during the preparation of straight root canals in extracted teeth.

Methodology: A total of 20 teeth were divided into two groups of 10. The teeth were previously explored with #10 manual files. Canals were prepared to a final apical size 35 using BioRaCe (BR) and BT-RaCe (BTR). Speed and torque of the electric motor were adjusted according to each system specification and a multimeter was used to record the torque required by each instrument along the canal preparation. Instrumentation time was measured with a digital chronometer. The t-test was applied to perform data statistical analysis.

Results: The BR0 instrument had the longer and the BTR2 instrument had the shorter pitch length. Total amount of time spent on instrumentation was longer for BR sequence. On average, each BioRaCe instrument showed a tendency to spend less time compared to BTRaCe instruments ($p < .05$). Regarding torque versus time, the BR3 instrument spent more time and reached higher torque values (0,646 N.cm). In the BTRaCe system, the BTR3 tends to reach higher torque values, on average (0,530 N.cm). Specifically comparing the BR3 and BTR3 groups, there was no significant difference between the two groups in terms of mean torque ($p > .05$). From all 5 instruments of the BR sequence, results showed that only 3 were effectively active during the shaping of root canals. No fractures or deformation were observed during this experiment.

Conclusions: The methodology allowed the evaluation of both individual and system cutting properties of the instruments BR and BTR in terms of torque and time needed to prepare root canals. The update of a sequence with fewer instruments for the root canal preparation maintained a safe maximum torque for clinical use and shortened the time needed for this step.

Keywords: NiTi Endodontic Instruments; BioRaCe; BT-RaCe; Cutting Efficiency; Torque.

Introduction

An important attribute of endodontic instruments behaviour is cutting efficiency. However, this parameter is difficult to measure. Several different techniques have been used as an attempt to develop reproducible and reliable methods for determining cutting efficiency, such as weighing the amount of material cut by the instrument (RAPISARDA *et al.* 2000, VINOCHKUMAR *et al.* 2007), evaluating the wear depth in acrylic plates using profilometry (YGUEL-HENRY & STEBUT 1994, MORGENTAL *et al.* 2013, PETERS *et al.* 2014), micro-computed tomographic imaging (SHEN *et al.* 2008) or the torque and apical force required to the penetration of the instrument inside an artificial canal (PEIXOTO *et al.* 2015). Although the cutting ability of instruments has been widely investigated (PLOTINO *et al.* 2014, KIEFNER *et al.* 2013), studies assessing the cutting action of each single instrument during canal preparation are still scarce.

The metallurgical properties of the NiTi alloy used in the manufacturing of endodontic instruments certainly impacts its performance, but the flute width, cross-sectional design, and dimensions, in particular the pitch length, rake angle, and cross-sectional area, are the determining factors that give a certain instrument its specific cutting properties (SHEN *et al.* 2008, WAN *et al.* 2010). Surface treatment (BUI *et al.* 2008, BOESSLER *et al.* 2009) was also observed to influence the cutting behavior.

The NiTi BioRaCe System (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland) consists of a kit of 6 instruments: BR0 25/.08, BR1 15/.05, BR2 25/.04, BR3 25/.06, BR4 35/.04, BR5 40/.04. These instruments feature a safe non-cutting tip, triangular cross section and electrochemical surface finishing. The sharp edges of the BioRaCe instruments are arranged in alternating directions in order to eliminate the locking effect and reduce the torque required for cutting dentin inside the canals (SCHAFER *et al.* 2004, DEBELIAN *et al.* 2009). The combination of the triangular cross section and the alternating cutting edges provides room for dentin scraping, ensuring efficient removal of debris (BAUMANN *et al.* 2005)

A recently introduced set of files, made from conventional austenite NiTi, is the BT-RaCe instrumentation system (FKG, La Chaux-de-Fonds, Switzerland). These instruments are characterized by a triangular cross section over the entire working part and the so-called 'booster tip' (BT-tip). According to manufacturers this safety tip, with six cutting edges and a reduced diameter, is claimed to facilitate the progression of the instrument towards the apical part, while maintaining the original canal curvature. BT-

RaCe classic sequence uses instruments in sizes 10/.06, 35/.00 and 35/.04. The BTR2 35/.00 instrument is not tapered. Thus it has a unique cylindrical design and is indicated to prepare the apical third of the canal (BÜRKLEIN *et al.* 2015). So far, there is limited information available regarding the shaping ability of BT-RaCe instruments (BÜRKLEIN *et al.* 2015, DEBELIAN *et al.* 2014).

Reducing the number of instruments needed to shape root canals is one of the strategies manufacturers have been implementing in the development of new rotary systems (ARIAS *et al.* 2014). Nevertheless, shortening the sequence may translate into higher forces acting on each one of the instruments of the new sequence.

The purpose of this study was to assess the cutting properties of each NiTi file in two instrumentation techniques, with either long or short sequences, using a recently developed methodology. Measurements are based on the torque and time required for the preparation of root canals in extracted teeth.

Materials and Methods

Before the mechanical tests, 10 instruments of each type, as received from the manufacturer, were photographed using a high resolution digital camera (EOS 20D; Canon, Tokyo, Japan). Based on the American National Standards Institute/American Dental Association Specification 101, lines were drawn on either side of the instrument images, and the outermost diameters at each millimeter from the tip were measured using the software Image J (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, EUA). The same method was used to determine pitch length.

A total of 20 extracted human bicuspid teeth with two almost straight root canals (curvatures between 10° e 25°) were selected. Coronal access was achieved using diamond and EndoZ burs (Dentsply Sirona Endodontics, Baillagues, Switzerland), and the canals were controlled for apical patency with a root canal instrument size #10. Only teeth with intact root apices, measuring between 19 e 23mm were included.

Standardized radiographs were taken prior to instrumentation with #15 instrument size inserted into the canal. Each tooth was placed in a mount made of silicon-based impression material (EM Espe, Sumaré, São Paulo, Brasil) to maintain a constant position, adjusted inside an acrylic resin device. Radiographs were obtained by a digital sensor (EVO-Micro Imagem T1, SP-Brasil) using 20° standardizing angulation device to allow canal dissociation.

The working length (WL) was obtained by measuring the length of a size 15 instrument at the major apical foramen. During instrumentation, the root canal was flushed with 1mL of 2.5% NaOCl solution after each instrument and at the end of instrumentation with 2 mL of NaOCl using a plastic syringe with a 30-gauge needle (NaviTip; Ultradent, South Jordan, UT, USA). The needle was inserted as deep as possible into the root canal without binding. Apical patency was maintained using a size #10 K-file (VDW). Instrumentation was performed by a single operator experienced in the use of the tested instruments. All instruments were used in a gentle in-and-out pecking motion with an amplitude of <3 mm. The flutes of the instruments were cleaned after three in-and-out-movements (pecks).

All instruments were set into permanent rotation with a 6:1 rotary handpiece (Dentsply Sirona Endodontics, Baillagues, Switzerland) according to the manufacturers' instructions, manually setting the electronic motor to the recommended torque and rotational speed (X-Smart Plus). The preparation sequences were as follows:

Group A: All BioRaCe instruments were used with a rotational speed of 600 rpm, and the torque was adjusted to 1.0 Ncm. The instrumentation sequence was as follows: BR0; BR1; BR2; BR3 and BR4 instruments. BR0 was used until two thirds of the working length. All other instruments were used to full working length.

Group B: All BT-RaCe instruments were used with a rotational speed of 800 rpm, and the torque was adjusted to 1.5 Ncm. All instruments were used to full working length of the canals. The instrumentation sequence was as follows: BTR1; BTR2 and BTR3 instruments.

In each of these two test groups, 20 canals were enlarged. Thus, a total of 40 canals were prepared. Each set of BioRaCe instruments were used to instrument three teeth and BT-RaCe instruments were used in only one tooth.

The cutting action of the two different systems of endodontic instruments was assessed by means of the time and torque generated when shaping the canals. The values of a given torque were based on a calibration curve obtained by using Endodontics X-Smart PLUS torque limiter and motor. This device stops the rotation of the hand tool when the maximum torque value selected by the operator is reached. By doing so, when selecting the various possible values of upper torque limits and measuring the maximum current supplied to the hand tool just before the interruption of the movement for each value through a digital multimeter (DMM4020 Tektronix, Beaverton, OR), it is possible to build the current x torque curve (PEIXOTO *et al.* 2015). The calibration curve (Figure 1) was obtained using the torque control from

the endodontic motor. A torque versus electric current direct relation was obtained by linearization of the data points fitted according to equations 1 and 2 for BioRaCe and BT-RaCe with $R^2 = 0.99$.

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,91 \times \text{Current (A)} - 0,14 \quad (1)$$

$$\text{Torque (N}\cdot\text{cm)} = 4,81 \times \text{Current (A)} - 0,14 \quad (2)$$

The torque curves were averaged using OriginPro 9.0 software (OriginLab, Northampton, MA). The time spent by instruments inside the root canals was measured with a digital chronometer.

All root canal preparations were completed by a single operator, and all torque records required were performed during instrumentation. The time needed for canal preparation was recorded only taking into account the effective time of active instrumentation, discarding time spent on instrument changes within the sequence, cleaning of the flutes and irrigation.

Students T-tests were used for comparisons among the different groups regarding geometrical characteristics, preparation time and torque values. ANOVA was used to enable comparison among instruments. The level of statistical significance was set at $p < .05$.

Results

In general, all instruments had diameter values within the standard nominal values claimed by manufacturers. The pitch length of the file is the distance between a point on the leading edge and the corresponding point on the adjacent edge. Figure 2 shows the average values of this parameter measured along the flute of the instruments analyzed. BR0 instruments, followed by BTR1, showed the highest pitch lengths whereas BTR2 instruments showed the shortest. Pitch length increased along the active part of all instruments, except for BTR2. BR1, BR2, BR4 and BTR3 showed the presence of alternate spiral sections (smaller pitch length) and smooth regions (larger pitch length), called "alternate cutting edges" by the manufacturer.

Regarding the cutting action time of instruments (Table 1), results point out that BioRaCe e BT-RaCe systems have shown differences in the cutting efficiency assay times. For the BioRaCe system, the average preparation time for each canal was 40.48s, longer than the average time for the BT-RaCe system, that was 27.37s

($p < .05$). When assessed individually, the average usage time was 8.09s for BioRaCe and 9.12s for BT-RaCe instruments ($p < .05$). In the BioRaCe system, there was no statistical difference with regards the time spent by the instruments to the shaping phase in the first or third uses. Likewise, there was no statistical difference between the instrumentation time of palatal and buccal canals ($p < .05$). BR0 was observed to be the instrument that first reached the desired length within the shortest average time (5.73s) ($p < .05$), and BR3 was the instrument that needed the longest average time in order to get to WL (9.98s) ($p < .05$).

The torque versus time curves obtained during canal preparation differed widely with respect to the instrument system. Examples from the two curve patterns are shown in Figure 2. The average torque values required by each instrument are in Table 2. During the instrumentation with the BioRaCe system, BR3 was the instrument that required the higher torque values in all instrumented canals, demonstrating an effective action against the dentin wall. Instruments BR2 e BR4 follow with similar lower values. Lowest torque values were found by instruments BR0 e BR1. As for the BT-RaCe system, the higher average torque was demanded by file BTR3, followed by BTR1. BTR2 required lower and more constant torque values.

In both systems, the maximum torque values recommended by the manufacturer, 1,0 N.cm for BR and 1,5 N.cm for BTR, have not been reached. When comparing instruments that required higher torque values in both systems, BR3 and BTR3, no statistically significant difference was observed. ($p > .05$). For those presenting lower torque values, BR0 e BTR2, no statistically significant difference was found ($p > .05$).

Important to notice that there was no breakage or plastic deformation through visual inspection of any of the rotaries BR and BTR after use.

Discussion

The design, manufacturing process and raw materials used in fabrication of endodontic instruments could have an important effect on their properties (SHEN & HAAPASALO 2008). The geometric characteristics of a cutting tool, in particular its rake angle, are the most important variables determining its cutting properties (PEIXOTO *et al.* 2015). Both systems in this study have some geometric similarities, for example, triangular cross-section design and the variable taper along the active cutting blades, and are manufactured using superelastic NiTi with electropolishing. This leads the cutting properties of the analyzed endodontic instruments to depend

almost exclusively on the number of files and clinical strategy. BTR presents a single length technique, with 2 tapered instruments and a cylindrical 35/.00 file. On the other hand, the BR system, that comprises a larger number of instruments, adopts an initial coronal flaring and progressive tip diameter and taper increments as clinical strategies.

It was expected that comparable peak torque values would be generated during the preparation of equivalent root canals in size. Despite the morphological variations of natural teeth, attempts were made in the present study to ensure comparability of the experimental groups. Therefore, the teeth in both groups were balanced with respect to the apical diameter and the length (distance between apex and incisal edge) of the root canal, and based on the working length radiograph, teeth were also balanced with respect to the angle and the radius of canal curvature. The final apical preparation was set to size 35 in each group to ensure comparability between the groups. The recommendation of the manufacturers that a glide path of at least size #15 should be established prior to rotary instrumentation was taken into consideration during this study. The necessity to perform a careful glide path preparation preceding the use of rotary systems was confirmed (PEREIRA *et al.* 2013).

Preparation time is dependent on factors like technique, number of instruments, operator experience and further details of the study design (HULSMANN *et al.* 2005). In the present study, the preparation time included only active instrumentation, excluding the time required for changing instruments, cleaning the flutes of the instruments and irrigation, differing from other authors (BURKLEIN & SCHAFER 2006; SCHAFER *et al.* 2006; BURKLEIN *et al.* 2012). BTR instruments were found to require significantly less time to prepare the canals compared with the BR instruments. This difference is partially due to the fact that the BR technique, as used in this investigation, consisted of five instruments to prepare the root canal to an apical size 35, whilst only three instruments were used for BT-RaCe.

It is noteworthy that files BR0 and BR1, from the BioRaCe system, have demanded the shortest average instrumentation time, being also the instruments that have demanded to the lowest torque values within this system. That implies a good cutting action and can be explained by its geometrical characteristics, with large pitch lengths. Previous studies have reported that the torque induced by a rotary instrument during root canal shaping depends mainly on the amount of contact between the instrument and the canal walls and the diameter of the instrument (PETERS *et al.* 2003, BAHIA *et al.* 2006, PEREIRA *et al.* 2013). Larger pitch lengths leave more room to accommodate debris in between the flutes, improving instruments cutting efficiency

(TANALP *et al.* 2006, ELMSALLATI *et al.* 2009). Aside to that, higher pitch values have induced lower torsional tensions during the procedures (DIEMER *et al.* 2004).

It was speculated that the BTR2 instrument, solely designed for the enlargement of the apical third of the canal, is cylindrical and should therefore be used in a very delicate and gentle pecking motion, possessing a lower buckling resistance than a tapered instrument of the same tip size, thus making progression of the instrument towards the apex more time-consuming (BÜRKLEIN *et al.* 2015). However, in this study, there was no difference in the time consumed during instrumentation among BTR instruments. The same BTR2 cylindrical instruments were also found to be more prone to ledge formation and to have a low resistance to plastic deformation and fracture, in comparison to tapered instruments of the same tip size (BÜRKLEIN *et al.* 2015). In this study, as no procedural mishaps happened, this comparison could not be made.

BR3 instruments were found to induce significantly higher torque than those used before (BR0 and BR1) or after them (BR4), whereas in the BTR sequences the first and the last instrument used developed high torque values. A possible explanation for this finding might be that whereas each of the files in BTR sequence played an effective role in shaping the canal, some instruments of the BR set were not essential in taking the next file to working length. Care should be taken to instruments final diameter. BR4 instruments, despite having larger tip diameter, are thinner than the BR3 instruments 5mm from the tip, due to its taper. That said, there is virtually no cutting action performed by the last instrument of the sequence (BR4), since the canal was already dilated by the previous instrument (BR3), clearly represented on Figure 2A. The methodology presented here showed that indeed among the five instruments that integrate the BR technique, only 3 of them effectively work, namely BR2, BR3 and BR4 (Figure 2A). These findings further support the idea of a potential simplification in the sequence of NiTi instruments.

Generally, a higher peak torque and force are expected when root canals are shaped with a single length preparation technique because of the greater contact of the instrument with the root canal walls (PETERS *et al.* 2003, SCHARADER & PETERS 2005). This would make the BTR sequence expected to reach higher torque values. But another interesting finding of this study was that there were no statistical differences between the most active BR3 and BTR3 instruments with respect to torque required to shape root canals. Even when fewer instruments were used, it did not lead to an overload of the BTR instruments of the sequence.

Previous studies with different rotary systems had already demonstrated that the torsional profile was affected significantly when instruments were reused (KELL *et al.* 2009, BASRAMI *et al.* 2011). However, in the present study, the use of the BR instruments in 3 root canals was not enough to change its cutting ability.

Beside the geometrical characteristics, many other factors may directly affect the cutting efficiency of rotary instruments, such as the rotary speed, for instance. (PEREIRA *et al.* 2013, BARDSLEY *et al.* 2011). The influence of the rotation speed on the mechanical properties of the NiTi instruments has been previously investigated (YARED *et al.* 2001, LOPES *et al.* 2009, BARDSLEY *et al.* 2011), but no clear evidences have been made about its effect on the cutting behaviour until Morgental *et al.* (2013) and Lopes *et al.* (2009) studies showed that an increased speed has proved to cut more efficiently and to have a 30% reduction on the number of fracture cycles as the speed would increase.

Conclusions

In summary, a new methodology is recommended to measure both torque and time demanded by different instrument systems to prepare root canals for providing more accurate usage guidelines. The methods in this study showed the effective action of every instrument of a given system during the canal preparation. Bearing in mind the limitations of this study, a decreased number of instruments for canal preparation, was shown to generate a safe maximum torque for clinical use and a reduced clinical time. Therefore, it is important for clinicians to know the properties and differences between instrument systems in order to benefit from the advantages of the latest developments.

References

Arias A, Singh R, Peters OA. Torque and force induced by ProTaper universal and ProTaper next during shaping of large and small root canals in extracted teeth. *J Endod.* 2014 Jul;40(7):973-6.

Bahia MG, Melo MC, Bueno VT. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 May;101(5):675-80.

Bardsley S, Peters CI, Peters OA. The effect of three rotational speed settings on torque and apical force with vortex rotary instruments in vitro. *J Endod.* 2011 Jun;37(6):860-4.

Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA. Torsional profiles of new and used Revo-S rotary instruments: an in vitro study. *J Endod.* 2011 Jul;37(7):989-92.

Baumann MA. Reamer with alternating cutting edges – concept and clinical application. *Endod Topics.* 2005 Mar;10(1):176-8.

Boessler C, Paque F, Peters OA. The effect of electropolishing on torque and force during simulated root canal preparation with ProTaper shaping files. *J Endod.* 2009 Jan;35(1):102-6.

Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod.* 2008 Feb;34(2):190-3.

Bürklein S, Schäfer E. The influence of various automated devices on the shaping ability of Mtwo rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2006 Dec;39(12):945-51.

Bürklein S, Hinschitzka K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Recproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* 2012 May;45(5):449-61.

Bürklein S, Mathey D, Schäfer E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-RaCe nickel-titanium instruments in severely curved root canals. *Int Endod J.* 2015 Aug;48(8):774-81.

Debelian G, Trope M, BT-Race - biologic and conservative root canal instrumentation with the final restoration in mind. *Endodontic Practice.* US, 2014.

Debelian G, Sydney GB. The BioRace System: safe and efficiency. *Robrac.* 2009;48(45).

Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod.* 2004 Oct;30(10):716-8.

Elmsallati EA, Wadachi R, Suda H. Extrusion of debris after use of rotary nickel-titanium files with different pitch: a pilot study. *Aust Endod J.* 2009 Aug;35(2):65-9.

Hulsmann M, Peters O, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Topics.* 2005;10:30–76.

Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B, Basrani B.. Torsional profiles of new and used 20/.06 GT Series X and GT rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009 Sep;35(9):1278-81.

Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance for instruments? *Int Endod J.* 2014 May;47(5):430-6.

Lopes HP, Siqueira Júnior JF. *Endodontia biológica e técnica.* 3ª ed. p.243-44, 2009.

Morgental RD, Vier-Pelisser FV, Kopper PM, de Figueiredo JA, Peters OA. Cutting efficiency of conventional and martensitic nickel-titanium instruments for coronal flaring. *J Endod.* 2013 Dec;39(12):1634-8.

Peixoto IFC, Pereira ESJ, Aun DP, Buono VTL, Bahia MGA. Constant insertion rate methodology for measuring torque and apical force in three nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs. *J Endod.* 2015;41:1540-44.

Pereira ES, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper next instruments during simulated canal preparation. *J Endod.* 2013 Dec;39(12):1615-9.

Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003 Feb;36(2):93-9.

Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PM, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J.* 2014 Jun;47(6):505-13.

Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and waveOne reciprocating instruments. *J Endod.* 2014 Aug;40(8):1228-30.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG. The effect of surface treatment of nickel titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2000 Mar;89(3):363-8.

Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J.* 2002 Oct;35(10):867-72.

Schäfer E, Vlasis M.. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J.* 2004 Apr;37(4):229-38.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of Rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*. 2006 Mar;39(3):196-202.

Schrader C, Peters OA. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Schrader C¹, Peters OA*.

Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod*. 2008 May;34(5):606-10.

Tanalp J, Kaptan F, Sert S, Kayahan B, Bayirli G. Quantitative evaluation of the amount of apically extruded debris using 3 different rotary instrumentation systems. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006 Feb;101(2):250-7.

Vinothkumar TS, Miglani R, Lakshminarayanan L. Influence of deep dry cryogenic treatment on cutting efficiency and wear resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod*. 2007 Nov;33(11):1355-8.

Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010 May;109(5):e82-5.

Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J*. 2001 Jan;34(1):47-53.

Yguel-Henry S, Von Stebut J. Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *J Endod*. 1994 Aug;20(8):367-72.

Figure Legends

Figure 1: Calibration curves for BR (A) and BTR (B) instruments

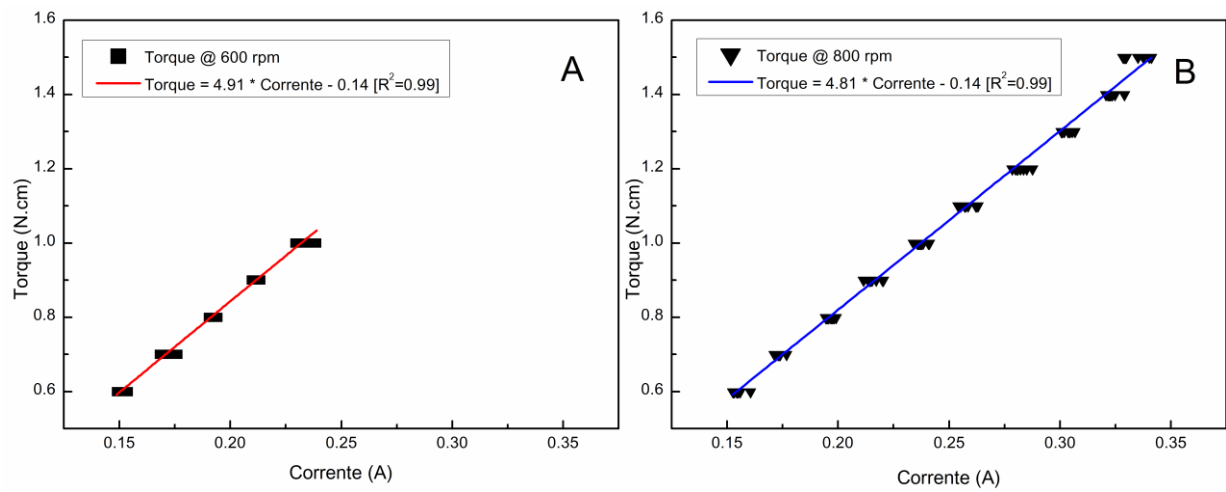


Figure 2: Mean standard pitch lengths for all instruments evaluated

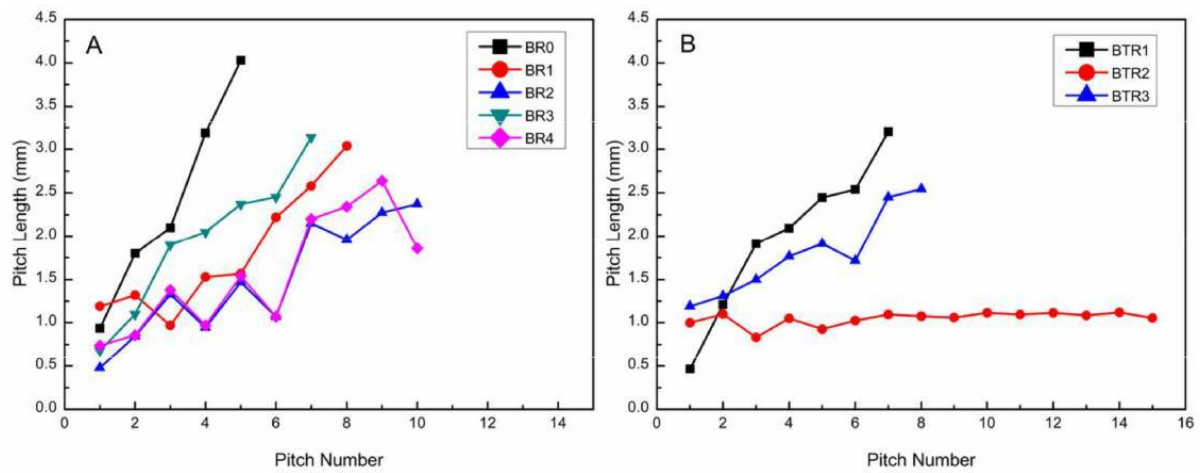
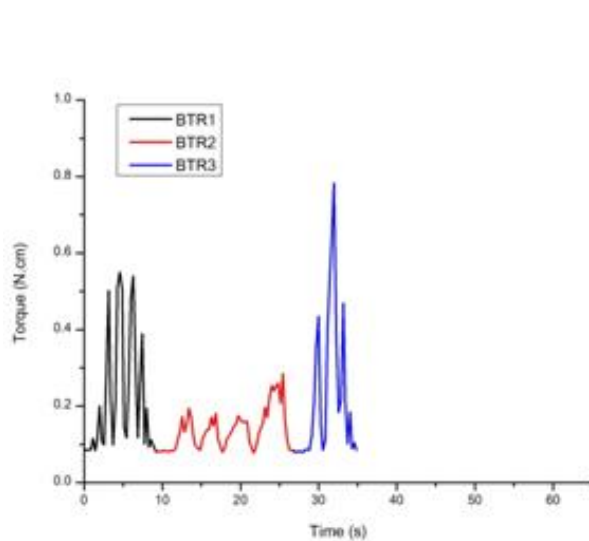
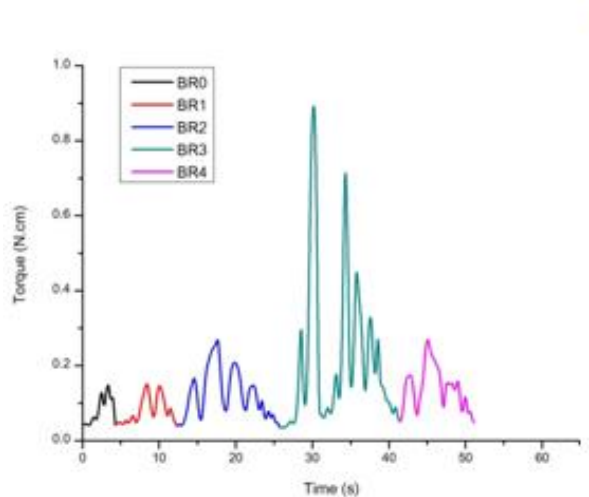


Figure 3

Average time spent per instrument during channel formatting

Instrument	Average Time	Standard Deviation	Minimum	Maximum
BR0	5,73	1,60	3,84	9,66
BR1	7,53	2,21	4,87	14,00
BR2	8,87	2,51	4,93	14,63
BR3	9,98	3,60	5,69	17,94
BR4	8,38	2,35	5,06	14,06
BTR1	8,11	2,43	4,40	12,22
BTR2	9,68	3,13	5,44	17,78
BTR3	9,58	2,09	5,06	13,10

Figure 4: Examples of torque versus time curves obtained for cutting actions tests. BR system (A) and BTR system(B)



5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos neste trabalho dão respaldo para se concluir que:

Quanto à caracterização geométrica e dimensional dos instrumentos, os valores dos diâmetros a cada milímetro e dos comprimentos de *pitch* analisados foram compatíveis com o preconizado pela fabricante *FKG Swiss Endo*.

Quanto ao tempo de utilização dos instrumentos intracanal, a diferença ocorreu entre os sistemas BioRaCe e BT-RaCe em decorrência, principalmente, da quantidade de instrumentos utilizados em cada sequência, qual seja, 5 limas no sistema BR e 3 no sistema BTR. Na análise comparativa, cada lima do sistema BioRace tende a gastar menos tempo na instrumentação que o BT-RaCe.

Em relação ao torque requerido, os maiores valores de torque *versus* tempo apresentados ocorreram no sistema BioRaCe, mais precisamente no instrumento BR3. Já no sistema BT-RaCe, o maior torque médio ocorreu na lima BTR3, Porém, nenhum instrumento de ambos os sistemas atingiu o torque máximo descrito pelo fabricante.

Já em relação ao uso estendido dos instrumentos BioRaCe (a cada três dentes testados – canais vestibulares e palatinos – houve a utilização de apenas uma sequência de instrumentos) não há indícios de que o tempo *versus* torque aumente com esse uso, ou seja, não há evidência estatística de desgaste das limas que as tornem impróprias ao tratamento.

Logo, pode-se concluir que os instrumentos ensaiados tiveram atuação nos testes pré-clínicos (dentes extraídos) dentro das especificações do fabricante, assim como a nova metodologia testada para avaliar a ação de corte nos dois sistemas foi efetiva para tal. A redução do número de instrumentos na sequência levou a uma redução do tempo operatório, sem alterar a resistência torcional dos mesmos.

6 REFERÊNCIAS

- BAUMANN, M.A. Reamer with alternating cutting edges – concept and clinical application. *Endodontic Topics*, v. 10, n. 1, p. 176-178, Mar. 2005.
- BURKLEIN, S.; MATHEY, D.; SCHAFER, E. Shaping ability of ProTaper NEXT and BT-Race Nickel-Titanium instruments in severely curved root canals. *Journal of Endodontics*, v. 48, p. 774-781, 2015.
- DEBELIAN, G.; SYDNEY, G. B. The BioRace System: safe and efficiency. *Robrac*, v. 18, n. 45, 2009.
- DEBELIAN, G.; TROPE, M. BT-Race — Biologic and Conservative Root Canal Instrumentation with the Final Restoration in Mind. *Endodontic Practice*. US, 2014.
- FELT, R. A.; MOSER, J. B.; HEUBER, M. A. Flute design of endodontic instruments: its influence on cutting efficiency. *Journal of Endodontics*, v. 8, p. 253-259, 1982.
- FKG Dentaire S.A. (FKG Swiss Endo). Disponível em: <<http://www.fkg.ch>> Acesso em: 10 jun 2017.
- FKG Dentaire Swiss Endo – La Chaux-de-Fonds, Suíça. BT-RACE Brochure 2013, FKG Swiss Endo. Disponível em: <http://www.fkg.ch/sites/default/files/fkg_bt_race_brochure_en.pdf> Acesso em: 10 jun 2017.
- KOCH, K. A.; BRAVE, D.G. Real world endo sequence file. *Dental Clinics of North America*, v.48, p.159-182, Jan. 2004.
- KRAMKOWSKI, T.R.; BAHCALL, J. An *in vitro* comparison of ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. *Journal of Endodontics*, v.35, n.3, p.404-407, 2009.
- LARSEN, C.M. *et al.* Cyclic fatigue analysis of a new generation of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 3, p. 401-403, 2009.
- OTSUKA, K.; WAYMAN, C.M. Shape memory materials. Cambridge: Cambridge University Press, p. 1-26, 1998.
- PEIXOTO, I. F. C. *et al.* Constant insertion rate methodology for measuring torque and apical force in three Nickel-Titanium instruments with different cross-sectional designs. *Journal of Endodontics*, v. 41, p. 1540-1544, 2015.
- PEIXOTO, I. F. C. *et al.* Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X instruments. *Journal of Endodontics*, v. 35, n. 4, p. 741-744, Abr. 2010.
- PETERS, O.A.; BARBAKOW, F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Journal of Endodontics*, v. 35, pp. 379-389, 2002.

PETERS, O.A.; ROEHLIKE, J.A.; BAUMANN, M. A. Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of Nickel-Titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v. 33, n. 5, p. 589-593, May 2007.

SCHÄFER E.; OITZINGER M. Cutting efficiency of five different types of rotary Nickel-Titanium instruments. *Journal of Endodontics*, v. 34, p. 198-200, 2008.

SCHÄFER, E. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part 1. cutting efficiency. *Journal of Endodontics*, v. 25, n. 1, p. 52-55, Jan. 1999.

SCHÄFER, E.; VLASSIS, M. Comparative investigation of two rotary Nickel-Titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Journal of Endodontics*, v.37, p.229-238, 2004.

SCHILDER, H. Cleaning and shaping the root canal. *Dental Clinics of North America*, v. 18, p. 5-14, 1974.

SCHRADER C, Peters O. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *Journal of Endodontics*, v. 31, p. 120-123, 2005.

SERENE, T. P. *et al.* Nickel-Titanium instruments: applications in endodontics. Saint Louis: Ishiyaku EuroAmerica, p. 112, 1995.

SHEN, Y. *et al.* Metallurgical characterization of controlled memory wire Nickel-Titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*, v. 37, p. 566-571, 2011.

THOMPSON, S. A. An overview of Nickel-Titanium alloys used in dentistry. *Journal of Endodontics*, v. 33, p. 297-310, 2000.

WAN, J. *et al.* Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, v. 109, p. 82-85, 2010.

YGUEL-HENRY, S.; STEBUT, J. Cutting efficiency loss of root canal instruments due to bulk plastic deformation, surface damage, and wear. *Journal of Endodontics*, v. 20, n. 8, p. 367-372, 1994.

7 ANEXOS/APÊNDICES

ANEXO 1 – Aprovação pelo CAAE

11/03/2017

Plataforma Brasil

CONFIRMAR APROVAÇÃO PELO CAAE OU PARECER

Informe o número do CAAE ou do Parecer:

Número do CAAE:

Número do Parecer:

Esta consulta retorna somente pareceres aprovados. Caso não apresente nenhum resultado, o número do parecer informado não é válido ou não corresponde a um parecer aprovado.

DETALHAMENTO		
Título do Projeto de Pesquisa:		
<input type="text"/>		
Número do CAAE:	Número do Parecer:	
<input type="text" value="62439416.0.0000.5149"/>	<input type="text" value="1952146"/>	
Quem Assinou o Parecer:	Pesquisador Responsável:	
<input type="text" value="Vivian Resende"/>	<input type="text" value="ANA CECILIA DINIZ VIANA DE CASTRO"/>	
Data Início do Cronograma:	Data Fim do Cronograma:	Contato Público:
<input type="text" value="01/01/2017"/>	<input type="text" value="31/07/2017"/>	<input type="text" value="OTAVIANO LUIZ DURAES PEREIRA"/>

ANEXO 2 – Declaração de Doação dos Dentes Extraídos para Pesquisa



Em 18 de outubro de 2016

DECLARAÇÃO

Após análise de viabilidade, a Comissão do Biobanco de Dentes Humanos declara ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais que fará o empréstimo de 30 dentes (pré-molares superiores), necessários ao desenvolvimento do projeto de pesquisa intitulado: "Caracterização Geométrica, Dimensional e Avaliação da Eficiência de Corte dos Instrumentos Endodônticos de Níquel-Titânio Bio RACE e BT-RACE".

Aluno: Otaviano Luiz Durães Pereira

Orientadora: Profª. Dra. Ana Cecília Diniz Viana

11/03/2017

Plataforma Brasil

CONFIRMAR APROVAÇÃO PELO CAAE OU PARECER

Informe o número do CAAE ou do Parecer:

Número do CAAE:

Número do Parecer:

Pesquisar

Esta consulta retorna somente pareceres aprovados. Caso não apresente nenhum resultado, o número do parecer informado não é válido ou não corresponde a um parecer aprovado.

DETALHAMENTO		
Título do Projeto de Pesquisa:		
<input type="text"/>		
Número do CAAE:	Número do Parecer:	
<input type="text" value="62439416.0.0000.5149"/>	<input type="text" value="1952146"/>	
Quem Assinou o Parecer:	Pesquisador Responsável:	
<input type="text" value="Vivian Resende"/>	<input type="text" value="ANA CECILIA DINIZ VIANA DE CASTRO"/>	
Data Início do Cronograma:	Data Fim do Cronograma:	Contato Público:
<input type="text" value="01/01/2017"/>	<input type="text" value="31/07/2017"/>	<input type="text" value="OTAVIANO LUIZ DURAES PEREIRA"/>

APÊNDICE A – Medidas dos Diâmetros a Cada Milímetro

1) Instrumentos BioRaCe–Médias / Desvio Padrão

BioRaCe – BR0							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,277	0,250	0,246	0,251	0,254	0,256	0,012
D1	0,356	0,328	0,330	0,329	0,336	0,336	0,012
D2	0,426	0,397	0,408	0,409	0,412	0,410	0,010
D3	0,500	0,483	0,483	0,488	0,494	0,490	0,007
D4	0,589	0,562	0,574	0,569	0,570	0,573	0,010
D5	0,678	0,643	0,644	0,650	0,654	0,654	0,014
D6	0,757	0,730	0,740	0,729	0,733	0,738	0,012
D7	0,827	0,809	0,824	0,813	0,819	0,818	0,007
D8	0,917	0,886	0,898	0,892	0,896	0,898	0,012
D9	0,995	0,966	0,976	0,972	0,977	0,977	0,011
D10	1,099	1,039	1,074	1,064	1,061	1,067	0,022
D11	1,188	1,113	1,148	1,149	1,137	1,147	0,027
D12	1,262	1,196	1,246	1,222	1,221	1,229	0,025
D13	1,351	1,289	1,317	1,291	1,290	1,308	0,027
D14	1,426	1,368	1,381	1,389	1,374	1,388	0,023
D15	1,515	1,441	1,460	1,463	1,450	1,466	0,029

BioRaCe – BR1							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,149	0,154	0,152	0,153	0,153	0,152	0,002
D1	0,198	0,206	0,203	0,202	0,203	0,202	0,003
D2	0,253	0,254	0,255	0,250	0,252	0,253	0,002
D3	0,303	0,307	0,300	0,380	0,303	0,319	0,034
D4	0,352	0,350	0,353	0,356	0,353	0,353	0,002
D5	0,407	0,406	0,401	0,407	0,400	0,404	0,003
D6	0,450	0,453	0,450	0,455	0,454	0,452	0,002
D7	0,505	0,503	0,508	0,500	0,499	0,503	0,004
D8	0,550	0,553	0,555	0,556	0,553	0,553	0,002
D9	0,595	0,604	0,600	0,601	0,598	0,600	0,003
D10	0,653	0,650	0,655	0,657	0,650	0,653	0,003
D11	0,698	0,700	0,703	0,702	0,700	0,701	0,002
D12	0,749	0,751	0,750	0,755	0,755	0,752	0,003
D13	0,804	0,807	0,805	0,808	0,805	0,806	0,002
D14	0,852	0,853	0,851	0,854	0,855	0,853	0,002
D15	0,905	0,904	0,911	0,905	0,900	0,905	0,004
D16	0,950	0,954	0,955	0,950	0,953	0,952	0,004

BioRaCe – BR2							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,248	0,250	0,246	0,239	0,249	0,246	0,004
D1	0,293	0,290	0,288	0,287	0,290	0,290	0,002
D2	0,330	0,335	0,33	0,328	0,332	0,331	0,003
D3	0,375	0,375	0,374	0,368	0,374	0,373	0,003
D4	0,405	0,410	0,415	0,408	0,412	0,410	0,004
D5	0,450	0,450	0,455	0,453	0,450	0,452	0,002
D6	0,490	0,495	0,496	0,493	0,494	0,494	0,002
D7	0,530	0,530	0,535	0,532	0,539	0,533	0,004
D8	0,570	0,575	0,576	0,570	0,570	0,572	0,003
D9	0,615	0,618	0,614	0,616	0,611	0,615	0,003
D10	0,653	0,660	0,652	0,657	0,657	0,656	0,003
D11	0,698	0,694	0,697	0,698	0,695	0,696	0,002
D12	0,735	0,735	0,737	0,739	0,733	0,736	0,002
D13	0,773	0,775	0,778	0,776	0,786	0,778	0,005
D14	0,818	0,810	0,823	0,816	0,819	0,817	0,005
D15	0,860	0,855	0,864	0,856	0,860	0,859	0,004
D16	0,895	0,895	0,894	0,895	0,898	0,895	0,002

BioRaCe – BR3							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,250	0,255	0,250	0,253	0,248	0,251	0,003
D1	0,310	0,315	0,311	0,313	0,310	0,312	0,002
D2	0,370	0,375	0,371	0,371	0,370	0,371	0,002
D3	0,430	0,431	0,431	0,434	0,430	0,431	0,002
D4	0,495	0,495	0,492	0,490	0,490	0,492	0,003
D5	0,555	0,550	0,549	0,553	0,555	0,552	0,003
D6	0,611	0,615	0,611	0,614	0,608	0,612	0,003
D7	0,670	0,670	0,669	0,674	0,668	0,670	0,002
D8	0,730	0,728	0,732	0,732	0,730	0,730	0,002
D9	0,790	0,788	0,788	0,793	0,790	0,790	0,002
D10	0,855	0,848	0,846	0,848	0,848	0,849	0,003
D11	0,911	0,911	0,909	0,909	0,908	0,910	0,001
D12	0,972	0,971	0,966	0,970	0,968	0,969	0,002
D13	1,030	1,028	1,030	1,030	1,028	1,029	0,001
D14	1,088	1,088	1,086	1,083	1,088	1,087	0,002
D15	1,143	1,148	1,146	1,152	1,150	1,148	0,003
D16	1,210	1,208	1,202	1,212	1,209	1,208	0,004

BioRaCe– BR4							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,352	0,351	0,352	0,353	0,352	0,352	0,001
D1	0,390	0,389	0,391	0,391	0,386	0,389	0,002
D2	0,435	0,433	0,434	0,436	0,432	0,434	0,002
D3	0,470	0,468	0,471	0,470	0,470	0,470	0,001
D4	0,510	0,509	0,508	0,513	0,511	0,510	0,002
D5	0,552	0,550	0,554	0,549	0,550	0,551	0,002
D6	0,592	0,590	0,586	0,586	0,593	0,589	0,003
D7	0,634	0,631	0,632	0,632	0,629	0,632	0,002
D8	0,671	0,672	0,677	0,677	0,672	0,674	0,003
D9	0,712	0,710	0,709	0,714	0,712	0,711	0,002
D10	0,750	0,756	0,749	0,747	0,750	0,750	0,003
D11	0,795	0,792	0,789	0,792	0,788	0,791	0,003
D12	0,832	0,830	0,827	0,830	0,833	0,830	0,002
D13	0,877	0,863	0,868	0,867	0,869	0,869	0,005
D14	0,915	0,908	0,908	0,912	0,909	0,910	0,003
D15	0,952	0,954	0,947	0,945	0,951	0,950	0,004
D16	0,990	0,989	0,987	0,980	0,992	0,988	0,005

2) Instrumentos BT-RaCe – Médias / Desvio Padrão

BT-RaCe– BTR1							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,099	0,100	0,106	0,098	0,101	0,101	0,003
D1	0,160	0,159	0,165	0,158	0,160	0,160	0,003
D2	0,223	0,222	0,226	0,218	0,225	0,223	0,003
D3	0,289	0,283	0,282	0,281	0,284	0,284	0,003
D4	0,339	0,341	0,342	0,341	0,340	0,341	0,001
D5	0,404	0,404	0,413	0,401	0,404	0,405	0,005
D6	0,464	0,465	0,463	0,461	0,464	0,463	0,002
D7	0,528	0,525	0,528	0,519	0,525	0,525	0,004
D8	0,586	0,583	0,589	0,581	0,582	0,584	0,003
D9	0,647	0,640	0,644	0,642	0,640	0,643	0,003
D10	0,700	0,707	0,709	0,702	0,706	0,705	0,004
D11	0,769	0,763	0,762	0,763	0,764	0,764	0,003
D12	0,835	0,826	0,823	0,823	0,822	0,826	0,005
D13	0,893	0,886	0,883	0,887	0,883	0,886	0,004
D14	0,954	0,943	0,951	0,942	0,949	0,948	0,005
D15	1,005	1,005	1,011	1,003	1,005	1,006	0,003
D16	1,066	1,061	1,082	1,064	1,062	1,067	0,009

BT-RaCe– BTR2							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,338	0,353	0,351	0,341	0,349	0,346	0,007
D1	0,352	0,351	0,351	0,342	0,349	0,349	0,004
D2	0,351	0,356	0,352	0,343	0,350	0,350	0,005
D3	0,351	0,353	0,352	0,344	0,350	0,350	0,004
D4	0,351	0,357	0,353	0,344	0,351	0,351	0,005
D5	0,351	0,357	0,353	0,345	0,351	0,351	0,004
D6	0,352	0,356	0,353	0,346	0,351	0,352	0,004
D7	0,352	0,353	0,352	0,347	0,352	0,351	0,002
D8	0,350	0,354	0,354	0,348	0,352	0,352	0,003
D9	0,350	0,353	0,354	0,348	0,353	0,352	0,003
D10	0,355	0,351	0,355	0,349	0,353	0,353	0,003
D11	0,355	0,353	0,355	0,350	0,353	0,353	0,002
D12	0,355	0,352	0,355	0,351	0,354	0,353	0,002
D13	0,361	0,358	0,356	0,352	0,354	0,356	0,003
D14	0,357	0,360	0,356	0,353	0,355	0,356	0,003
D15	0,358	0,359	0,357	0,353	0,355	0,356	0,002

BT-RaCe– BTR3							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	Desvio Padrão
D0	0,347	0,346	0,346	0,348	0,341	0,346	0,003
D1	0,386	0,387	0,388	0,389	0,384	0,387	0,002
D2	0,433	0,421	0,426	0,429	0,419	0,426	0,006
D3	0,465	0,466	0,471	0,465	0,464	0,466	0,003
D4	0,504	0,506	0,506	0,505	0,508	0,506	0,001
D5	0,545	0,551	0,549	0,540	0,550	0,547	0,005
D6	0,583	0,586	0,590	0,586	0,586	0,586	0,002
D7	0,621	0,624	0,620	0,626	0,629	0,624	0,004
D8	0,659	0,662	0,672	0,670	0,667	0,666	0,005
D9	0,705	0,707	0,707	0,705	0,705	0,706	0,001
D10	0,735	0,747	0,747	0,746	0,754	0,746	0,007
D11	0,788	0,792	0,782	0,788	0,784	0,787	0,004
D12	0,814	0,822	0,827	0,823	0,826	0,822	0,005
D13	0,854	0,867	0,867	0,869	0,869	0,865	0,006
D14	0,889	0,907	0,902	0,909	0,909	0,903	0,008
D15	0,939	0,947	0,940	0,949	0,939	0,943	0,005
D16	0,977	0,987	0,982	0,990	0,990	0,985	0,006

APÊNDICE B– Medidas das Distâncias entre as Lâminas de Corte (*pitch*)

1) Instrumentos BioRaCe– Médias / Desvio Padrão

BioRaCe – BR0							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,88	0,689	1,09	0,879	1,144	0,94	0,18
2	1,83	1,622	1,875	1,758	1,896	1,80	0,11
3	2,03	1,944	2,22	2,078	2,209	2,10	0,12
4	3,05	3,116	3,273	3,192	3,299	3,19	0,10
5	4,09	3,873	4,081	3,97	4,134	4,03	0,11

BioRaCe – BR1							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	1,185	1,125	1,235	1,202		1,19	0,05
2	1,298	1,35	1,324	1,318		1,32	0,02
3	1,02	0,953	0,956	0,956		0,97	0,03
4	1,53	1,53	1,523	1,521		1,53	0,00
5	1,455	1,418	1,692	1,709		1,57	0,15
6	2,401	2,42	2,089	1,95		2,22	0,23
7	2,531	2,531	2,614	2,645		2,58	0,06
8	3,031	3,076	3,06	2,983		3,04	0,04

BioRaCe – BR2							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,338	0,39	0,535	0,545	0,612	0,48	0,11
2	0,855	0,84	0,817	0,849	0,91	0,85	0,03
3	1,251	1,32	1,348	1,394	1,321	1,33	0,05
4	0,932	0,975	0,939	0,97	0,94	0,95	0,02
5	1,411	1,47	1,433	1,485	1,552	1,47	0,05
6	1,078	1,065	1,069	1,111	1,045	1,07	0,02
7	2,039	2,115	2,161	2,212	2,234	2,15	0,08
8	1,599	1,65	2,122	2,197	2,209	1,96	0,30
9	2,208	2,295	2,102	2,152	2,607	2,27	0,20
10	2,614	2,698	2,292	2,379	1,891	2,37	0,32

BioRaCe – BR3							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,734	0,687	0,681	0,612		0,68	0,05
2	1,164	1,06	1,09	1,104		1,10	0,04
3	1,778	1,941	1,945	1,926		1,90	0,08
4	2,007	2,036	2,097	2,045		2,05	0,04
5	2,289	2,404	2,438	2,343		2,37	0,07
6	2,383	2,478	2,483	2,448		2,45	0,05
7	3,122	3,135	3,169	3,134		3,14	0,02

BioRaCe – BR4							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,78	0,722	0,757	0,691		0,74	0,04
2	0,842	0,831	0,894	0,853		0,86	0,03
3	1,439	1,363	1,363	1,339		1,38	0,04
4	0,995	0,963	0,984	0,934		0,97	0,03
5	1,546	1,53	1,545	1,529		1,54	0,01
6	1,087	1,112	1,045	1,03		1,07	0,04
7	2,275	2,189	2,211	2,108		2,20	0,07
8	2,378	2,339	2,333	2,294		2,34	0,03
9	2,801	2,697	2,565	2,5		2,64	0,13
10	1,837	1,751	1,969	1,863		1,86	0,09

2) Instrumentos BT-RaCe – Médias / Desvio Padrão

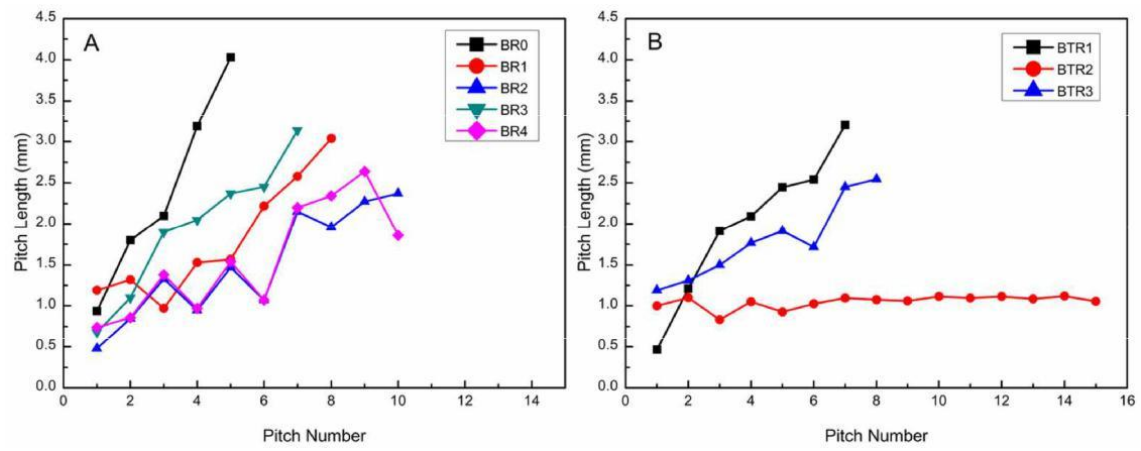
BT-RaCe– BTR1							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,470	0,470	0,455			0,465	0,009
2	1,242	1,167	1,227			1,212	0,040
3	1,924	1,909	1,909			1,914	0,009
4	2,030	2,136	2,111			2,092	0,055
5	2,455	2,455	2,424			2,445	0,018
6	2,515	2,530	2,576			2,540	0,032
7	3,303	3,167	3,152			3,207	0,083

BT-RaCe– BTR2							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	0,871	0,971	0,990	1,080	1,106	1,004	0,094
2	1,129	1,000	1,088	1,140	1,136	1,099	0,059
3	0,879	0,812	0,833	0,810	0,833	0,833	0,028
4	1,008	1,034	1,073	1,070	1,076	1,052	0,030
5	0,962	0,879	0,945	0,935	0,909	0,926	0,033
6	1,038	1,005	0,998	1,040	1,061	1,028	0,026
7	1,114	1,072	1,140	1,065	1,091	1,096	0,031
8	1,076	1,034	1,065	1,100	1,106	1,076	0,029
9	1,068	1,029	1,065	1,070	1,076	1,062	0,019
10	1,114	1,073	1,103	1,145	1,136	1,114	0,028
11	1,076	1,097	1,133	1,065	1,121	1,098	0,029
12	1,197	1,043	1,073	1,150	1,121	1,117	0,061
13	1,097	1,082	1,140	1,055	1,061	1,087	0,034
14	1,076	1,048	1,133	1,175	1,167	1,120	0,056
15	1,114	1,073	1,073	0,985	1,045	1,058	0,048
16	1,106					1,106	#DIV/0!

BT-RaCe– BTR3							
Medidas (mm)	1	2	3	4	5	Médias	DP
1	1,390	1,394	1,228	0,976	0,956	1,189	0,214
2	1,480	1,530	1,302	1,171	1,074	1,311	0,195
3	1,313	1,303	1,500	1,734	1,632	1,496	0,191
4	1,778	1,788	1,762	1,780	1,713	1,764	0,030
5	2,288	2,318	2,134	1,468	1,360	1,914	0,463
6	1,313	1,333	1,438	2,319	2,191	1,719	0,494
7	2,483	2,533	2,433	2,486	2,331	2,453	0,077
8	2,498	2,505	2,470	2,678	2,566	2,543	0,083

3) Figura 08 – Gráfico das Medidas de Comprimento de *pitch* dos Instrumentos

Fonte: Do Autor



APÊNDICE C– Medidas das Médias das Distâncias entre as Lâminas de Corte (*pitch*)

1) Instrumentos BioRaCe

Número de <i>pitch</i>	BR0	BR1	BR2	BR3	BR4
1	0,94	1,19	0,48	0,68	0,74
2	1,80	1,32	0,85	1,10	0,86
3	2,10	0,97	1,33	1,90	1,38
4	3,19	1,53	0,95	2,05	0,97
5	4,03	1,57	1,47	2,37	1,54
6		2,22	1,07	2,45	1,07
7		2,58	2,15	3,14	2,20
8		3,04	1,96		2,34
9			2,27		2,64
10			2,37		1,86
11					
12					
13					
14					
15					

2) Instrumentos BT-RaCe

Número de <i>pitch</i>	BTR1	BTR2	BTR3
1	0,465	1,004	1,1888
2	1,212	1,099	1,3114
3	1,914	0,833	1,4964
4	2,092	1,052	1,7642
5	2,445	0,926	1,9136
6	2,540	1,028	1,7188
7	3,207	1,096	2,4532
8		1,076	2,5434
9		1,062	
10		1,114	
11		1,098	
12		1,117	
13		1,087	
14		1,120	
15		1,058	

APÊNDICE D – Tempo de Utilização dos Instrumentos

1) Instrumentos BioRaCe

TEMPOS DOS ENSAIOS (s)						
Ensaio	BR0	BR1	BR2	BR3	BR4	TOTAL
D1 CV	7,88	9,78	8,38	8,38	8,88	43,3
D1 CP	9,25	9,31	9,5	14,8	14	56,86
D2 CV	4,82	7,78	13,31	15,73	9,78	51,42
D2 CP	3,84	5,69	9,97	6,65	5,06	31,21
D3 CV	4,94	7,69	9,78	12,22	9,43	44,06
D3 CP	6,38	8,63	9,78	15,66	7,71	48,16
D4 CV	4,56	10,22	14,63	11,44	14,06	54,91
D4 CP	4,44	6,03	7,37	11,69	8,15	37,68
D5 CV	4,09	7,19	8,37	10,03	6,22	35,81
D5 CP	4,38	5,4	6,82	7,06	6,16	29,82
D6 CV	5,62	6,31	8,53	6,79	8,31	35,56
D6 CP	5,34	5,19	5,9	5,69	7,34	29,46
D7 CV	5,97	7,4	6,5	8,06	8,5	36,43
D7 CP	5,1	6,14	5,81	7,47	5,84	30,36
D8 CV	9,66	14	10,4	17,94	8,59	60,59
D8 CP	5,5	4,87	11,03	7,22	10,25	38,87
D9 CV	6,75	9	9,22	9,54	6,68	41,19
D9 CP	6	8,07	10,87	8,06	6,84	39,84
D10 CV	4,56	5,62	4,93	8,09	7,72	30,92
D10 CP	5,53	6,19	6,38	7,16	7,97	33,23
Média	5,73	7,53	8,87	9,98	8,37	40,48
Desvio Padrão	1,61	2,21	2,51	3,6	2,35	9,52
%	28,03	29,37	28,3	36,02	28,1	23,51

Legenda – CV: Canal Vestibular; CP: Canal Palatino

2) Instrumentos BT-RaCe

BT-RaCe				
TEMPOS DOS ENSAIOS (s)				
Ensaio	BTR1	BTR2	BTR3	TOTAL
d1cv	6,78	8,94	7,72	23,44
d1cp	7,59	6	5,06	18,65
d2cv	9,03	17,78	8	34,81
d2cp	7,56	15,12	10,1	32,78
d3cv	4,78	9,15	8,78	22,71
d3cp	5,53	8,97	8	22,5
d4cv	10,81	13,03	10,09	33,93
d4cp	10,22	8,88	11,28	30,38
d5cv	6,6	9,38	9,69	25,67
d5cp	12,22	6,72	12,1	31,04
d6cv	12,06	9,6	11,78	33,44
d6cp	5,03	11,07	9,65	25,75
d7cv	8,78	11,59	12,25	32,62
d7cp	4,4	10,75	10,91	26,06
d8cv	12,03	8,87	13,1	34
d8cp	5,79	5,59	6,12	17,5
d9cv	8,15	6,13	8,35	22,63
d9cp	8	5,44	8,03	21,47
d10cv	7,97	10,1	9,75	27,82
d10cp	8,84	10,53	10,75	30,12
Média	8,11	9,68	9,58	27,37
Desvio Padrão	2,43	3,13	2,09	5,45
%	30	32,35	21,79	19,93

Legenda – CV: Canal Vestibular; CP: Canal Palatino

APÊNDICE E – Torque Máximo Requisitado pelos Instrumentos Durante os Ensaio

1) Instrumentos BioRaCe

BioRaCe					
	BR0 - 25.08	BR1 - 15.05	BR2 - 25.04	BR3 - 25.06	BR4 - 35.04
	0,16083	0,13924	0,15494	0,48175	0,20794
	0,1574	0,15445	0,28204	0,92437	0,27713
	0,24671	0,41649	0,42336	0,90818	0,81789
	0,11471	0,25652	0,33651	0,56812	0,26879
	0,1309	0,2521	0,33503	0,68638	0,46262
	0,24818	0,15004	0,42827	0,42827	0,24572
	0,09753	0,15249	0,16083	0,67509	0,19567
	0,52199	0,62602	0,46213	0,76538	0,57057
	0,26486	0,14807	0,18684	0,26977	0,21481
	0,28989	0,29136	0,53377	0,7541	0,41845
MÉDIA	0,2233	0,2587	0,3304	0,6461	0,3680
DESV. PAD	0,1187	0,1488	0,1263	0,1992	0,1915

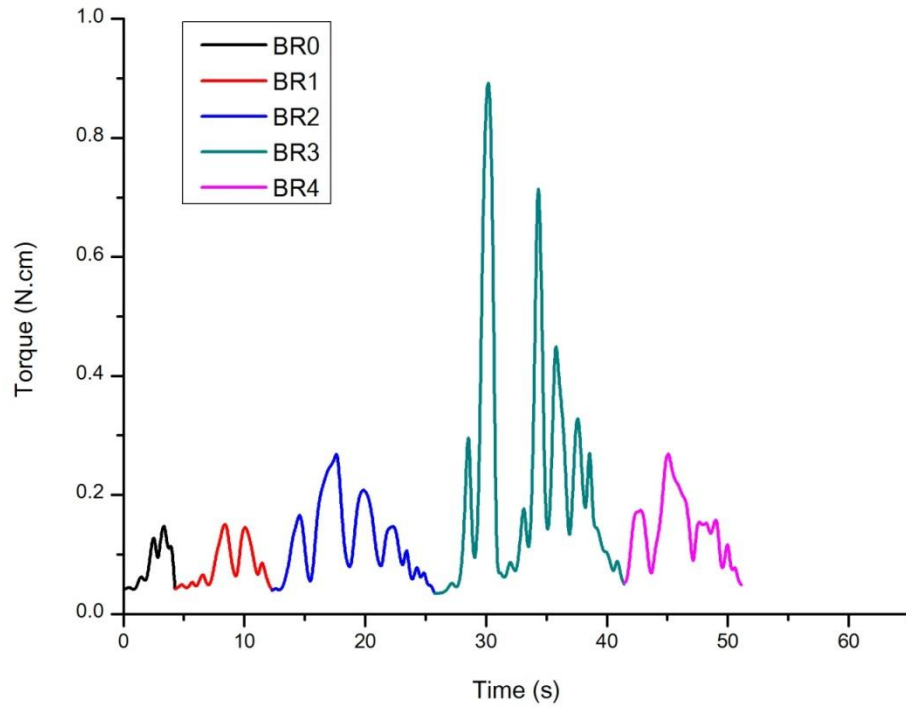
2) Instrumentos BT-RaCe

BT-RaCe			
	BT1 - 10.06	BT2 - 35.00	BT3 - 35.04
	0,08735	0,15042	0,26741
	0,54953	0,28522	0,78254
	0,18171	0,19327	0,34588
	0,94334	0,24623	0,83501
	0,27222	0,16775	0,46287
	0,63378	0,21975	0,60489
	0,38295	0,18749	0,5269
	0,46094	0,10324	0,52208
	0,20579	0,11865	0,38151
	0,31266	0,10132	0,57312
MEDIA	0,4030	0,1773	0,5302
DP	0,2415	0,0584	0,1714

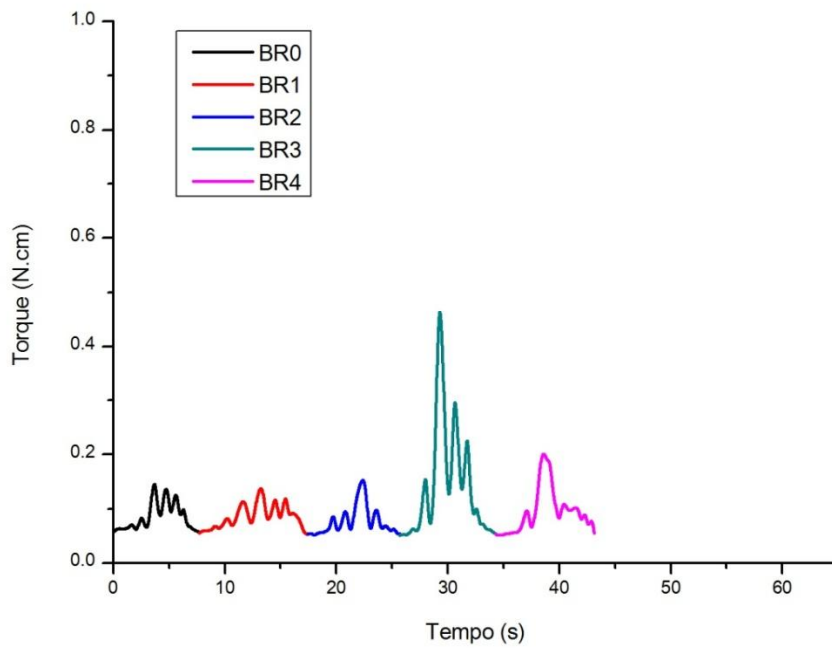
APÊNDICE F – Gráficos Torque *versus* Tempo

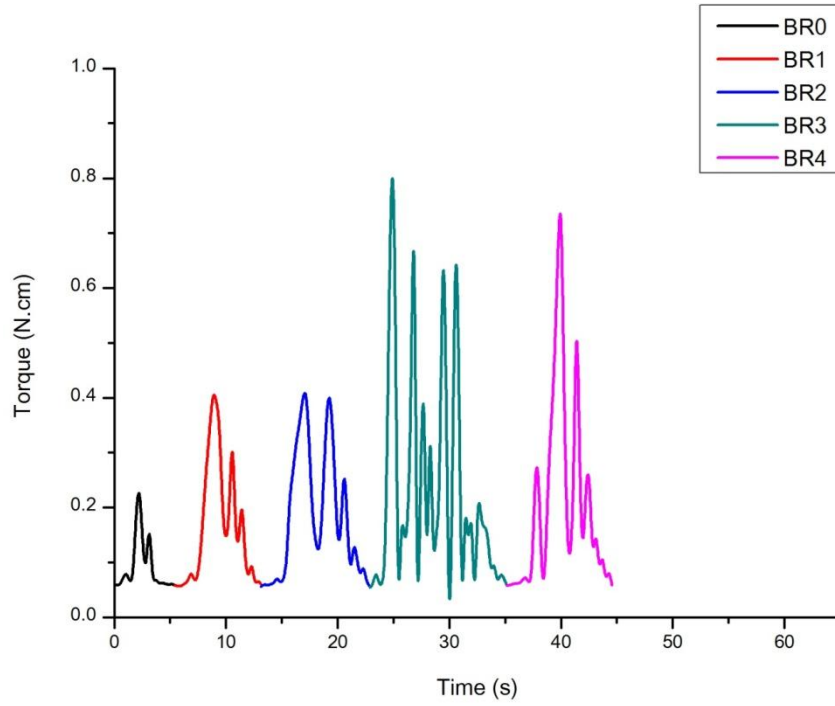
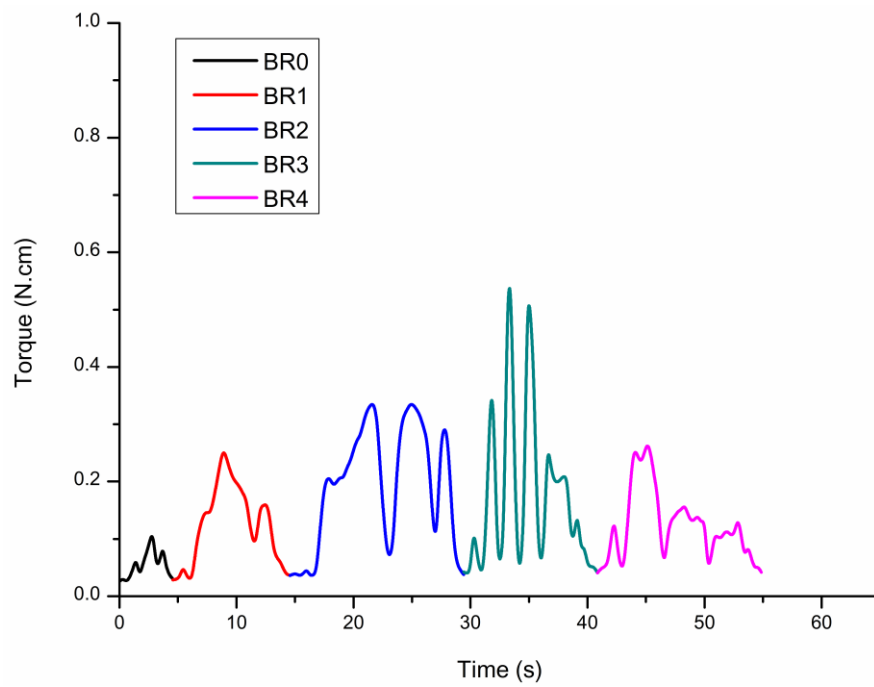
1) Instrumentos BioRaCe

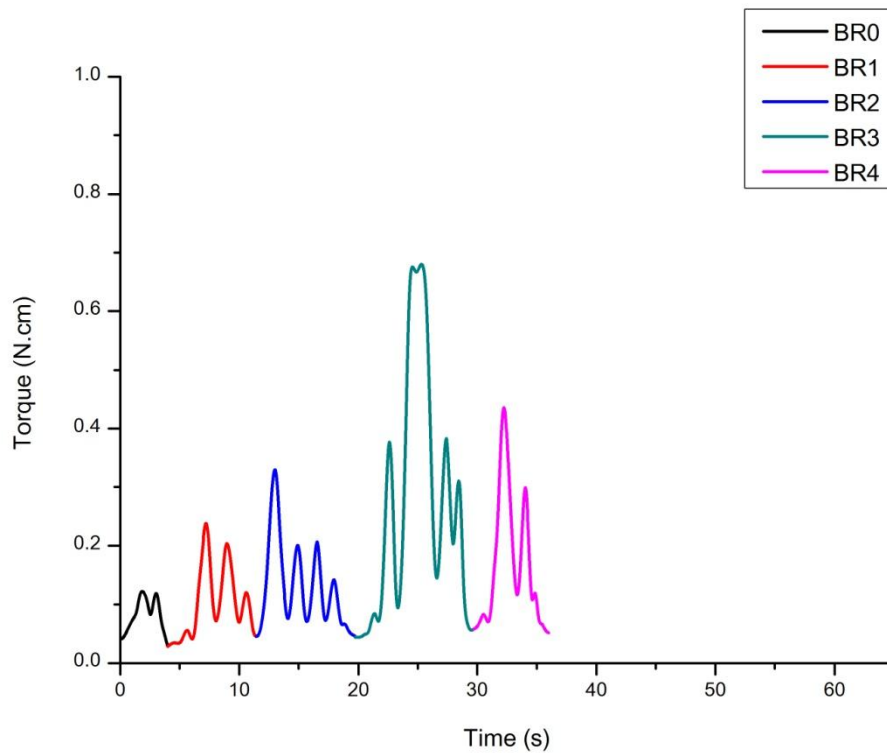
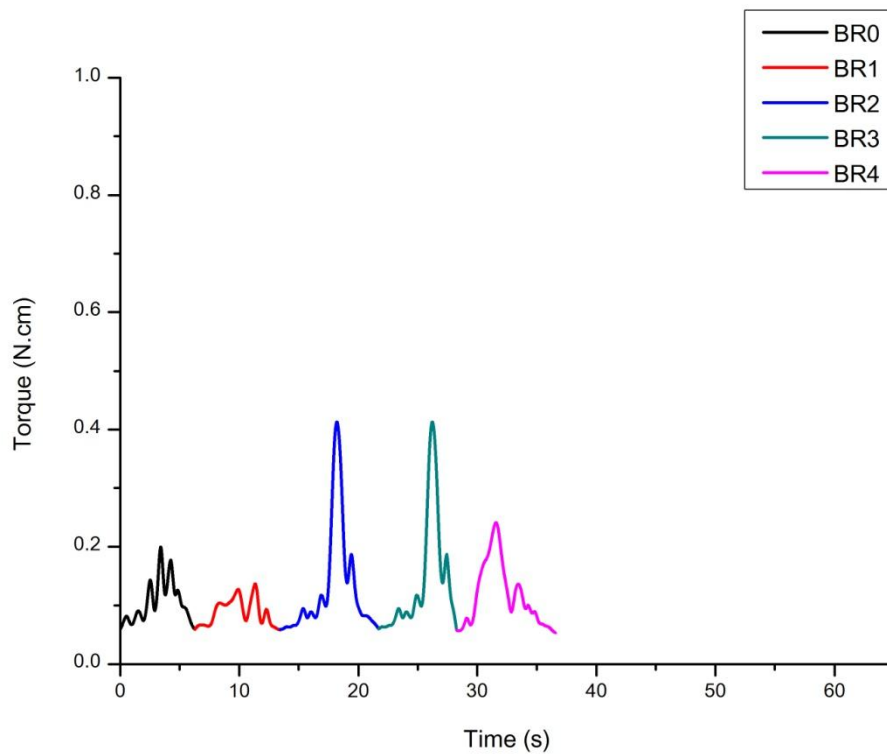
Dente 1

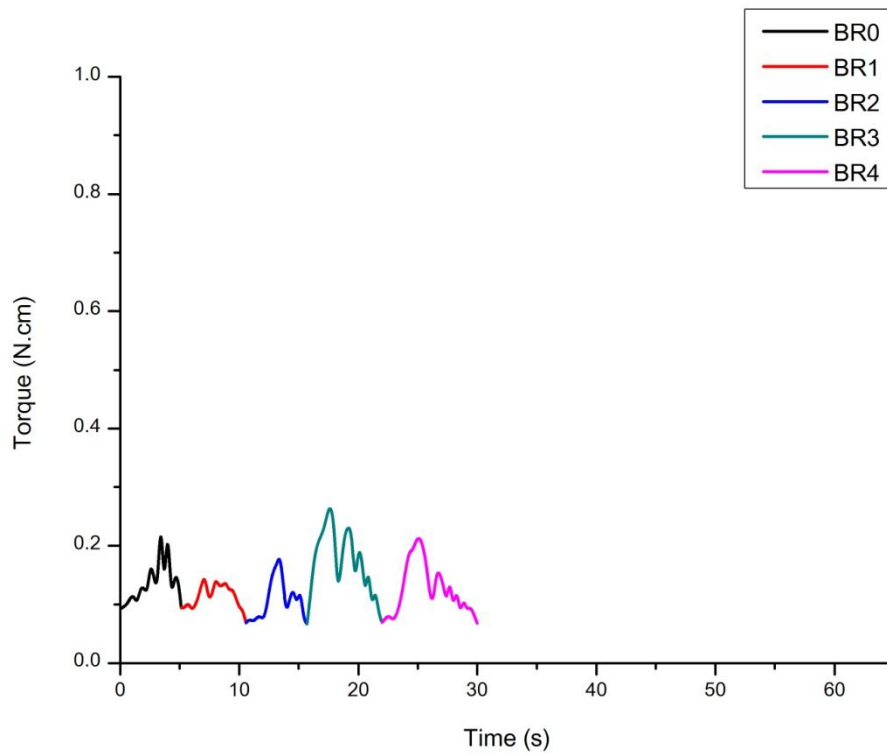
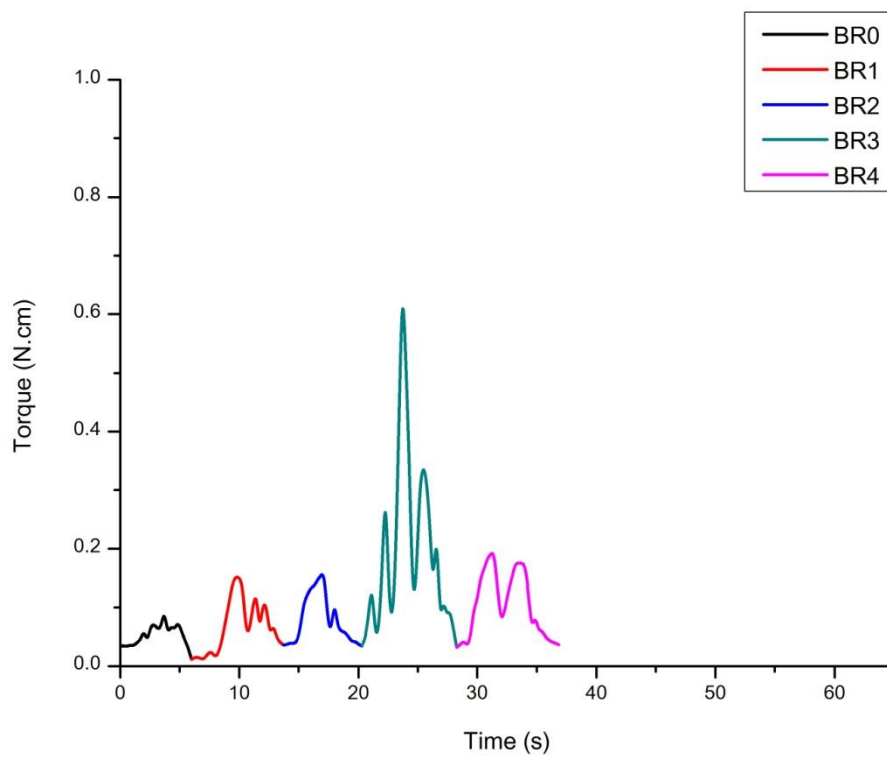


Dente 2

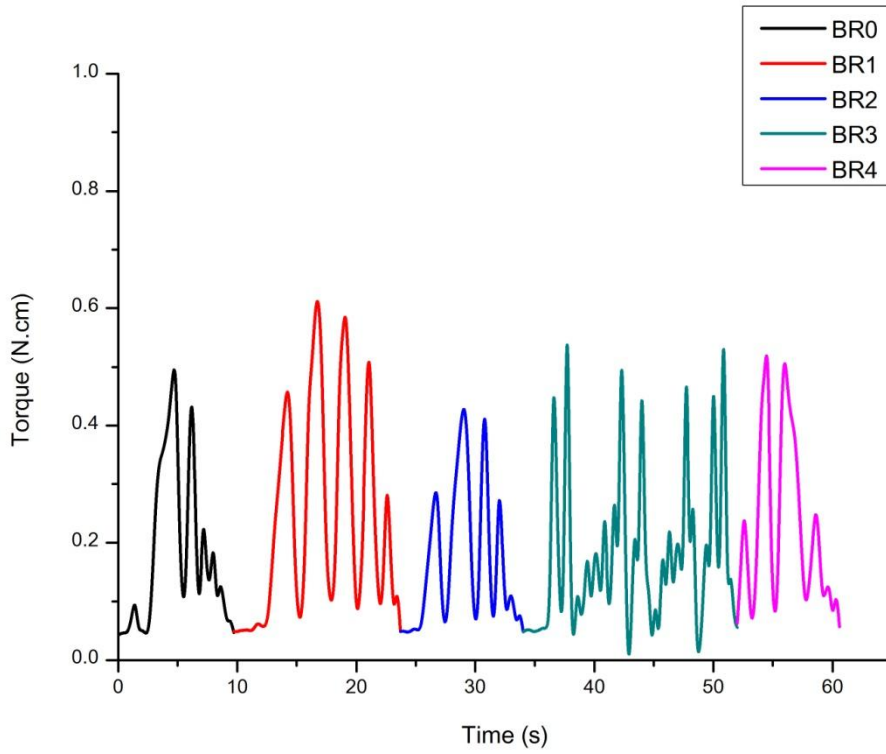


Dente 3**Dente 4**

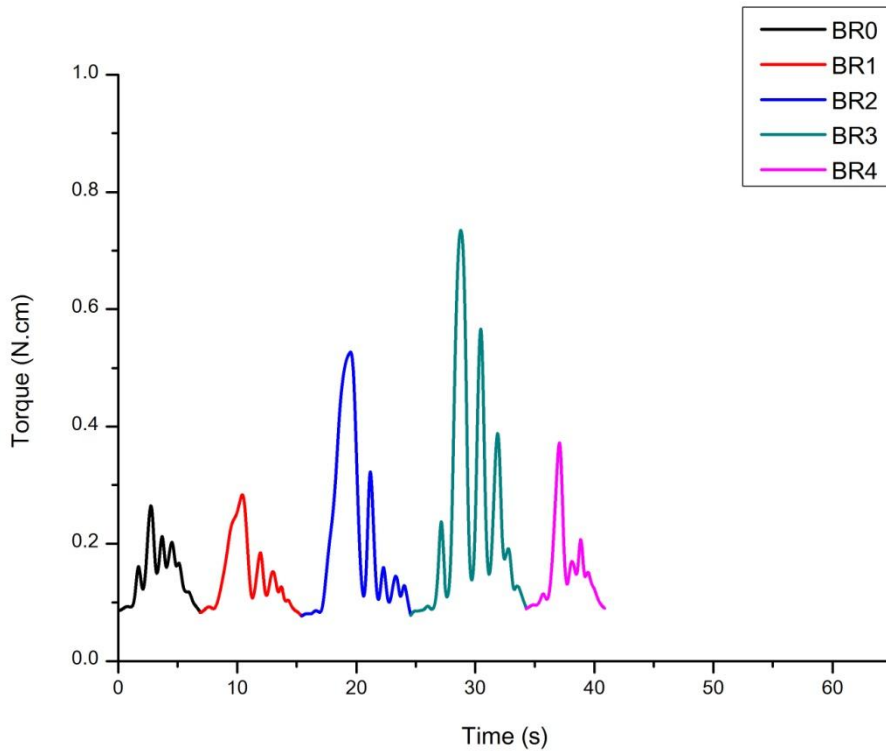
Dente 5**Dente 6**

Dente 7**Dente 8**

Dente 9

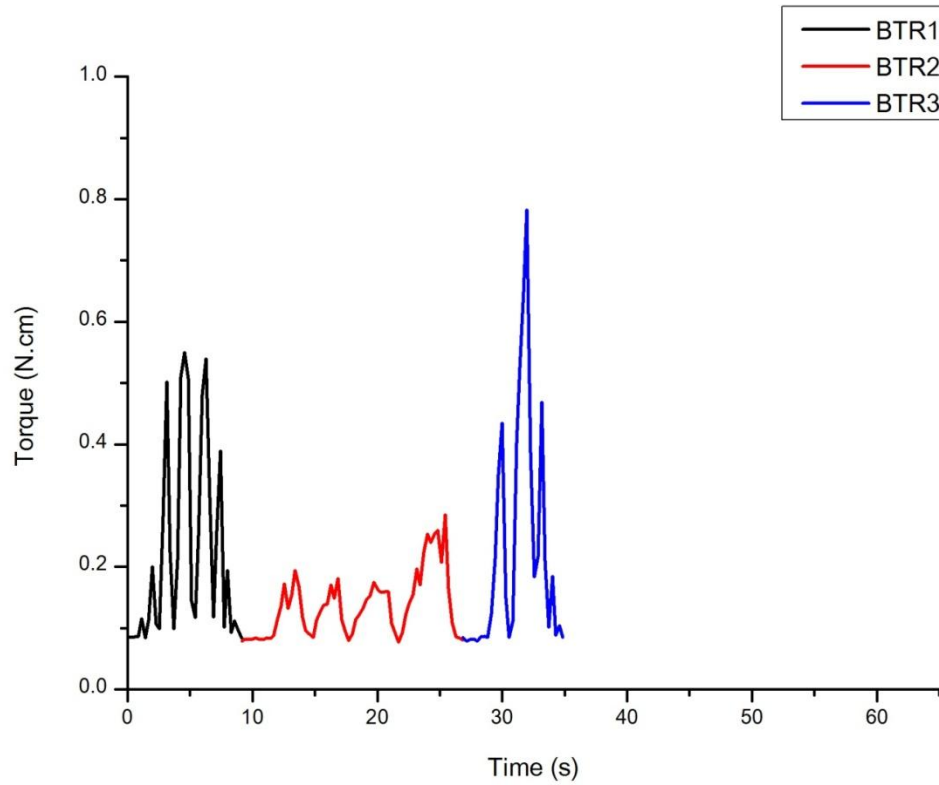


Dente 10

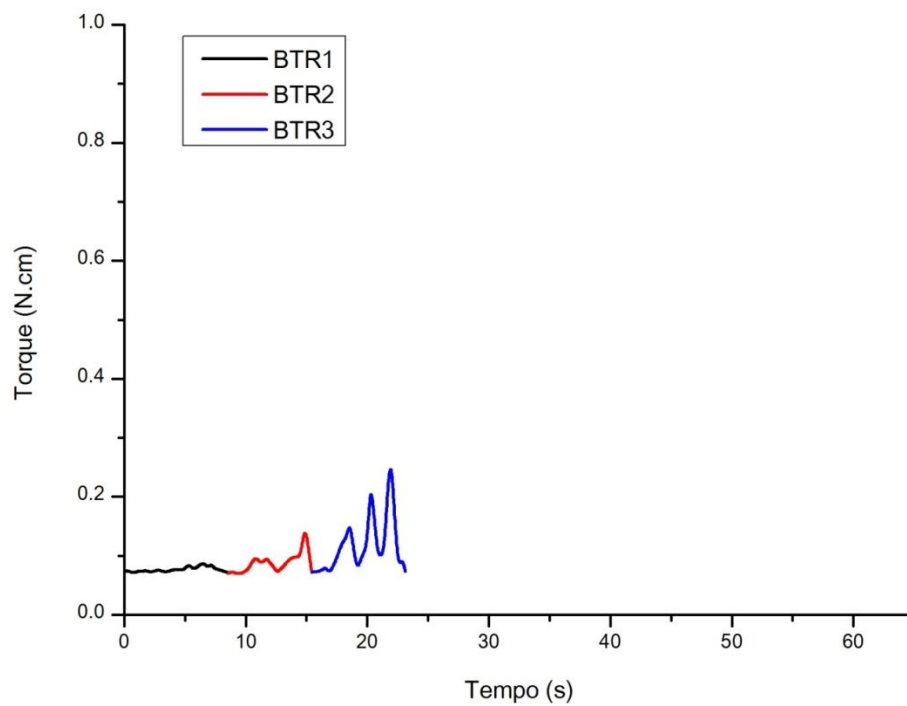


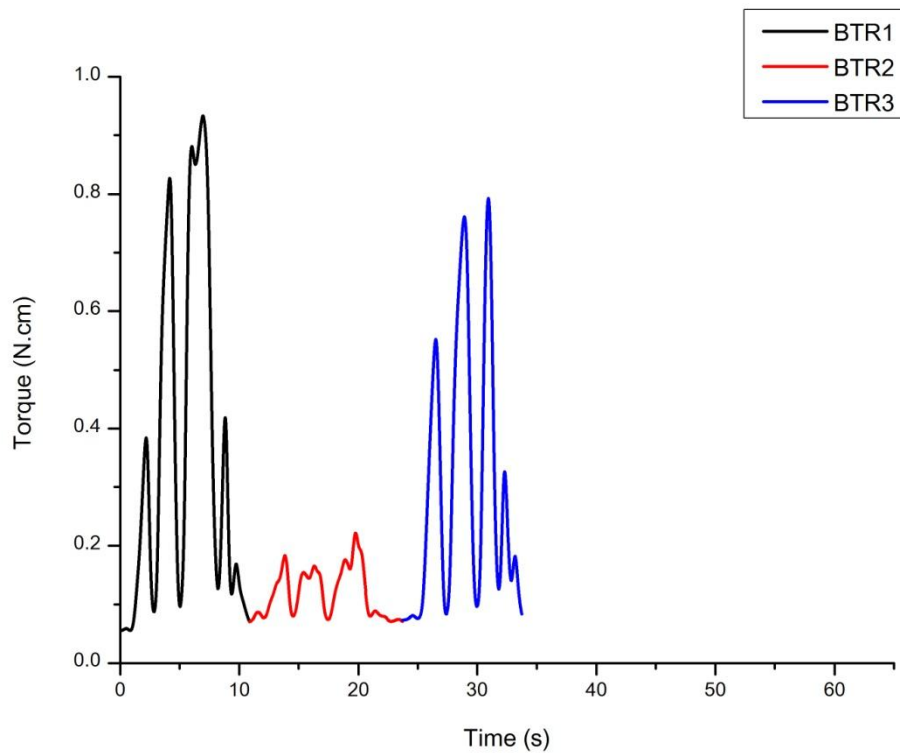
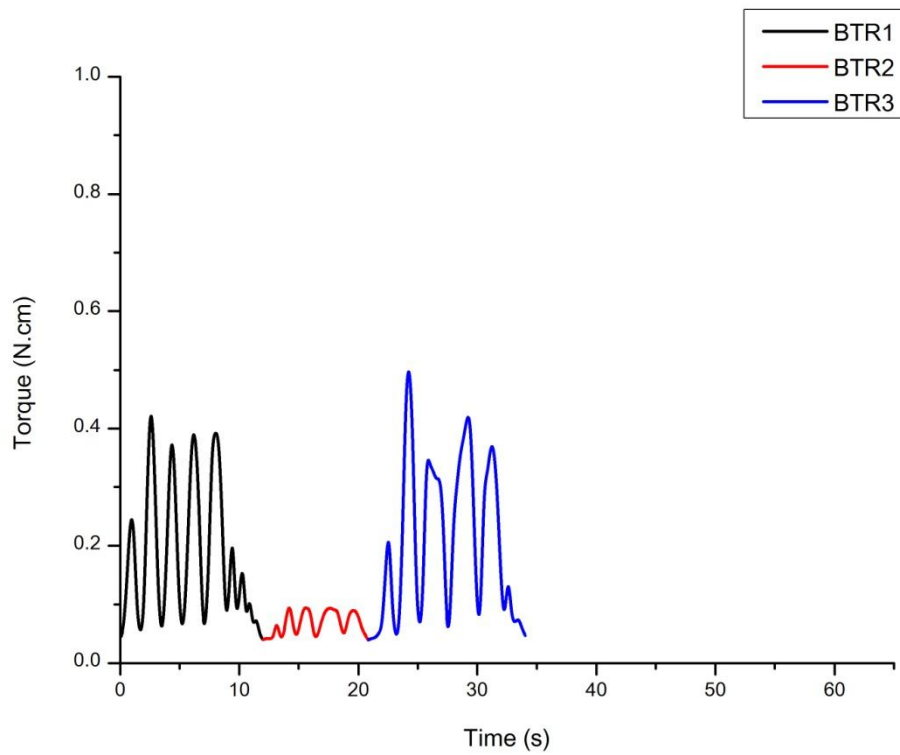
2) Instrumentos BT-RaCe

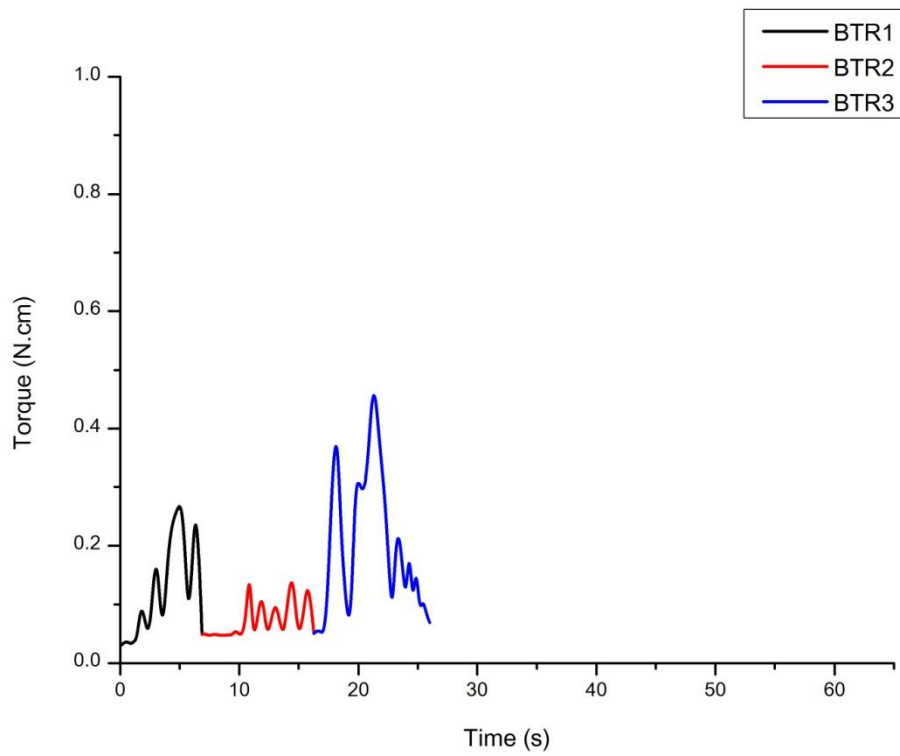
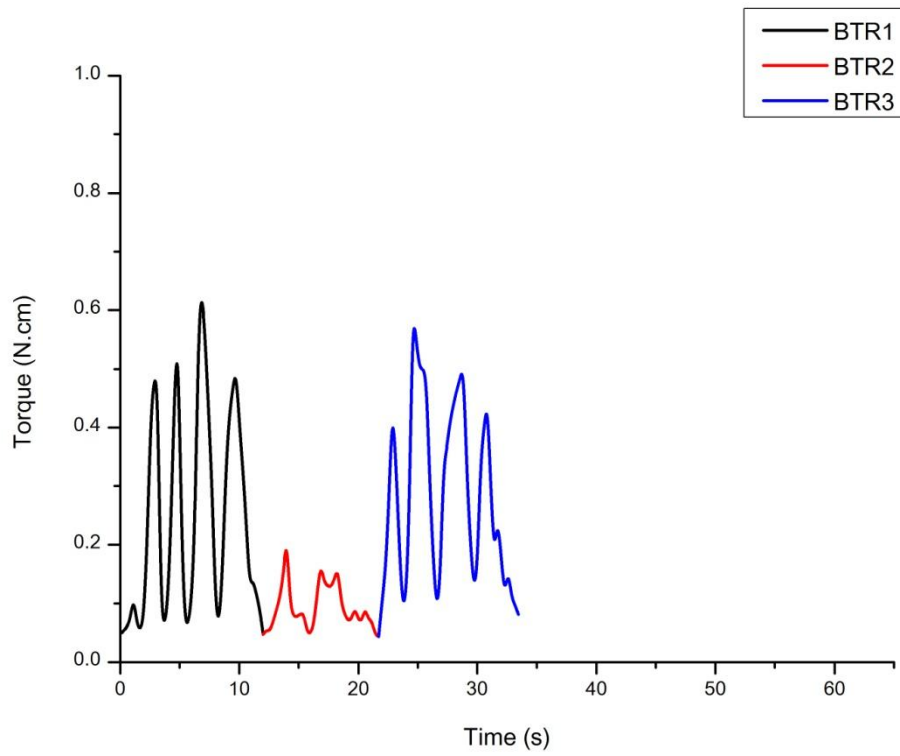
Dente 1



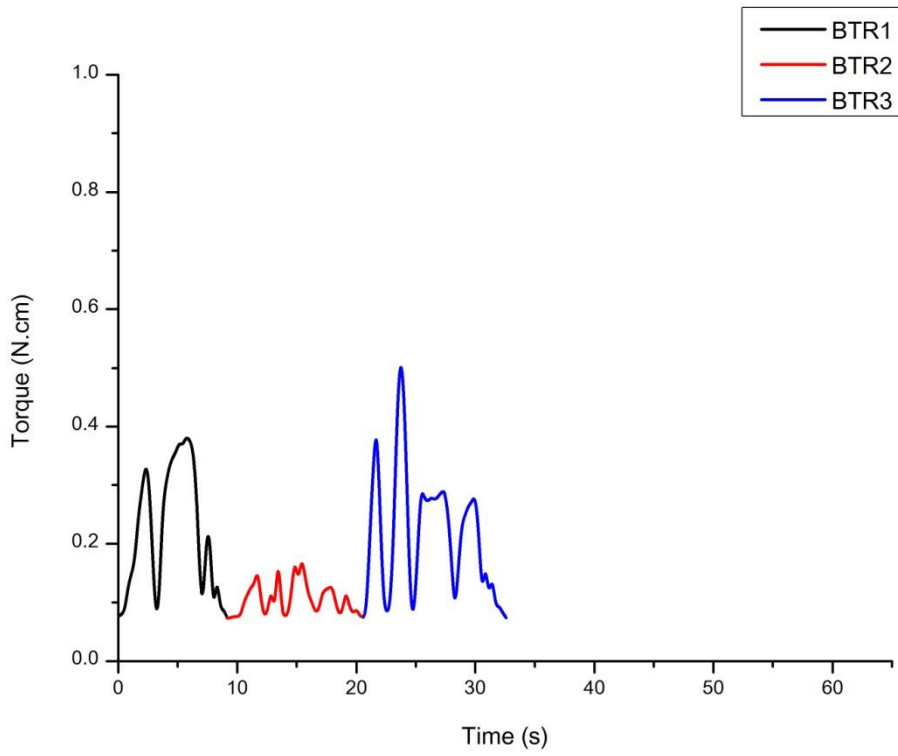
Dente 2



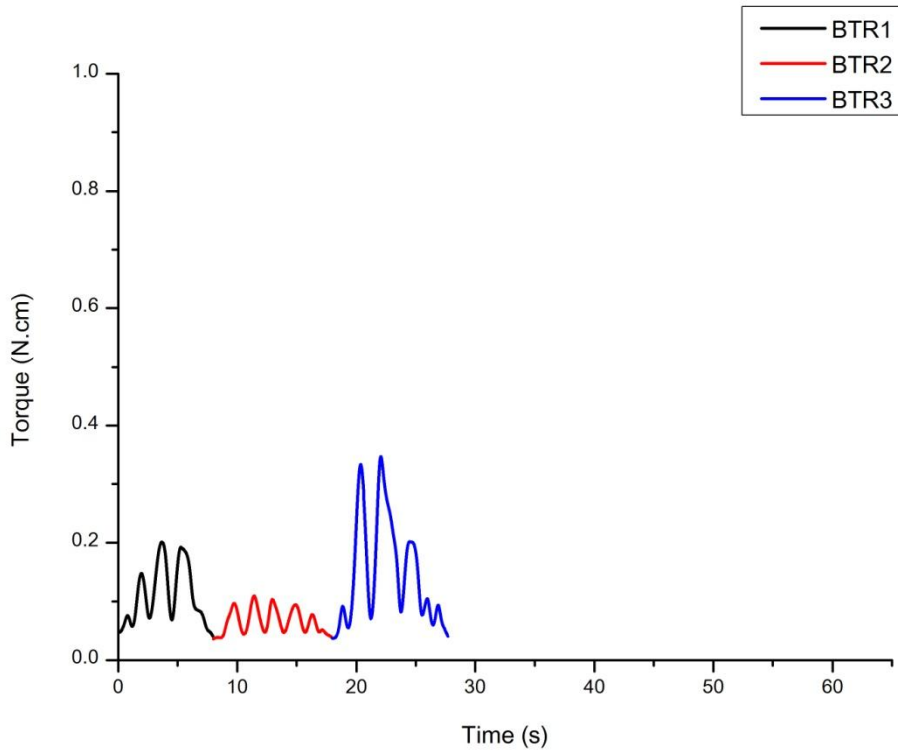
Dente 3**Dente 4**

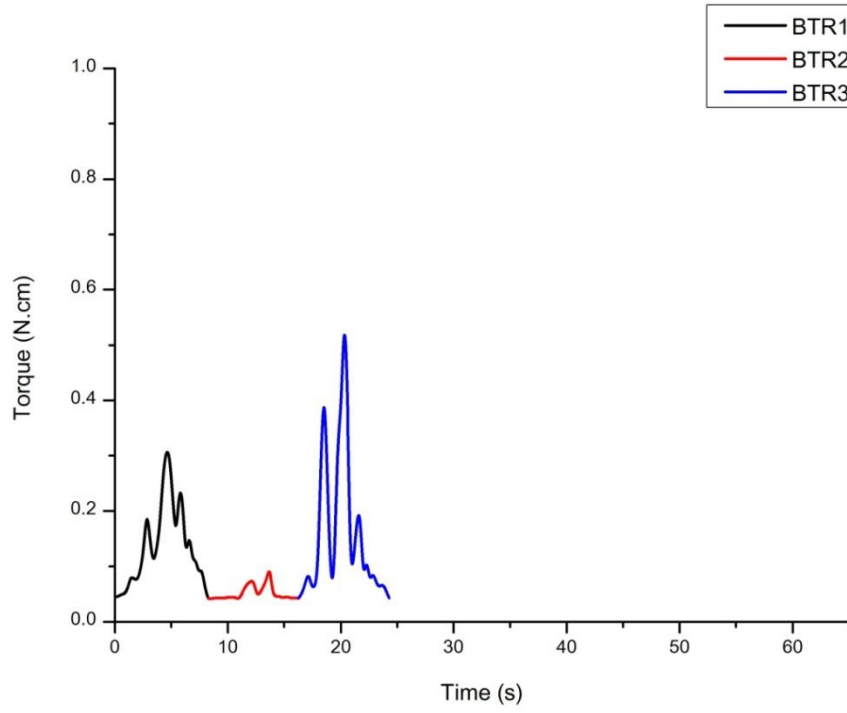
Dente 5**Dente 6**

Dente 7



Dente 8



Dente 9**Dente 10**