

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Danilo Sérgio Carvalho Sousa

**Análise de brocas cirúrgicas para instalação de implantes dentários após uso, higienização especial e esterilização em distintos tipos ósseos.**

CURITIBA

2015

Danilo Sérgio Carvalho Sousa

Análise de brocas cirúrgicas para instalação de implantes dentários após uso,  
higienização especial e esterilização em distintos tipos ósseos.

Dissertação apresentada ao  
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico,  
como parte dos requisitos para obtenção do título  
de Mestre em Odontologia: área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

CURITIBA  
2015

Sousa, Danilo Sérgio Carvalho

S725a

Análise de brocas cirúrgicas para instalação de implantes dentários após uso, higienização especial e esterilização em distintos tipos ósseos. Curitiba, 2015.

57f. : il.; 31cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós- Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2015

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

Bibliografia

1. Implantes Dentários. 2. Aço inoxidável. 3. Osteotomia. 4. Esterilização. I. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Ilapeo

Danilo Sérgio Carvalho Sousa

Análise de brocas cirúrgicas para instalação de implantes dentários após uso, higienização especial e esterilização em distintos tipos ósseos.

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

**BANCA EXAMINADORA**

Prof.Dr. João Geraldo Bugorin Júnior  
Prof.Dr. Leandro Eduardo Klüppel

Aprovada em: 24/11/2015

## Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução .....	08
2. Revisão de Literatura .....	09
3. Proposição .....	20
4. Materiais e Métodos .....	21
5. Artigo Científico.....	26
6. Referências .....	41
7. Apêndice .....	44
8. Anexos.....	55

## **Lista de Figuras**

Figura 1 – Broca Helicoidal 2.0.....	21
Figura 2 – Tipos ósseos do estudo.....	22
Figura 3 – Kit de brocas utilizado no estudo.....	23
Figura 4 – Visualização da gravação à laser das brocas.....	24
Figura 5 — Visualização da haste do contra ângulo.....	25

## **Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos**

ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

PSI – Prótese sobre implante

MEV – Microscopia eletrônica de varredura

mm – Milímetros

°C – Graus Celsius

r.p.m. – Rotações Por Minuto

WC/C – Revestimento de Diamante (Carboneto de Tungstênio em Matriz de Carbono)

TiN – Nitreto de Titânio

Ra – Rugosidade Media

Rz – Rugosidade Parcial

Rmáx – Rugosidade Máxima

DP – Desvio Padrão

Ym- Micrometros

mm/s – milímetros por segundo

ASA – American Society of Anesthesiologists (Sociedade Americana de Anestesiologia)

DLC – Diamond like carbon

## **Resumo**

Sabe-se que o manuseio de brocas cirúrgicas durante a fresagem, preparação do leito receptor de um implante provoca desgaste e perda de eficiência no perfil de corte de uma fresa, levando a necessidade de substituição das mesmas. Inclusive o processo de limpeza e esterilização também podem levar aos mesmo resultados. Alguns fatores são importantes na compreensão desde mecanismo desde o material utilizado na confecção das brocas, a temperatura a qual a broca pode ter sido exposta durante o ato de fresagem, o tipo de osso presente no leito receptor do implante, a velocidade de fresagem, a força apical exercida na broca durante o processo de fresagem, o tipo de processo de limpeza usado nas brocas e o processo de autoclavagem das brocas utilizadas. O objetivo deste estudo será compreender melhor a perda de qualidade de brocas cirúrgicas utilizadas para instalação de implantes em relação à quantidade de vezes em que essas foram utilizadas, bem como uma análise em relação a qualidade do tipo ósseo presente na loja cirúrgica. Para isso 28 kits cirúrgicos foram separados para uso em uma escola de pós graduação com cursos de implantodontia. As fresas desses kits foram rotineiramente usadas durante um período de 9 meses com o seu uso monitorado. A cada 3 meses de uso cada uma das fresas eram analisadas em microscopia ótica por um profissional do controle de qualidade de uma empresa de implantes dentários com o objetivo de se observar possíveis danos à broca. Como o uso das brocas eram monitoradas, foram arquivados o número de usos de cada um dos kits/fresas, bem como a densidade óssea de onde se trabalhava. O processo de higienização e passo. Na medida em que uma fresa era diagnosticada danificada, essa era substituída por uma nova em nesse mesmo kit.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Aço inoxidável, Osteotomia, Esterilização.

## **Abstract**

It is known that handling of surgical drills during milling, the recipient of an implant preparation bed causes loss of efficiency and wear on the cutting profile of the milling tool, causing the need for replacement. Including sterilization and cleaning process can also lead to the same results. Several factors are important in understanding long mechanism from the material used in the manufacture of drills, the temperature at which the drill may have been exposed during the act of milling, the type of bone present at the implant recipient bed, the milling speed, apical force exerted on the drill during the milling process, the type of cleaning process used in drills and the autoclaving process of utilisadas drills. The objective of this study is to better understand the quality loss of surgical drills used for implant placement relative to the amount of times that these were used as well as an analysis regarding the quality of bone type present in the surgical cavity. For this 28 surgical kits were separated for use in a school graduate with implantology courses. The cutters of these kits were routinely used over a period of nine months with their use monitored. Every 3 months of using each of the mills were analyzed in light microscopy by a professional quality control of a dental implant company in order to observe possible damage to the drill. As the use of drills were monitored, the number of uses of each starter / cutters are archived as well as bone density which is worked. The process of cleaning and sterilization of the drills was carried carefully to avoid interference of this step. To the extent that a cutter was diagnosed damaged, this was replaced by a new one in this same kit.

**Key words:** Dental Implants, Stainless Steel, Osteotomy, Sterilization.

## 1. Introdução

A osseointegração é um processo biológico de anquilose funcional sobre implantes em titânio que depende de diversos fatores como o desenho do implante, a microestrutura, cuidados com a cadeia asséptica, a técnica para instalação e a osteotomia (BENINGTON, 2002). Estes são passos de extrema relevância que junto a fatores locais (qualidade e quantidade óssea) influenciam diretamente no sucesso de um implante dentário ao longo dos anos (ERCOLI et al., 2004). Assim, de nada adianta uma fixação de excelente qualidade sendo instalada após um fresado com brocas de baixa qualidade ou danificadas (CHACON et al., 2006). O aquecimento da osteomia pode ser resultado de lâminas de corte danificadas ou de qualidade ruim (ERIKSSON & ADELL 1986).

Desta forma, a matéria prima, o desenho, a forma, a qualidade, o manuseio, a quantidade de uso e cuidados com higienização e esterilização das fresas podem influenciar na qualidade do fresado ósseo e conseqüentemente na osseointegração (ERIKSSON & ADELL 1986; CHACON et al., 2006). Por isso tais processos devem ser monitorados e cuidados pela equipe odontológica para se evitar o insucesso. Além disso, outras hipóteses são discutidas, tais como a possibilidade de danificação das lâminas de corte de fresas cirúrgica devido à densidade do leito ósseo ao qual essas são empregadas (BRISMAN, 1996; ERIKSSON & ADELL 1986). O tempo de vida útil deste material depende diretamente desses fatores que associados ao aquecimento, podem resultar em diminuição no número de uso (ERCOLI et al., 2004).

O objetivo do presente estudo foi analisar a perda de qualidade no perfil de corte de brocas cirúrgicas utilizadas na instalação de implantes em função da quantidade de vezes em que houve seu uso clínico em distintos sítios ósseos.

## **2. Revisão de literatura**

### 2.1 Conceitos Básicos em metalurgia

O principal material utilizado na confecção de brocas e fresas para uso na implantodontia é o aço inoxidável, que é definido como grupo de ligas ferrosas resistentes à oxidação e que contenham um teor mínimo de 11% de cromo-(Cr) (CALLISTER,1997).

O nome “stainless steel”, que traduzido literalmente para o português significa “aço que não mancha” foi dado devido à resistência superficial deste material a grande parte dos reagentes existentes (TEBECHERANI, 1999).

Esta resistência ocorre porque a presença do elemento cromo em determinada quantidade, quando em contato com o oxigênio, promove a formação na superfície da broca de uma finíssima camada de oxido de cromo (camada passiva), que é impermeável e insolúvel a praticamente todos os corrosivos atuais (OLIVEIRA, 1997).

A adição de níquel a essa liga confere ainda resistência a vapores agressivos e meios líquidos. melhora as características de ductilidade, resistência mecânica a altas temperaturas, soldabilidade e resistência a corrosão Também podem estar presentes titânio, nióbio, carbono, manganês, molibidênio entre outros, conferindo características particulares a cada liga (SMITH, 1993).

Os aços inoxidáveis podem ser classificados quanto à sua microestrutura em: Martensíticos, Ferríticos, Austeníticos (DAVIS, 1994)

Dentre estes, os martensíticos que recebem adição de carbono, cromo e molibidênio), são os mais utilizados na fabricação de instrumentais cirúrgicos cortantes como as brocas utilizadas em implantodontia, pois conferem características adequadas como dureza e resistência (SIMPSON, 1961; GOLIN, 2005).

Uma enorme gama de revestimentos duros vem sendo utilizados no intuito de se aumentar a resistência ao desgaste e a manutenção do perfil de corte das brocas utilizadas

em implantodontia. Os carbonetos e os nitretos resultantes dos metais de transição, o diamante e os DLC (*diamond like carbon*), são os materiais mais utilizados para este fim. Estes apresentam como características, elevada dureza e elevada inércia química, conferindo a estas ligas propriedades como baixo coeficiente de atrito, baixa interação com a superfície de trabalho e alta resistência ao desgaste (TSCHIPSTCHIN, 2004).

Dois dos principais processos utilizados para a aplicação de revestimentos duros sob a superfície das brocas utilizadas em implantodontia são o PVD – (*physical vapor deposition*) e o CVD – (*chemical vapor deposition*) (TSCHIPSTCHIN, 2004).

Vários fatores positivos podem ser enumerados sobre a utilização dos revestimentos duros sobre as brocas utilizadas em implantodontia, como a redução do atrito entre a superfície da broca os sítios cirúrgicos, a utilização de forças apicais de menor intensidade, proporcionando uma menor geração de calor, menor tendência a adesão de resíduos provenientes do local da fresagem, aumento considerável na dureza do material que compõe o perfil de corte provocando portanto um menor desgaste e maior longevidade da broca em condições operacionais e ainda menor dissipação do calor gerado devido barreira térmica formada, melhorando as condições biológicas tão importantes ao processo de osseointegração (TSCHIPSTCHIN, 2004).

Os principais tipos de revestimentos duros utilizados nas brocas e fresas da implantodontia são o de diamante (WC/C) e o de nitreto de titânio (TiN), aplicados no intuito de aumentar o poder de corte das brocas e sua longevidade. Estes são chamados de tratamentos de superfície e tem como finalidade, alterar as propriedades mecânicas, como a dureza, a resistência ao desgaste e a diminuição da força de atrito, diminuindo assim a geração de calor e o atrito friccional com as paredes ósseas (GOLIN, 2005).

## 2.2. Conceitos Básicos em Implantodontia

O termo osseointegração foi definido como sendo “Conexão direta, estrutural e funcional do osso estruturado, vivo e ordenado com a superfície de um implante submetido a uma carga funcional”, como requisitos à obtenção da osseointegração, podemos citar a existência de uma superfície biocompatível, a presença de osso no alvéolo cirúrgico e uma cirurgia minimamente traumática (BRÅNEMARK et al., 1985).

A descoberta da osseointegração e o desenvolvimento dos implantes osteointegráveis na década de 1960 pelo Prof. Brånemark, foi primordial no desenvolvimento e universalização de novas técnicas de reabilitação dentária, sobretudo para indivíduos edêntulos, criando um protocolo de atendimento com alta previsibilidade e de fácil reprodutibilidade, consistindo na inserção de implantes em áreas previamente preparadas com instrumentais rotatórios em um leito ósseo receptor (BRÅNEMARK, 1977; BRÅNEMARK, 1981).

Na implantodontia esta previsibilidade em ambas as fases, cirúrgica e protética é o objetivo de todos os profissionais. Os principais aspectos cirúrgicos envolvidos no sucesso do processo de osseointegração são técnica cirúrgica mínimamente traumática e a estabilização do implante durante a cirurgia inicial (YACKER & KLEIN, 1996; HARRIS & KOHLES 2001)

Nesse contexto a mínima elevação da temperatura durante a fresagem óssea é um fator chave para a minimização do trauma e a preparação bem-sucedida de uma cavidade para abrigar o implante com mínimos danos ao osso circundante. A manutenção da vitalidade dos tecidos periimplantares depende da prevenção de geração de temperatura

excessiva durante a perfuração cirúrgica. Por causa da baixa condutividade térmica do osso cortical, a dissipação de calor ocorre lentamente e as temperaturas podem permanecer elevadas, apesar do uso da utilização de irrigação interna e/ou externa (HARRIS & KOHLES 2001; ALBREKTSSON & ERIKSSON 1985).

A ciência investigativa tem demonstrado que os danos térmicos ao local de perfuração inibem a resposta regenerativa na cicatrização óssea, retardando o processo de osseointegração e potencialmente resultando em mobilidade e perda do implante (ERIKSSON & ALBREKTSSON 1983).

Durante a fresagem, boa parte da energia gerada no processo de corte é transformada em calor através do atrito friccional entre fresas e o leito ósseo. A quantidade de calor gerado depende de uma série de fatores, entre eles a macrogeometria das brocas utilizadas, a capacidade de corte destas fresas, a pressão apical utilizada, o tempo de fresagem, o tipo de irrigação utilizado para a refrigeração das brocas e do leito ósseo, a velocidade de rotação utilizada e do tipo ósseo encontrado no leito (ALBREKTSSON & ERIKSSON 1985).

Experimentos demonstraram que em cortes de fêmur humanos, sob certas condições cirúrgicas onde nenhuma irrigação externa foi utilizada durante a preparação da osteotomia, a temperatura de 100° C foi atingida nas corticais (MATTHEWS & HIRSCH 1972).

Através de um experimento Eriksson e Albrektsson (1985) descreveram a análise de crescimento ósseo em diferentes Microradiografias, quantificando a osteogênese e a taxa de crescimento ósseo em diversas temperaturas. Eles afirmaram que a temperatura

limite para regeneração óssea varia de 44 °C a 47 °C medindo a 0,5 mm do implante usando um tempo de exposição de 1 minuto.

Temperaturas de 47° C ou mais, quando atingidas e mantidas durante mais de 1 minuto no osso estão associadas a dano celular irreversível, em última análise, resultando em substituição de tecido ósseo por células de gordura (ALBREKTSSON & ERIKSSON 1985).

Dois fatores adicionais que podem influenciar no atrito e conseqüentemente na geração de calor e até agora têm recebido pouca atenção na literatura odontológica são o design da broca e a perda do perfil de corte desta durante o seu uso em repetidos procedimentos (MATTHEWS & HIRSCH 1972). Em 1972, estes pesquisadores mediram a elevação da temperatura no osso cortical humano durante o uso de uma broca espiral de 3,2mm. Eles registraram temperaturas significativamente maiores quando a perfuração foi feita utilizando-se brocas anteriormente utilizadas, em relação a perfurações feitas utilizando brocas novas, e descobriu que a aplicação de uma menor pressão resultou em menor produção de calor. Outros estudos têm mostrado que a perda de nitidez da broca (perda do perfil de corte) está relacionada com a pressão aplicada durante a perfuração, o número de vezes que a broca foi usada, e o método de esterilização utilizado.

Em um estudo sobre a redução da temperatura durante a irrigação Yacker e Klein (1996), afirmam que o período de tempo que uma broca permanece afiada está relacionado com seu tratamento de superfície e sua composição, o que sugere que as características específicas do instrumental afetam seu tempo de uso.

Diversos são os fatores que interferem no desempenho e durabilidade das ferramentas de corte, entretanto o recobrimento de superfície, figura como fator fundamental (VIONET, 2005).

### 2.3 Tecido Ósseo

O osso é um tecido altamente metabólico e quando saudável sofre ininterruptamente um processo de reabsorção e neoformação. Funciona como linha de defesa em alguns casos, absorvendo metais pesados e até toxinas no intuito de diminuir efeitos nocivos destas substâncias sobre os demais tecidos do corpo. E osteoblastos, osteoclastos e osteócitos são os tipos de células ósseas presentes no organismo e cada qual desempenha função primordial no metabolismo ósseo (KNOTHE, 2004).

Os Osteoblastos são as células responsáveis pela formação do tecido ósseo, os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção ou degradação do tecido ósseo e os osteócitos tem função fundamental na remodelação ou seja no *turn over* ósseo (KNOTHE, 2004).

A remodelação é o processo de regeneração e reparação que ocorre de maneira fisiológica ou em caso de injúria contra os tecidos. Vários autores, entre eles Simpson (1961) relatam um melhor desempenho durante o processo de reparo quando o leito ósseo é irrigado, por exemplo, com soro fisiológico 0,9% antes da síntese, destacando a importância da remoção de resíduos e fragmentos ósseos na irrigação.

Estudos comparativos utilizando brocas novas e usadas em diferentes pressões apicais durante o processo de fresagem demonstraram que a pressão exercida, tem maior relevância, que a velocidade de fresagem, quanto à produção e transmissão de calor ao leito ósseo, que a irrigação é eficaz no controle do aumento da temperatura e que brocas com o perfil de corte preservados aquecem e traumatizam menos que brocas com baixa eficiência de corte (MATTHEWS & HIRSH 1972).

Com o surgimento e a evolução da osseointegração, os danos causados ao leito ósseo através do processo de fresagem passaram a ser analisados não só pelo aspecto do

dano friccional causado, mas também pela força apical empregada, a bioengenharia das brocas e a técnica cirúrgica utilizada. Sendo constatado que o desenho das brocas e fresas é tão importante quanto os benefícios da irrigação ou a velocidade de fresagem (LAVELLE, 1980; MATTHEWS & HIRSH 1972).

#### 2.4 Irrigação e Brocas

A relevância da irrigação foi demonstrada em um estudo com tíbias de coelho, onde 16 amostras receberam 3 perfurações no lado direito com irrigação à base de soro fisiológico 0,9% e 3 perfurações no lado esquerdo sem irrigação, a 1800rpm. Foi concluído que a velocidade utilizada e o perfil de corte das fresas foi adequado e também que a região irrigada apresentou-se mais regular no pós operatório, enquanto o lado não irrigado apresentou necrose óssea superficial (CARVALHO, 1994).

Em outro estudo sobre influência positiva da irrigação sobre o leito ósseo, a fim de atenuar os danos sofridos pelos tecidos. Avaliou-se a resposta biológica após osteotomia com e sem irrigação externa em diferentes tempos de fresagem, em mandíbulas de cães. Os cortes histológicos obtidos dentre aqueles sacrificados imediatamente após a fresagem e aqueles sacrificados 45 dias após demonstraram que a alteração óssea foi mais severa no grupo onde não se usou irrigação externa. Quanto a neoformação óssea, o grupo com fresagem entre 17 e 19 segundos, com irrigação externa, foi o que apresentou os resultados mais satisfatórios (PINELLI, 1992).

Em outro trabalho, realizado com osso bovino, avaliou-se o efeito da irrigação em diferentes profundidades de osteotomia e diferentes diâmetros de brocas para implantes. Através de análises tomográficas, blocos ósseos foram avaliados para se confirmar semelhança entre sua densidade e a de uma mandíbula humana. A temperatura dos

segmentos ósseos foi aferida e após estudo, foi concluído que durante o processo de fresagem, a temperatura da broca causou aumento na temperatura do osso, a irrigação contribuiu reduzindo a temperatura da broca, a densidade óssea se mostrou mais importante que a profundidade do sítio cirúrgico, para o incremento da temperatura e a utilização de uma broca acessória (piloto) contribuiu para a redução da temperatura na broca (YAKER & KLEIN 1996).

Quanto maior o diâmetro da broca, maior o calor gerado durante o preparo. O diâmetro final da osteotomia relaciona-se diretamente à densidade óssea. Quanto mais denso o osso, maior o diâmetro da osteotomia final. A etapa essencial para o sucesso na inserção do implante e posterior processo cicatricial é durante a última fresagem, pois o osso ao redor desta broca entrará em contato direto com a superfície do implante. Caso o preparo final da última perfuração não seja preciso, a região da interface implante-osso pode se apresentar incompatível e conseqüentemente, diminuir a estabilidade inicial do implante, levando a perda prematura (MISCH, 2000).

## 2.5 Esterelização e Brocas

A necessidade de descontaminação dos itens reutilizáveis, como os instrumentais, é enfatizada por vários autores, que documentaram os riscos de infecção cruzada em caso de mau reprocessamento dos materiais necessários ao cuidado do paciente e entre os materiais de maior complexidade de processamento estão as brocas odontológicas (WHITWOTH, 2004).

Alguns autores discutem sobre a possível corrosão causada nas brocas durante o processo de esterelização interferindo no desgaste do perfil de corte e às vezes inutilizando-as (MOLLINARI, 1996; GUIMARAES, 2001).

Considera-se um processo de corrosão, as reações eletroquímicas ou químicas heterogêneas, sofridas na superfície do metal quando em contato com o oxigênio. A composição da liga interfere diretamente em sua capacidade de resistência à corrosão, uma alta concentração de carbono irá conferir dureza, no entanto uma menor resistência à corrosão e uma alta concentração de cromo irá conferir uma menor dureza, no entanto uma resistência à corrosão (FERREIRA, 2001).

Como proposta para melhorar as limitações das brocas convencionais ao processo de esterelização, foi instituída a adoção de películas de proteção através de deposição de vapor químico em sua superfície (GOLIN, 2005).

Para avaliar a correlação de brocas reutilizadas e seu impacto sobre o leito ósseo, um trabalho foi realizado utilizando-se mandíbulas de porco. Foram confeccionados leitos para a instalação de implantes utilizando brocas a uma velocidade de 1200 RPM, pressão apical de fresagem suave e irrigação externa abundante. 3 grupos de brocas foram selecionados aleatoriamente, recebendo cada grupo após as osteotomias, tratamento diferenciado uns em relação aos outros. Água destilada foi utilizada na higienização do grupo 1, no grupo 2 foi utilizado Sekudrill e em seguida as brocas foram autoclavadas e no grupo 3, detergente MIS 027 e em seguida as brocas foram levadas ao autoclave. A temperatura do leito ósseo foi mensurada durante fresagem e a região osteotomizada avaliada por microscopia óptica de varredura, para analisar a região de corte das brocas. Como resultado, observou-se que brocas utilizadas em mais de 40 procedimentos, apresentaram maior incidência de temperaturas altas, apenas os grupos submetidos a autoclavagem tiveram aumento da largura da aresta de corte das brocas e como recomendação, sugeriu-se que as brocas do sistema utilizado no estudo, não deveriam ser utilizadas em mais de 40 procedimentos (JACHUM & REICHARD 2000).

## 2.6. Avaliação Mecânica das Brocas

O efeito da velocidade, pressão e tempo, sobre a temperatura do leito ósseo durante o processo de fresagem para instalação de implantes osteointegráveis foi estudado e temperatura e tempo foram aferidos em uma peça de osso cortical bovino, fresada a uma velocidade de 1800 e 2400 RPM e pressão de 1,2 e 2,4 Kg respectivamente. Observou-se que a perfuração a 1800 RPM e 1,2 Kg de pressão, produziu a mesma temperatura que a peça perfurada a 2400 RPM e 2,4 Kg. No entanto observou-se que quando aumentado qualquer um dos índices de maneira independente, houve um aumento na temperatura, logo, concluiu-se que a combinação de aumento de pressão e aumento de rotação não gera aumento de temperatura devido ao incremento na eficiência do poder de corte das brocas (BRISMAN, 1996).

A produção de calor no interior do tecido ósseo foi mensurada utilizando e esterilizando repetidamente brocas de 3 diferentes sistemas, um dispositivo termopar foi utilizado em peças de fêmur bovino, onde foram realizadas perfurações intermitentes com um pressão de 2,4 Kg e velocidade de 2500 RPM. A irrigação se deu de forma externa com um fluxo de 40 ml/min de uma solução salina. O sistema A dispunha de broca do tipo helicoidal tripla com ângulo de alívio, o B com também com brocas helicoidais triplas, mas sem o ângulo de alívio e o C com broca helicoidal dupla com ângulo de alívio. Um mesmo contra-ângulo foi utilizado através de um braço mecânico adaptado. O fragmento ósseo que era mantido congelado foi colocado em solução salina a uma temperatura controlada de 37<sup>0</sup>C uma hora antes de seu uso. Após ciclo de 2 perfurações, cada sistema era escovado com escova macia e colocado em solução de detergente enzimático em cuba ultra-sônica, por um ciclo de 10 minutos, em seguida eram embaladas e autoclavadas a 132<sup>0</sup>C em um ciclo de 6 minutos. Um microscópio óptico foi utilizado na avaliação dos 3

grupos de brocas no intervalo de 5,10,15,20 e 25 fresagens. Como resultado foi observado um incremento na temperatura após o ciclo de perfurações. Os sistemas A e C, mesmo após 25 fresagens, apresentaram temperaturas sempre abaixo de 47<sup>0</sup>C, enquanto o sistema B ultrapassou os 47<sup>0</sup>C desde as perfurações iniciais. Sobre o aspecto microscópico, pequenos desgastes foram observados após 25 perfurações. Concluiu-se que a geometria das brocas interfere na produção de calor durante a perfuração e esta temperatura aumenta à medida que a broca vai sendo usada (CHACON, 2006).

### **3. Proposição**

#### 3.1 Objetivo Geral

Avaliar desgaste de brocas helicoidais de aço cirúrgico específicas para instalação de implantes osteointegráveis.

#### 3.2 Objetivos Específicos

Identificar se o tipo de osso pode influenciar na vida útil de uma broca cirúrgica para instalação de implantes.

Identificar possível relação entre a perda de qualidade de corte de uma fresa com o número de uso.

Identificar possível relação entre a perda de qualidade de corte de uma fresa e a densidade óssea.

#### 4. Materiais e métodos

Foram avaliadas 78 brocas, sendo: 26 brocas helicoidais 2.0 (Figura 1), 26 brocas helicoidais 2.8 e 26 brocas helicoidais 3.0, as quais foram utilizadas para a instalação de 891 implantes em leitos ósseos com diferentes densidades (osso do tipo II, tipo III e tipo IV) (Figura 2).



Figura 1 – Broca helicoidal 2.0

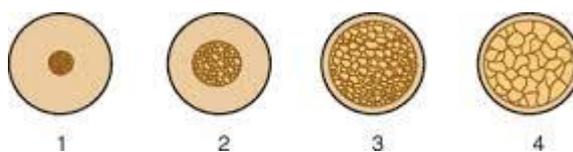


Figura 2 – Tipos ósseos presentes no estudo

Outras brocas foram avaliadas no presente estudo, porém tais resultados foram descartados devido a um menor número de uso. Cada broca é utilizada de acordo com o protocolo de fresagem indicado pela empresa e do diâmetro do implante. Assim, as fresas iniciais que resultaram em maior número de uso (são utilizadas independente do diâmetro do implante) foram incluídas e as de menor utilização excluídas.

Estas brocas foram utilizadas no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO, Curitiba, Brasil) no período de abril de 2013 à janeiro de 2014. Cada broca pertencia a um único kit cirúrgico (Figura 3) e houve um controle de estoque, armazenamento e uso de forma com que esses kits não se misturassem. Foram utilizados 26 kits cirúrgicos para o presente estudo.



Figura 3 – Kit de brocas utilizado no estudo

Após cada utilização, as brocas foram submetidas a um processo controlado de lavagem e desinfecção, seguido pelo processo de esterilização. O processo de lavagem foi iniciado com imersão total das brocas em sabão enzimático (Cleanzime, NY, EUA) com a diluição de 1mL de sabão para 1L de água em cuba ultrassônica por 10 minutos, sendo que cada broca foi mantida no estojo durante a lavagem .

Dessa forma não haveria o risco de choque ou contato entre as brocas durante o processo de higienização em cuba. Em seguida, foi realizado enxágue em água corrente e secagem com ar comprimido, seguido por uma inspeção visual. No caso de visualização de resíduos, o procedimento de lavagem foi repetido. Após a lavagem e secagem, o estojo foi embalado em papel grau cirúrgico (ADD-PAK AMCOR, Cambé, PR) e submetido à esterilização em calor úmido a 127°C por meio de autoclave (Cristófoli modelo 12-21). Em seguida, os estojos foram armazenados em local limpo e seco em temperatura ambiente.

Em seguida, procedeu-se a avaliação das brocas por meio de análise em microscopia óptica (microscópio DFV, DFV, Rio de Janeiro, Brasil) com aumento de 16 vezes. Esta análise foi baseada nos seguintes critérios:

1. Análise para detecção de possíveis quebras, amassamentos e desgastes na lâmina de corte.
2. Visualização da gravação a laser, realizada durante a fabricação da broca, bem como possíveis áreas de oxidação também foram avaliadas (Figura 4).



Figura 4 - Visualização da gravação a laser, realizada durante a fabricação da broca, bem como possíveis áreas de oxidação também foram avaliadas.

3. Visualização da camada de DLC, visando detectar possíveis deslocamentos.
4. Avaliação da haste do contra ângulo, buscando detectar áreas de amassamento (Figura 5 ).



Figura 5 – Visualização da haste do contra ângulo.

Para todos os critérios listados acima, a presença de qualquer anormalidade nesta inspeção resultou no descarte da broca. As avaliações foram realizadas por um único avaliador calibrado S.L., técnico especialista em controle de qualidade fabril na fabricação de brocas cirúrgicas na indústria de implantes dentários. O processo de avaliação ocorria mensalmente, independente da volume de uso para cada kit, apesar disso, existia um cuidado logístico que buscava a utilização de todos os kits em quantidades equivalentes. As brocas foram usadas por mais de um operador que classificava o tipo de osso de acordo com a densidade depois de sua utilização clínica e descrição da área aonde foi empregada (Figura 6 )

Nome solicitante: _____		Data: / /			
Curso: _____					
		Obs.	Qtidade	Nome Legível	Visto Devolução
<input type="checkbox"/>	Motor NSK N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Irrigação NSK	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Cirúrgico N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Protético N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Seleção N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
*Todos os materiais ficam sob responsabilidade do solicitante, devendo retornar completos e higienizados.					

Nome solicitante: _____		Data: / /			
Curso: _____					
		Obs.	Qtidade	Nome Legível	Visto Devolução
<input type="checkbox"/>	Motor NSK N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Irrigação NSK	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Cirúrgico N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Protético N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Seleção N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
*Todos os materiais ficam sob responsabilidade do solicitante, devendo retornar completos e higienizados.					

Nome solicitante: _____		Data: / /			
Curso: _____					
		Obs.	Qtidade	Nome Legível	Visto Devolução
<input type="checkbox"/>	Motor NSK N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Irrigação NSK	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Cirúrgico N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Protético N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	Kit Seleção N°	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
<input type="checkbox"/>	_____	_____	<input type="checkbox"/>	_____	_____
*Todos os materiais ficam sob responsabilidade do solicitante, devendo retornar completos e higienizados.					

Figura 6 – Formulário de solicitação dos Kits junto ao estoque.

## 5. Artigo Científico

Artigo formatado de acordo com as normas do *Journal of Oral Implantology*.

### **Sobrevida de brocas cirúrgicas para a instalação de implantes dentários após uso, higienização especial e esterelização em distintos tipos ósseos.**

Sousa DSC<sup>1</sup>, Bernardes SB<sup>2</sup>, Claudino M<sup>3</sup>.

<sup>1</sup> CD, Departamento de Pós-graduação, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), Rua Jacarezinho 656 CEP: 80710-150, Curitiba, Paraná, Brasil. Fax: +55 41 3595-6000 Email: [danilosergio01@gmail.com](mailto:danilosergio01@gmail.com)

<sup>2</sup> CD, Mestre, Doutor, Departamento de Pós-graduação, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), rua Jacarezinho 656, CEP: 80710-150, Curitiba, Paraná, Brasil. Fax: +55 41 3595-6000 Email: [sbernar@ilapeo.com.br](mailto:sbernar@ilapeo.com.br)

<sup>3</sup> CD, Mestre, Doutora, Departamento de Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), Carlos Cavalcanti 4748, CEP: 84030-900 Ponta Grossa, Paraná, Brasil. Telefone: +55 42 3220-3000 Fax: +55 42 3220-3300 Email: [marcelaclaudino@hotmail.com](mailto:marcelaclaudino@hotmail.com) **Autor correspondente**

## Resumo

O uso repetido de brocas na instalação de implantes dentários está associado com o desgaste destes instrumentos bem como a perda parcial de seu poder de corte. Contudo, não há um consenso sobre o número de reusos para que resulte em comprometimento do poder de corte das brocas. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o desgaste de brocas helicoidais utilizadas para a instalação de implantes em leitos ósseos humanos com diferentes densidades. Foram avaliadas brocas helicoidais 2.0 (n=26 – grupo H20), 2.8 (n=26 – grupo H28) e 3.0 (n=26 – grupo H30), as quais foram utilizadas para a instalação de 891 implantes em leitos ósseos com diferentes densidades (osso do tipo II, tipo III e tipo IV). Após determinados número de perfurações, as brocas foram submetidas à análise por microscopia óptica onde foram avaliados os seguintes parâmetros: detecção de possíveis quebras, amassamentos e desgastes na lâmina de corte; visualização da gravação a laser e áreas de oxidação; visualização da integridade da cobertura; avaliação da haste do contra ângulo. Tais análises indicavam a necessidade de descarte da broca. No grupo H20, as brocas foram utilizadas por 732 vezes (média e desvio padrão) predominantemente em leitos ósseos com osso do tipo II (42,76%), sendo também utilizadas em leitos ósseos do tipo III (39,62%) e IV (9,02%). Neste grupo foram descartadas 02 brocas (7,69%). No grupo H28, as brocas foram utilizadas 584 vezes (média e desvio padrão) predominantemente em leitos ósseos com osso do tipo II (41,60%), sendo também utilizadas em leitos ósseos do tipo III (41,44%) e IV (8,21%). Neste grupo foram descartadas 00 brocas (0,00%). No grupo H30, as brocas foram utilizadas 276 vezes (média e desvio padrão) predominantemente em leitos ósseos com osso do tipo II (45,29%), sendo também utilizadas em leitos ósseos do tipo III (32,25%) e IV (8,21%). Neste grupo foram descartadas 00 brocas (0,00%).

Palavras-chave: Implantes Dentários, Osteotomia, Microscopia.

## Introdução

A instalação de implantes dentários é considerada atualmente como uma relevante alternativa para a reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos, apresentando elevados índices de sucesso. Contudo, estes índices de sucesso estão fortemente relacionados com o processo de osteointegração<sup>1,2</sup>.

A osteointegração pode ser influenciada por diversos fatores, incluindo o trauma excessivo e o conseqüente aumento na geração de calor<sup>3,4</sup>. Mesmo em condições adequadas referentes à técnica e aos instrumentos utilizados, uma delgada camada de tecido ósseo necrótico pode ser detectada na região de superfície do implante. Entretanto, esta camada não apresenta efeitos deletérios, sendo substituída posteriormente por tecido ósseo vital. Neste contexto, o aumento na espessura desta camada necrótica pode influenciar negativamente a osteointegração<sup>5</sup>

O aumento na camada de tecido necrótico pode ser decorrente do aquecimento excessivo durante os procedimentos cirúrgicos de instalação dos implantes. Estudos revelam que temperaturas acima de 47°C por períodos inferiores a um minuto são capazes de afetar negativamente o metabolismo de células ósseas, o que prejudica a osteointegração<sup>5-8</sup>. A quantidade de calor liberada envolve diversos fatores, tais como: geometria e capacidade de corte da broca<sup>(9,10)</sup> pressão aplicada, duração da osteotomia<sup>(11)</sup>, técnicas de irrigação<sup>(7,12)</sup>, velocidade do instrumento rotatório<sup>11</sup> e densidade óssea<sup>13</sup>. A técnica cirúrgica também parece influenciar, uma vez que foi demonstrado maior aquecimento em leitos ósseos submetidos à cirurgia guiada em relação ao procedimento cirúrgico convencional. Da mesma forma, observou-se que a técnica de cirurgia guiada também apresentou maior deformação nas brocas utilizadas, sendo proporcional ao número de reusos<sup>14</sup>

Assim, o uso repetido de brocas para a instalação de implantes vem sendo associado com redução na eficiência de corte, aumentando a temperatura no leito ósseo<sup>3,14-16</sup>. Neste contexto, estudos revelam que a geração excessiva de calor pode resultar em maior dano tecidual, influenciando nos índices de sucesso dos implantes dentários<sup>3,4,6,7,17</sup>, tanto, resultados controversos relatam a ausência de diferenças significativas na temperatura de leitos ósseos preparadas com brocas em reuso com 15 e 30 utilizações<sup>18</sup> e também após 50 utilizações<sup>19</sup>

Considerando o contexto dos efeitos biológicos decorrentes do aquecimento, o reuso de brocas durante a instalação de implantes é considerado com um aspecto de grande relevância para a obtenção de índices de sucesso satisfatórios. Entretanto, a literatura não apresenta um consenso referente à longevidade destes instrumentos. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o desgaste de brocas helicoidais utilizadas para a instalação de implantes em leitos ósseos humanos com diferentes densidades e higienizadas de acordo um único procedimento.

## **Material e Métodos**

Foram avaliadas 78 brocas, sendo: 26 brocas helicoidais 2.0, 26 brocas helicoidais 2.8 e 26 brocas helicoidais 3.0, as quais foram utilizadas para a instalação de 891 implantes em leitos ósseos com diferentes densidades (osso do tipo II, tipo III e tipo IV). Outras brocas foram avaliadas no presente estudo, porém tais resultados foram descartados devido a um menor número de uso. Cada broca é utilizada de acordo com o protocolo de fresado indicado pela empresa e do diâmetro do implante. Assim, as fresas iniciais que resultaram em maior número de uso (são utilizadas independente do diâmetro do implante) foram incluídas e as de menor utilização excluídas.

Estas brocas foram utilizadas no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO, Curitiba, Brasil) no período de abril de 2013 à janeiro de 2014. Cada broca pertencia a um único kit cirúrgico e houve um controle de estoque, armazenamento e uso de forma com que esses kits não se misturassem. Foram utilizados 26 kits cirúrgicos para o presente estudo.

Após cada utilização, as brocas foram submetidas a um processo controlado de lavagem e desinfecção, seguido pelo processo de esterilização. O processo de lavagem foi iniciado com imersão total das brocas em sabão enzimático (Cleanzime, NY, EUA) com a diluição de 1mL de sabão para 1L de água em cuba ultrassônica por 10 minutos, sendo que cada broca foi mantida no estojo durante a lavagem. Dessa forma não haveria o risco de choque ou contato entre as brocas durante o processo de higienização em cuba. Em seguida, foi realizado enxágue em água corrente e secagem com ar comprimido, seguido por uma inspeção visual. No caso de visualização de resíduos, o procedimento de lavagem foi repetido. Após a lavagem e secagem, o estojo foi embalado em papel grau cirúrgico (ADD-PAK AMCOR, Cambé, PR) e submetido à esterilização em calor úmido a 127°C por meio de autoclave (Cristófoli modelo 12-21). Em seguida, os estojos foram armazenados em local limpo e seco em temperatura ambiente.

Em seguida, procedeu-se a avaliação das brocas por meio de análise em microscopia óptica (microscópio DFV, DFV, Rio de Janeiro, Brasil) com aumento de 16 vezes. Esta análise foi baseada nos seguintes critérios:

6. Análise para detecção de possíveis quebras, amassamentos e desgastes na lâmina de corte.
7. Visualização da gravação a laser, realizada durante a fabricação da broca, bem como possíveis áreas de oxidação também foram avaliadas.

8. Visualização da camada de DLC, visando detectar possíveis deslocamentos.
9. Avaliação da haste do contra ângulo, buscando detectar áreas de amassamento.

Para todos os critérios listados acima, a presença de qualquer anormalidade nesta inspeção resultou no descarte da broca. As avaliações foram realizadas por um único avaliador calibrado S.L., técnico especialista em controle de qualidade fabril na fabricação de brocas cirúrgicas na indústria de implantes dentários. O processo de avaliação ocorria mensalmente, independente da volume de uso para cada kit, apesar disso, existia um cuidado logístico que buscava a utilização de todos os kits em quantidades equivalentes. As brocas foram usadas por mais de um operador que classificava o tipo de osso de acordo com a densidade depois de sua utilização clínica e descrição da área aonde foi empregada.

## Resultados

Foram realizados 371 processos de higienização/esterilização para a instalação dos 891 implantes citados. O processo de inspeção das brocas foram realizados em 29/07; 04/09; 12/11/2013 e 30/01/2014. A tabela 1 indica o número total de uso de cada broca, a quantidade descartada e a média de uso.

Tabela 1. Descrição do número total cada broca utilizada, descartada e a média de uso.

<b>Tipo de Broca</b>	<b>Nº total de uso</b>	<b>Nº brocas descartadas</b>	<b>Nº total de brocas analisadas</b>	<b>Média uso</b>
2.0	732	2	28	26,1
2.8	584	-	26	22,5
3.0	276	-	26	10,6

Serão descritos o tipo de uso ao qual cada broca que foi avaliada individualmente.

#### Brocas Helicoidais 2.0 (GRUPO H20):

O número total de cada broca 2.0 utilizada por kit está descrito no gráfico 1.

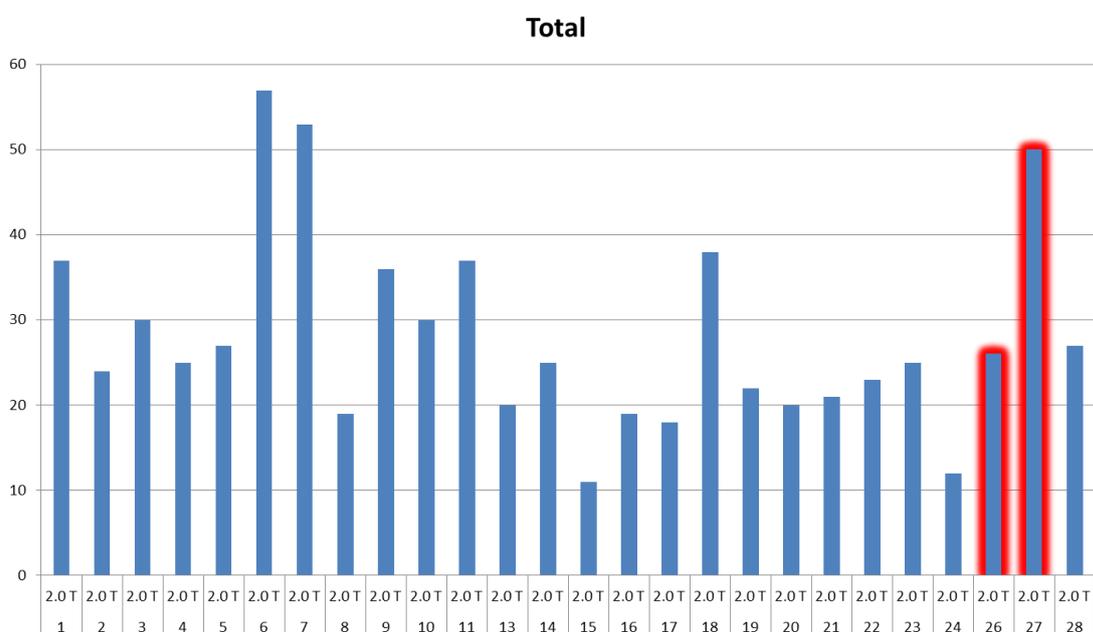


Gráfico 1. Distribuição do número de uso de cada broca 2.0 utilizada em cada um dos kits cirúrgicos.

No total, as brocas 2.0 foram empregadas em 732 procedimentos de acordo com o tipo ósseo descrito no gráfico 2. A velocidade média de fresagem foi 872 RPM, sendo 63 (8,60%) vezes em leito ósseo com predominância do tipo I, 313 (42,76%) vezes no tipo II, 290 (39,62%) vezes no tipo III e 66 (8,60%) vezes no tipo IV.

Duas brocas foram descartadas devido a identificação de um dos parâmetros citados, após essas foram substituídas por 2 novas nos dias 12/11/13 (kit 27) e 30/01/14 (kit 26), totalizando 28 brocas analisadas. A primeira foi utilizada 41 vezes antes do descarte e uma nova apenas 8 vezes, esta compunha o kit 27 (Gráfico 2). A segunda foi utilizada 26 vezes antes do descarte e não foi substituída por ter sido diagnosticada no último dia de análise, esta compunha o kit 26 (Gráfico 3).

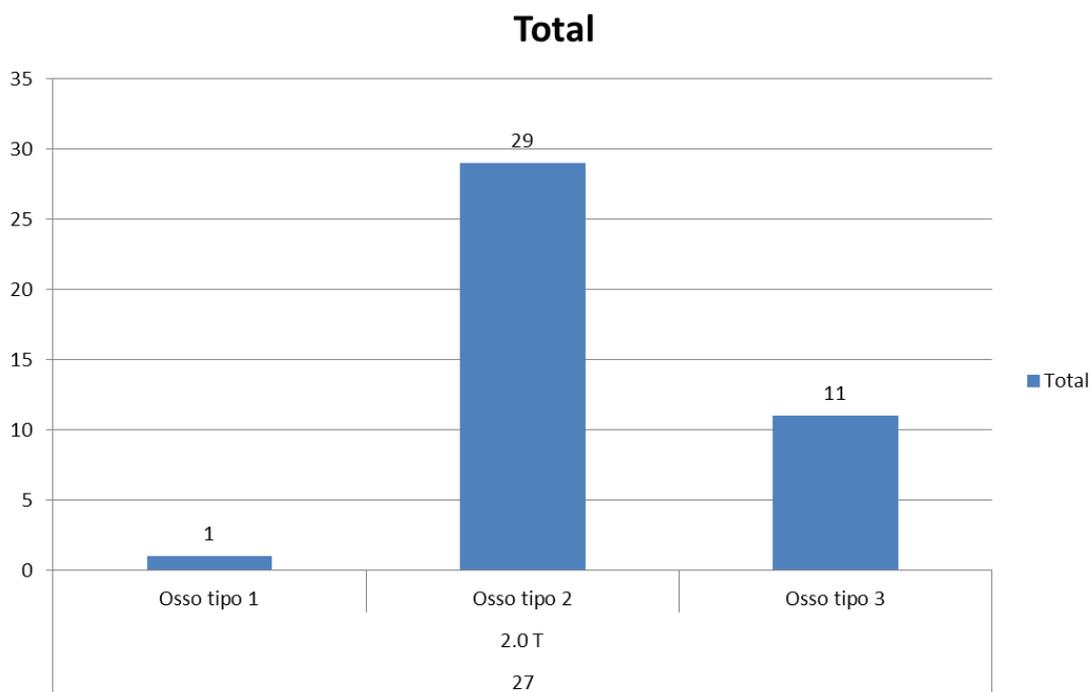


Gráfico 2. Quantidade de uso da primeira broca descartada de acordo com o tipo ósseo.

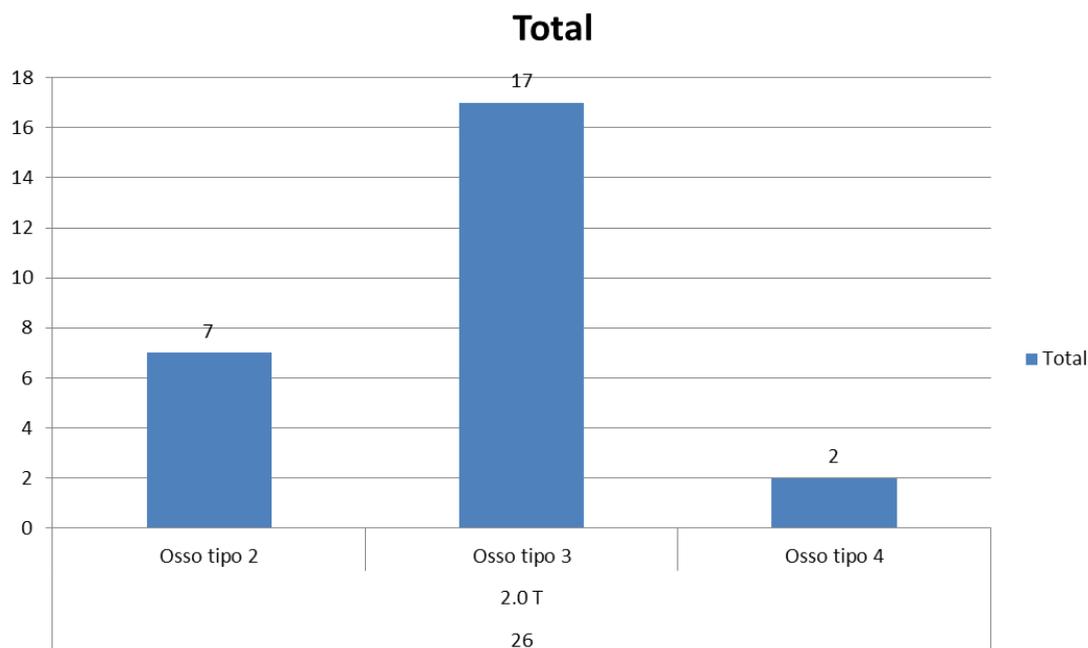


Gráfico 3. Quantidade de uso da segunda broca descartada de acordo com o tipo ósseo.

#### Brocas Helicoidais 2.8 (GRUPO H28):

Nenhuma broca foi descartada neste grupo. O número de cada broca 2.8 utilizada por kit está descrito no gráfico 4. Foram utilizadas em 584 fresagens a uma rotação média de 889 RPM, sendo 52 (8,90%) vezes em leito ósseo com predominância do tipo I, 243 (41,60%) vezes no tipo II, 242 (41,44%) vezes no tipo III e 48 (8,21%) vezes no tipo IV.

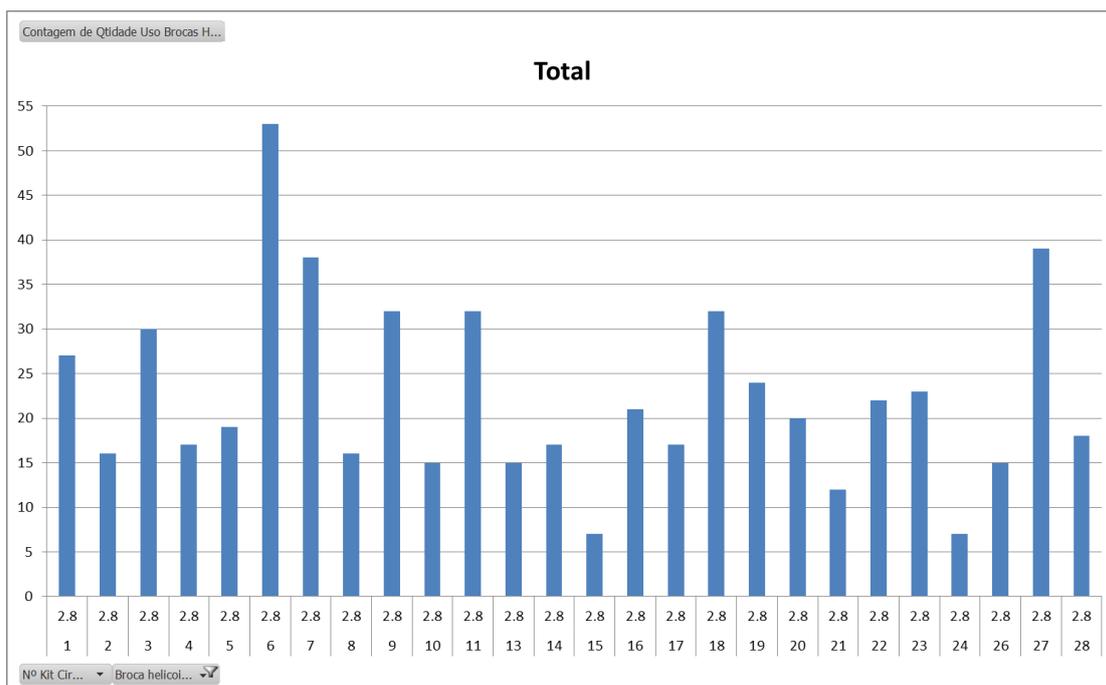


Gráfico 4. Distribuição do número de uso de cada broca 2.8 utilizada em cada um dos kits cirúrgicos.

#### Brocas Helicoidais 3.0 (GRUPO H30):

Nenhuma broca foi descartada neste grupo e o número total de cada broca 3.0 utilizada por kit está descrito no gráfico 5.

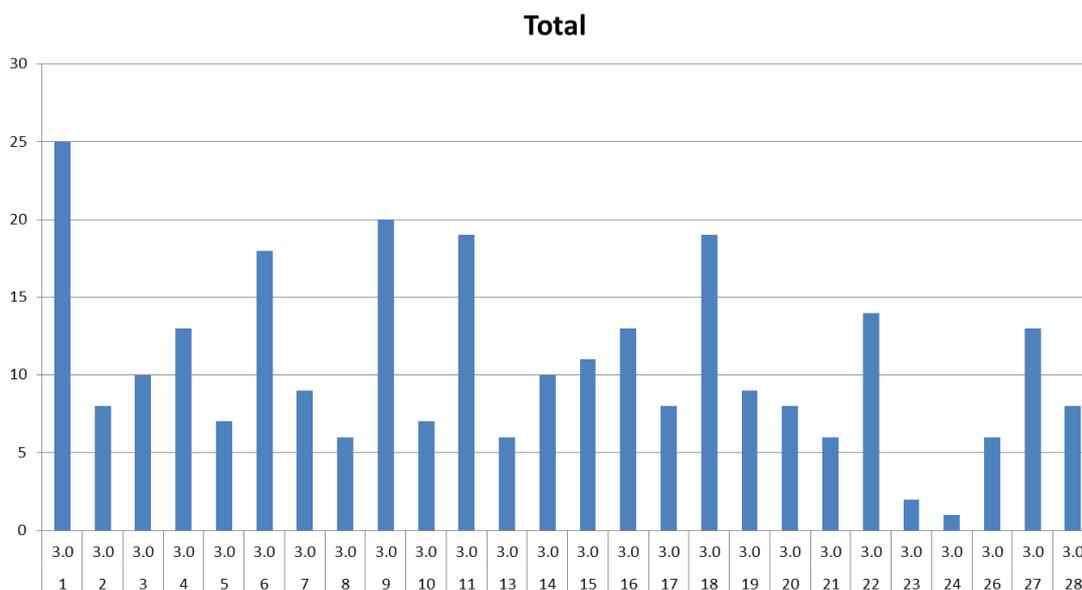


Gráfico 5. Distribuição do número de uso de cada broca 3.0 utilizada em cada um dos kits cirúrgicos.

No total, as brocas 3.0 foram empregadas em 276 procedimentos a uma rotação média de 929 RPM, utilizadas 38 vezes em osso tipo I, 125 (45,29%) vezes em osso do tipo II, 89 (32,25%) vezes em osso do tipo III e 24 (8,70%) vezes em osso do tipo 4.

## Discussão

Ao considerar os resultados deste estudo, é necessário começar por reconhecer suas limitações. Em primeiro lugar, as avaliações feitas nas 80 brocas (78 brocas iniciais e 02 de reposição) que participaram do estudo, estas, helicoidais de diâmetro 2,0; 2,8 e 3,0mm, pertencentes aos 26 kits de brocas, gentilmente cedidas pela fabricante NEODENT, passaram por quatro avaliações, onde se buscou detectar possíveis quebras, amassamentos e desgastes na lâmina de corte, visualizar a nitidez da gravação a laser, realizada após a fabricação da broca, bem como possíveis áreas de oxidação, visualizar a camada de DLC,

visando detectar possíveis deslocamentos e avaliar a integridade estrutural da haste do contra ângulo, buscando detectar áreas de amassamento. Esta avaliação visual foi realizada por um ser humano, através de microscópio óptico limitado a um aumento de 16 dioptrias (16 vezes), o que não exclui a existência de micro avarias, certamente detectadas através de microscopia eletrônica de varredura ou a utilização de balança eletrônica de alta precisão.

Em segundo lugar, o ambiente utilizado para coleta de dados, foi a clínica de cirurgia de uma instituição de ensino onde os responsáveis pelo preenchimento da ficha de avaliação pós cirúrgica, são alunos dos cursos de pós-graduação, dotados cada qual de bagagem clínica específica e sem nenhum tipo de calibração voltada para o estudo. Em um ambiente laboratorial, fatores como, pressão apical de perfuração, rotação da broca, análise do tipo ósseo, irrigação e o uso de um mesmo contra-ângulo, poderiam ser pré-estabelecidos.

Em terceiro lugar, o ciclo de lavagem e esterilização embora elaborado metodologicamente para evitar que houvesse interferência no desgaste prematuro das brocas, através da lavagem e esterilização das brocas no próprio dispenser do fabricante, para evitar o contato e possível atrito entre as brocas durante o processo de lavagem, secagem, embalagem e esterilização, foi padronizado para toda a amostra, afastando a possibilidade de se obter no estudo uma correlação entre manutenção do perfil de corte entre brocas lavadas, secadas, embaladas e autoclavadas juntas e em separado, o que fica como sugestão para um próximo trabalho.

Por outro lado, o valor do trabalho em relação à metodologia, a aleatoriedade e ao tamanho da amostra é inegável, uma vez que observamos trabalhos laboratoriais com uma amostragem por vezes, pouco relevante.

Através das tabelas presentes no trabalho, observamos pouca relação entre tipo ósseo e o desgaste no perfil de corte das brocas cirúrgicas, uma vez que houve somente duas

substituições, uma no kit de numero 26, em que a broca substituída foi a de 2,0mm, após ser utilizada 26 vezes, em sua maioria (17 vezes), em osso do tipo 3. A outra substituição também ocorreu em uma broca com diâmetro de 2,0mm, pertencente ao kit de número 27 e utilizada em 41 fresagens, sendo que destas, 29 ocorreram em osso do tipo 2, ou seja mais cortical.

### **Conclusão**

Quanto aos dados coletados observamos que devido ao desenho deste estudo não é possível estabelecer correlação entre processo de esterilização e o desgaste prematuro de brocas cirúrgicas, embora existam na literatura vários estudos demonstrando essa correlação.

Observamos que as brocas cirúrgicas utilizadas atualmente em implantodontia se mostram seguras e eficientes mesmo após varias fresagens em diferentes rotações e diferentes tipos ósseos.

Constatamos que a broca de diâmetro 2,0mm, tende a ser precocemente substituída, uma vez que está presente em fresagens de todos os tipos de implantes.

Observamos que o tipo ósseo não possui relevância sobre o desgaste prematuro do poder de corte das brocas cirúrgicas.

### **Referências**

1 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.

- 2 Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*. 2001;38:175-181.
- 3 Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19:335-349.
- 4 Queiroz TP, Souza FA, Okamoto R, Margonar R, Pereira-Filho VA, Garcia Junior IR, et al. Evaluation of immediate bone-cell viability and of drill wear after implant osteotomies: immunohistochemistry and scanning electron microscopy analysis. *J Oral Maxillofac Surg*. 2008;66:1233-1240.
- 5 Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:127-136.
- 6 Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983 50:101-107.
- 7 Eriksson RA, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *J Oral Maxillofac Surg*. 1984;42:705-711.
- 8 Thompson HC. Effect of drilling into bone. *J Oral Surg (Chic)*. 1958;16:22-30.
- 9 Jacobs CH, Pope MH, Berry JT, Hoagland F. A study of the bone machining process—Orthogonal cutting. *J Biomech* 1974;7:131–136.
- 10 Wiggins KL, Malkin S. Drilling of bone. *J Biomech* 1976;9:553–559.
- 11 Ågren E, Arwill T. High speed or conventional dental equipment for the removal of bone in oral surgery. 3. A histologic and microradiographic study on bone repair in the rabbit. *Acta Odontol Scand* 1968;26:223–246.
- 12 Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop* 1985;195:311–312.
- 13 Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:634–638.
- 14 dos Santos PL, Queiroz TP, Margonar R, de Souza Carvalho AC, Betoni W Jr, Rezende RR, et al. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure.. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:51-58.
- 15 Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006;64:265-269.

16 Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 ;54:297-308

17 Allsobroock OFL, Leichter J, Holborow D, Swain M. Descriptive study of the longevity of dental implant surgery drills. *Clin Implant dent Related Res.* 2011;13:244-254.

18 Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:186–193.

19 Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:963-969.

## 6. Referências

1. Albrektsson T, Eriksson RA. Thermally induced bone necrosis in rabbits: Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop* 1985;(195):311–12.
2. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10- year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
3. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses, osseointegration in clinical dentistry. Nova York: Quintessence 1985.
4. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Prótesis tejidos-integradas: osseointegración em la odontologia clínica. Berlin: Quintessence books; 1987.
5. Benington IC, Biagioni PA, Briggs J, Sheridan S, Lamey P. Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation. *Clin Oral Implant Res.* 2002;13(3):293-7.
6. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(1):35-7.
7. Callister WD. Materials science and engineering: an introduction. 3ed. Nova York: JohnWiley & Sons;1997.
8. Carvalho PSP, Rossi Junior R, Sanches MG, Jaef SB. Ação das brocas para implantes com e sem irrigação externa: Estudo histológico em coelhos. *RGO.* 1994;42(3):171-3.
9. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006;64(2):265-9.
10. Davis JR. ASM Specialty Handbook of Stainless Steel. 2nd ed. Materials Park: ASM International;1994.
11. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(3):335-49.
12. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: A vital microscopic study in rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101–7.
13. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44(1):4-7.

14. Ferreira EL, Ferraz GA, Padilha JC, Ruthes S. Avaliação do efeito dos processos de esterelização e desinfecção em brocas de aço carbono e aço carbide associados ou não ao uso de lubrificantes. *Rev. ABO Nacional*;2001;8;375-81.
15. Golin AL. Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geracao de calor no osso [dissertação]. Curitiba: Pontificia Universidade Catolica do Parana, Pos-graduação em Engenharia Mecânica, Centro de Ciencias Exatas e de Tecnologia;2005.
16. Guimaraes JJ. Biosegurança e controle de infecção cruzada em consultórios odontológicos. São Paulo: Santos Editora;2001.
17. Harris BH, Kohles SS. Effect of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *Int J Oral Maxillofacial Implants*. 2001;16(6):819-26.
18. Knothe TM, Adamson JR, Tami AE, Bauer TW. The osteocyte. *Int J Biochem Cell Biol*. 2004;36(1):1-8.
19. Lavelle C, Wedgood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. *J Oral Surg*. 1980;38(7):499-503.
20. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*. 1972;54(2):297-308.
21. Misch CE. *Implantes Dentários contemporâneos*. 2.ed. Sao Paulo:Editora: Santos; 2000.
22. Mollinari JA, Cottone JA. *Rationale for practical infection control in dentistry*. Philadelphia: Lea & Febiger;1996.
23. Oliveira, EJ. *Bioengenharia em implantes osseointegrados*. São Paulo: Editora Pedro Primeiro, 1997.
24. Simpson HE. Healing of surgical extraction wonds in macacus rhesus monkeys: II. The effect of chisels. *J Oral surg Anesth Hosp D Serv*. 1961;19(3):126-9.
25. Smith, W. F. *Structure and Properties of Engineering Alloys*. 2nd Edition, McGraw Hill, 1993.
26. Tebecherani, CTP. *Aços Inoxidáveis*: São Paulo;1999.
27. Tehemar SH. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(1):127-36.
28. Tschiptschin AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. *Metal Mater* 2004;60:167-9.

29. Vionet MZ. Recobrimentos de carbono amorfo para utilização em limas endodônticas. *Brazilian Oral Res* 2005;19:118.
30. Whitworth CL, Martin MV, Gallagher M, Worthington HV. A comparison of decontamination methods used for dental Burns. *Br Dent J.*2004;197:635-40.
31. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(5):634–8.

## 7. Apêndice

### 7.1. Artigo 2

Artigo formatado de acordo com as normas da Editora Plena – **Full Dentistry in Science**

#### **Osteotomia segmentar de maxila para recuperação de espaço interoclusal em reabilitações por implantes osteointegráveis – caso clínico**

Sousa DSC<sup>1</sup>, Bernardes SB<sup>2</sup>, Bugarin Júnior JG<sup>3</sup>, Naves Neto VA<sup>4</sup>, Cardoso

FRRG<sup>5</sup>

<sup>1</sup> CD, Departamento de Pós-graduação, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), rua Jacarezinho 656 CEP: 80710-150, Curitiba, Paraná, Brasil. Telefone: +55 41 3595-6051 Fax: +55 41 3595-6000 Email: [daniolosergio01@gmail.com](mailto:daniolosergio01@gmail.com)

<sup>2</sup> CD, Mestre, Doutor, Departamento de Pós-graduação, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO), rua Jacarezinho 656, CEP: 80710-150, Curitiba, Paraná, Brasil. Telefone: +55 41 3595-6051 Fax: +55 41 3595-6000 Email: [sbernar@ilapeo.com.br](mailto:sbernar@ilapeo.com.br)

<sup>3</sup> CD, Mestre, Doutor, Departamento de Odontologia, Universidade Paulista (UNIP - DF), SGAS Quadra 913 s/n Conjunto B Asa Sul, CEP: 70390-130 Brasília, DF, Brasil. Telefone: +55 61 2192-7080 Email: [bugarinjr@gmail.com](mailto:bugarinjr@gmail.com)

<sup>4</sup> CD, Mestre, Departamento de Odontologia, Universidade Paulista (UNIP - DF), SGAS Quadra 913 s/n Conjunto B Asa Sul, CEP: 70390-130 Brasília, DF, Brasil. Telefone: +55 61 2192-7080 Email: [valdorneto@gmail.com](mailto:valdorneto@gmail.com)

<sup>5</sup> CD, Departamento de Odontologia, Universidade Paulista (UNIP - DF), SGAS Quadra 913 s/n Conjunto B Asa Sul, CEP: 70390-130 Brasília, DF, Brasil. Telefone: +55 61 2192-7080 Fax: +55 61 Email: [fredericorodger@gmail.com](mailto:fredericorodger@gmail.com)

## **Resumo**

A recuperação do espaço interoclusal pode ser obtida por meio de vários procedimentos de reabilitação dentária, ortodontia e cirurgia. Entre os procedimentos cirúrgicos, destaca-se a osteotomia segmentar, que consiste no deslocamento cirúrgico em etapa única do segmento dentoalveolar extruído com finalidade de devolver a possibilidade de reabilitação deles e/ou de seus antagonistas. Esse trabalho tem o objetivo de apresentar um caso clínico de osteotomia segmentar em região posterior de maxila para recuperação de espaço protético para reabilitação por prótese sobre implantes do segmento desdentado inferior antagonista, em que foram instalados previamente implantes osseointegráveis sem planejamento reverso da futura prótese, em paciente atendido no Curso de Especialização em Implantodontia da UNIP/DF.

Palavras chave: Osteotomia, Maxila, Implantes Dentários

## **Introdução**

As perdas dentárias precoces sem a necessária reabilitação protética associada ainda são muito comuns na população. A ausência de reabilitação por longos períodos de tempo nestas regiões anatômicas leva frequentemente a extrusões dentárias e em alguns casos, à extrusão de todo o segmento ósseo antagonista, resultando inevitavelmente em uma diminuição do espaço interoclusal e podendo interferir na trajetória de elevação da mandíbula e nas excursões laterais e protrusivas, dificultando ou até impossibilitando uma adequada reabilitação<sup>1</sup>.

Essa condição clínica pode ser tratada por diversas técnicas, dentre as quais a intrusão ortodôntica, a reanatomização dentária com ou sem tratamento endodôntico dos dentes envolvidos, mas também a intrusão cirúrgica do segmento dento-alveolar<sup>2</sup>.

Esta é uma técnica que era inicialmente realizada em dois estágios cirúrgicos e utilizada para correções ortodônticas<sup>3</sup>, posteriormente foi aperfeiçoada para o estágio

único<sup>4</sup> e passou a ser amplamente utilizada após o estudo das bases biológicas de sua revascularização<sup>5</sup>.

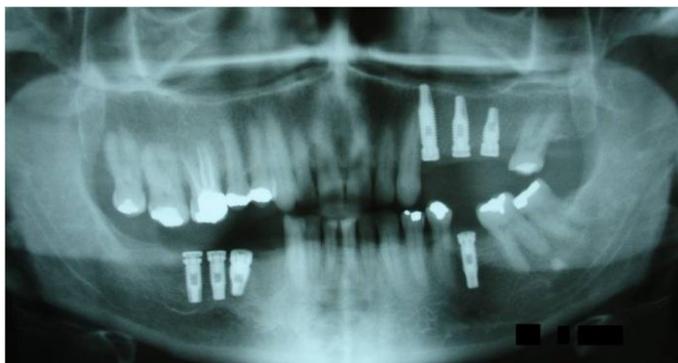
O objetivo do presente trabalho é apresentar um caso clínico de osteotomia segmentar em região posterior de maxila para recuperação de espaço protético para reabilitação por prótese sobre implantes do segmento desdentado inferior antagonista, em que foram instalados previamente implantes osseointegráveis sem planejamento reverso da futura prótese, em paciente atendido no Curso de Especialização em Implantodontia da UNIP/DF.

### **Relato de caso**

Uma paciente caucasiana de 44 anos, ASA I, compareceu ao Curso de Especialização em Implantodontia da UNIP-DF, buscando a instalação de implantes na região posterior de mandíbula com o intuito de descontinuar o uso de uma prótese parcial removível inferior de classe II de Kennedy. Após avaliação do leito ósseo, por meio de radiografia ortopantomográfica e tomografia odontológica do tipo cone *beam* três implantes foram instalados nas regiões dos dentes 44, 45 e 46. A paciente possuía ainda quatro implantes do lado esquerdo em mandíbula e maxila, passíveis de reabilitação protética.

Após três meses do ato cirúrgico, durante o procedimento de reabertura para a instalação de cicatrizadores, observou-se a impossibilidade de se realizar a confecção protética por diminuição do espaço protético funcional em decorrência da extrusão dentoalveolar envolvendo os dentes 16, 17 e 18. Foram oferecidas opções de tratamento, dentre elas a extração dos dentes extruídos com posterior instalação de implantes osseointegráveis em ambos os segmentos e reabilitação do espaço protético entre os arcos recuperando as

curvaturas; intrusão dos dentes extruídos por meio de movimentação ortodôntica; realização de tratamentos endodônticos nos dentes ainda não tratados para um posterior desgaste coronário e reabilitação com coroas unitárias; e, por fim, osteotomia do segmento posterior. O tratamento escolhido e realizado foi a osteotomia segmentar em região posterior de maxila direita e impacção do segmento mobilizado, para se obter um ganho no espaço protético e assim, proceder à reabilitação (Figuras 1 e 2).



**Figura 1** - Aspecto radiográfico após a instalação de cicatrizadores nos implantes inferiores, mostrando a extrusão dento-alveolar associada a todos os molares superiores do lado direito e a perda de espaço interoclusal nessa região.

### Sequência cirúrgica

A paciente foi submetida a uma moldagem total em ambos os arcos dentários para montagem em articulador e realização do planejamento em modelos para se determinar o limite de elevação do segmento a ser osteotomizado. O procedimento cirúrgico foi realizado sob efeito de anestésico local e sedação endovenosa.



**Figura 2** - Aspecto clínico inicial. Observa-se condição clínica altamente desfavorável da redução de espaço interarcos causada pela extrusão do segmento posterior e perda da curva de Spee.



**Figura 3** - Aspecto transcirúrgico após incisão e descolamento mucoperiosteal.

Após anestesia local, foi realizada incisão intrasucular com relaxante à distal do dente 14 com lamina de bisturi 15C e descolamento total do retalho (Figura 3). Foi realizada a exodontia do dente 18 e seu alvéolo foi utilizado como referência para a osteotomia vertical posterior. A delimitação da área a ser osteotomizada foi realizada com broca esférica em baixa rotação (Figura 4) e a osteotomia com serras para osso (Figura 5).

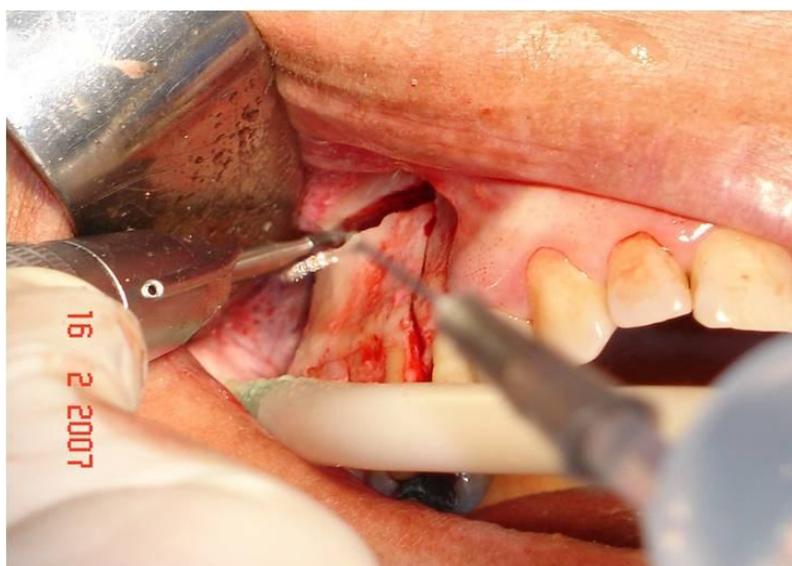
Foram feitos cortes verticais à mesial do dente 16 e à distal do dente 17, bem como um corte horizontal unindo os cortes verticais na altura do limite do assoalho do seio maxilar direito (figura 6). Após a osteotomia, com desgaste de aproximadamente 5mm no ápice do bloco ósseo, correspondentes ao ganho que se idealizou para o espaço interoclusal, o segmento foi mobilizado (figura 7) e após restabelecimento da curva de *spee* através do guia cirúrgico obtido com a cirurgia no modelo de gesso do articulador, o segmento mobilizado foi fixado por meio de placas fixadoras de titânio e a sutura foi realizada (Figura 8). A paciente foi reabilitada três meses após a cirurgia, tendo sido confeccionada prótese fixa unida sobre implantes inferiores e vem sendo acompanhada por sete anos. A paciente apresenta um alto índice de sucesso satisfazendo todos os requisitos funcionais e estéticos.



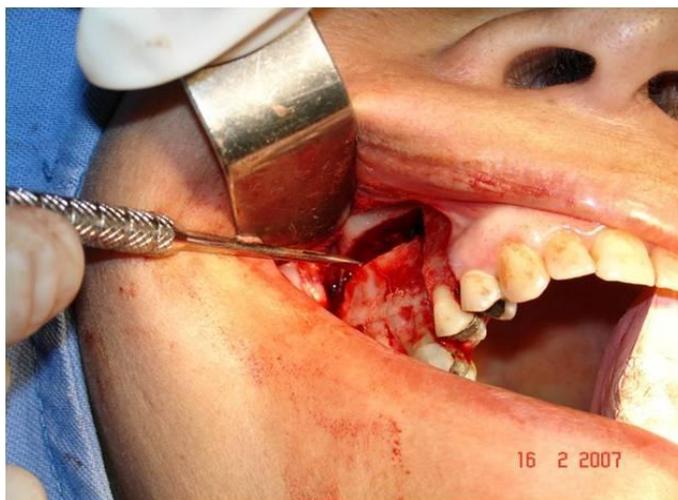
**Figura 4** - Aspecto transcirúrgico durante a delimitação da área a ser osteotomizada com broca esférica em baixa rotação.



**Figura 5** - Aspecto transcirúrgicos dos cortes ósseos Verticais com serra para osso.



**Figura 6** - Aspecto dos cortes verticais à mesial do dente 16 e à distal do dente 17, bem como um corte horizontal unindo os cortes verticais na altura do limite do assoalho do seio maxilar direito.



**Figura 7** - Após a osteotomia, com desgaste de Aproximadamente 5mm no ápice do bloco ósseo, Correspondentes ao ganho que se idealizou para o espaço interoclusal.



**Figura 8** - O segmento mobilizado foi fixado por meio de placas fixadoras de titânio e a sutura foi realizada.

## Discussão

Sabe-se que a opção terapêutica pela osteotomia apresenta na atualidade uma menor frequência de utilização provavelmente pela dificuldade técnica na realização do procedimento. Por muito tempo, a resolução destes casos era feita por meio da realização de exodontias dos dentes extruídos, pela baixa complexidade da técnica operatória. Atualmente observa-se a aplicação de diversas técnicas, como a realização intencional de

um tratamento endodôntico e posterior encurtamento de sua coroa clínica ou intrusão dos dentes extruídos por de mecânica ortodôntica<sup>7</sup>. A Osteotomia Segmentar apresenta algumas vantagens, como a possibilidade de resolução do quadro clínico em um tempo cirúrgico único, a manutenção da vitalidade pulpar dos dentes presentes no segmento osteotomizado, enquanto a redução da coroa clinica dos dentes extruídos apresenta limitação pela proporção coroa-raiz e região de furca dos molares, assim como também perda da vitalidade dentária por necessidade do tratamento endodôntico intencional, a necessidade de preparos protéticos com perda da estrutura dentária e perda da resistência da estrutural remanescente<sup>6</sup>.

Neste caso clínico, pode-se comprovar a eficácia clínica de mais uma alternativa de resolução da falta de espaço interoclusal por extrusão dento-alveolar, conhecida como *Osteotomia Segmentar em Região Posterior de Maxila*, que foi realizada para retomar o espaço protético inferior, perdido pela extrusão do segmento superior devido à ausência de dentes no arco antagonista, por meio da qual foi possível realizar neste caso a reabilitação por implantes e próteses implanto suportadas.

## **Conclusão**

Apesar de todo procedimento cirúrgico envolver riscos e sua execução exigir um maior conhecimento e domínio da técnica cirúrgica, a osteotomia segmentar em arco superior com finalidade de impacção para ganho de espaço interarcos se mostrou uma importante ferramenta na resolução de casos onde se observa extrusão dento-alveolar em consequência da ausência de antagonistas. Esta técnica também propicia um tratamento mais rápido e, dependendo dos dentes envolvidos, mais barato que os demais tratamentos, possibilita ainda a manutenção da vitalidade dos dentes da região envolvida e a correção não só de posições dentárias, mas também implantares.

## Referências

- 1 – Discacciati JAC, Lima LAC, Lima CAC, Toyama RV, Souza, EL, Lanza MD, Aguiar EG. Realinhamento do plano oclusal em reabilitação oral: importância e modalidades terapêuticas. *Rev Clin Ortod Dental Press*. 2014;13(2):28-38.
- 2 – Jensen TO, Cottam J. Posterior maxillary sandwich osteotomy combined with sinus grafting with bone morphogenetic protein-2 for alveolar reconstruction for dental implants: report of four cases. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(6):e415-423.
- 3 - Ribeiro LGM, Manso MC, Guimaraes PP. Osteotomia segmentar posterior da maxila: revisão de literatura e relato de caso. *Rev Bras Implant*.1996;2(4):5-10.
- 4 - Renouard F, Rangert B. Fatores de risco em implantodontia: planejamento clínico simplificado para prognóstico e tratamento. São Paulo: Quintessence,2001. Complicações. p.173- 6
- 5 - Motta GH,Galeano A, Pitta M. Impactação do segmento posterior da maxila através de osteotomia para reabilitação protética. *APCD Saúde*. 2009;25:4-5.
- 6 – Mondelli J, Franco EB, Valera RC, Ishikiriama A, Pereira JC, Francischone CE. Procedimentos pré-clínicos. São Paulo: Editora premier, 1997
- 7- Joshi U, Patil SK, Siddiqua A, Thakur N. Posterior maxillary segmental osteotomy for management of supraerupted teeth -a case report. *Int J Dent Clin*. 2010;2:64-7.

## **8. Anexos**

### 8.1 Artigo 1

Endereço eletrônico com as normas de publicação Journal of Oral Implantology.

<http://www.joionline.org/userimages/ContentEditor/1411153643789/JOI%20Info%20for%20Contributors%20091914.pdf>

### 8.2 Artigo 2

Endereço eletrônico com as normas de publicação Full Dentistry in Science

<http://www.editoraplena.com.br/fullscience/normas-de-publicacao>