

FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SETE LAGOAS - FACSETE

MICHELE SCHNEIDER

AQUECIMENTO DE BROCAS DURANTE A FRESAGEM DO IMPLANTE

**JOINVILLE – SC
2016**

MICHELE SCHNEIDER

AQUECIMENTO DE BROCAS DURANTE A FRESAGEM DO IMPLANTE

Monografia apresentada ao curso de Especialização *Lato Sensu* da Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas (FACSETE) como requisito parcial para conclusão do Curso de Especialização em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Flavio Monteiro Amado

**JOINVILLE – SC
2016**

Schneider, MICHELE

Título: Aquecimento de brocas durante a fresagem do implante

Michele Schneider – 2016

Orientador: Flavio Monteiro Amado

Monografia (Especialização) – Faculdade de Tecnologia de Sete Lagoas, 2016

1.Aquecimento ósseo. 2.Implante dentário.

3. Osseointegração

I.Título

II.Flavio Monteiro Amado

FACULDADE DE TECNOLOGIA DE SETE LAGOAS - FACSETE

Monografia intitulada “Aquecimento de brocas durante a fresagem do implante” de autoria da aluna Michele Schneider, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

Prof. Dr. Flavio Monteiro Amado – Orientador

Examinador – Instituição a qual pertence

Joinville, _____

Resumo

Para descobrir as causas de falha na osseointegração de um implante, podemos considerar se o fracasso ocorreu antes ou depois da fase protética e se tem relação com a presença de algum fator sistêmico do paciente. Caso o fracasso na osseointegração tenha ocorrido antes da fase protética e não tenha relação com nenhum fator sistêmico do paciente, é possível que tenha ocorrido algum erro no momento da fresagem do implante, que provavelmente está relacionado com o aquecimento da broca, força excessiva e frequência aplicada, falta de irrigação ou alta qualidade óssea.

Palavras-chaves: Instrumentação; Implantação Dentária; Osseointegração.

Abstract

To find the cause of the osseointegration absence of an implant, we must consider whether the failure occurred before or after the prosthetic phase and if it has any relationship with some systemic factor of the patient. In case this failure has occurred before the prosthetic phase and has no relation to any systemic factor, we can consider that there was any error during the drilling, which is probably related to the drill heating, that can often be blunt, excessive force and applied frequency, lack of irrigation or bone quality.

Keywords: Instrumentation. Dental Implantation. Osseointegration.

SUMÁRIO

1- Introdução	7
2- Revisão de Literatura	8
3- Discussão	19
4- Conclusão	21
5- Referências	22

Introdução

A Implantodontia possui alta taxa de sucesso na reabilitação oral e tem sido cada vez mais procurada pelos pacientes, devido às suas vantagens, tais como: preservarem estrutura dental, promoverem a manutenção óssea, em alguns casos oferecerem suporte à prótese parcial removível e serem resistentes a algumas doenças, como a cárie dentária. Porém, inúmeros fatores podem contribuir para o fracasso da osseointegração de um implante.

Antes da realização do procedimento de instalação do implante, o paciente deve ser analisado de acordo com seus hábitos, saúde geral e acima de tudo, o cirurgião dentista deve estar apto a realizar a cirurgia em um campo livre de qualquer risco de contaminação para o paciente.

Dentre os fatores de risco para a perda de um implante, notamos que o aquecimento da broca durante a perfuração óssea é muito comum. Portanto, alguns fatores são indispensáveis na hora da fresagem, para que se obtenha o sucesso desejado. O objetivo do artigo é definir quais as principais causas do aquecimento da broca durante a perfuração e como evitar o fracasso de um implante.

Revisão de Literatura

O osso é um tecido ativamente metabólico, que no estado adulto sofre constantemente reabsorção e neoformação óssea, adaptando-se às condições do organismo: ação dos hormônios, vitaminas e outros compostos biologicamente ativos secretados internamente ou externamente por meio de agentes farmacológicos^{1,2}. É um tecido vivo rígido, que tem duas funções primordiais: suporte estrutural e metabolismo de cálcio, porém não admite carga excessiva. A fisiologia óssea pode ser resumida pela lei de Wolf, a qual estabelece que uma força excessiva sobre o osso levaria à reabsorção. Por outro lado, se estiver presente uma força menos intensa, esta seria interpretada como força de solicitação ou tensão, e haveria neoformação óssea³.

O tecido ósseo é composto de estruturas celulares: células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, matriz orgânica e matriz inorgânica. As células osteoprogenitoras ocupam amplamente o tecido ósseo, e têm como função, dar origem a outras células ósseas em condições normais por meio de atividades mitóticas. Os osteoblastos têm como função produzir os constituintes matriciais do tecido ósseo, são os promotores da osteogênese. Os osteócitos são células localizadas no interior da matriz óssea, responsáveis pela mobilização dos sais minerais no tecido ósseo. Os osteoclastos são monócitos espiralados que podem se agrupar em células gigantes multinucleadas, responsáveis pela reabsorção da matriz óssea³.

Existem duas variantes do tecido ósseo: tecido cortical, que é compacto e denso, e o medular, que é esponjoso ou trabecular. Os dois tipos ósseos apresentam o mesmo tipo de células e de substâncias intercelulares, diferenciando-

se apenas na disposição de seus elementos e na quantidade de espaços medulares. O tecido ósseo esponjoso apresenta espaços medulares mais amplos, sendo formado por várias trabéculas, que dão aspecto poroso ao tecido. O tecido ósseo compacto praticamente não apresenta espaços medulares, existindo além dos canalículos, um conjunto de canais que são percorridos por nervos e vasos sanguíneos, denominados canais de Volkmann e canais de Harvers. Por ser uma estrutura inervada e irrigada, os ossos apresentam grande sensibilidade e capacidade de regeneração³.

A osseointegração é definida como aposição íntima de osso neoformado com o implante, não havendo interposição de tecido conjuntivo fibroso, estabelecendo uma conexão estrutural e funcional direta, capaz de suportar cargas fisiológicas normais, sem deformação excessiva e sem iniciar um mecanismo de rejeição².

O fracasso de um implante depende basicamente da presença de algum distúrbio sistêmico ou local, hábitos do paciente ou condições em que a cirurgia foi executada. Como condições sistêmicas, podemos citar: Osteoporose (se faz o uso de Bisfosfonato), Mal de Paget, Displasia Fibrosa, Disfunções de vitamina D e Diabetes *mellitus* não controlada. Como condições locais: higiene oral deficiente, reabsorções ou defeitos ósseos, qualidade do osso e radioterapia de cabeça e pescoço. Deve-se também levar em conta se o paciente tem o hábito de fumar, utilizar drogas ou bebidas alcoólicas. A falta de estabilidade inicial, instalação do implante em sítio contaminado, espaço reduzido entre dentes e o implante ou entre implantes, contaminação do implante antes da inserção, aquecimento ósseo, design inadequado do retalho e a carga transmucosa, também são fatores que podem prejudicar a osseointegração do implante⁴.

A estabilidade mecânica inicial dos implantes dentais é uma das condições indispensáveis para se alcançar a osseointegração^{5,6}. O processo de osseointegração, depende de condições que envolvem características mecânicas e biológicas, relacionadas aos procedimentos de preparação da cavidade óssea. Essas condições envolvem fatores como: a densidade do osso que está sendo preparado, rotação da broca, calor gerado durante a osteotomia e a estabilidade primária do implante instalado^{6,7}. No entanto⁵, outros fatores são citados, como a carga utilizada pelo operador, desenho e diâmetro da broca, desgaste das brocas devido a inúmeras utilizações, movimentos constantes ou intermitentes durante a osteotomia e tempo gasto para a perfuração. O mesmo estudo também diz que o limite de temperatura que o tecido ósseo pode alcançar é de 44 a 47 graus Celsius^{8,9,10,11,12}.

Uma cirurgia traumática pode levar à formação de tecido conjuntivo fibroso ao redor do implante, o qual nunca ficará firmemente ancorado no osso remanescente⁶. Porém, não importa o quão cuidadosa seja a técnica de preparo, uma zona necrótica se formará ao redor do preparo, mas a amplitude dessa zona necrótica dependerá, principalmente, do calor friccional gerado pelas brocas durante as cirurgias. Sendo assim, o osso poderá reagir de maneiras diferentes em resposta a essa zona necrótica: formação de tecido fibroso, resultando em ausência de fixação e de reparação óssea, acompanhada de morte celular, ou completa reposição de osso novo, resultando em osseointegração¹³.

O osso vivo e intacto responde a agressões físicas e químicas, alterando os níveis de osso formado e osso reabsorvido. A resposta óssea frente a estímulos agressivos, pode gerar alterações em seus componentes estruturais em todos os níveis celulares (osteoblastos, osteoclastos, osteócitos e medula óssea). As

alterações podem seguir dois caminhos: o reparo ósseo (corrigindo os defeitos provocados através da neoformação óssea e reconstrução da arquitetura pré-existente). Neste contexto, os osteócitos são células muito importantes, pois comandam, onde e quando os osteoblastos e osteoclastos devem agir. E pode ainda ocorrer necrose, que é a morte parcial ou total do tecido².

Todo procedimento de instalação de um implante tem potencial para ser mal sucedido, pois são muitos os fatores a serem controlados e entre eles o trauma causado pelos instrumentos rotatórios¹.

Um implante será envolvido por tecido conjuntivo fibroso pouco diferenciado quando o somatório das agressões ao osso exceder seu limiar regenerativo ou reparador. O processo de reparação e regeneração é a resposta dos tecidos vivos a qualquer injúria que cause a descontinuidade morfológica ou funcional e envolve uma série de eventos. A reparação acontece nos tecidos após uma agressão, com a formação de tecido de granulação, como por exemplo: tecido ósseo e conjuntivo. A regeneração indica recuperação tecidual à custa dos remanescentes celulares, sem formação de tecido de granulação, como por exemplo: nervos periféricos, vísceras e epitélios. Após um trauma térmico, são lesadas várias zonas de tecidos: a primeira zona consiste em um tecido completamente ou permanentemente morto; a segunda consiste em um dano tecidual mais ou menos temporário, mas com severas manifestações de falência microcirculatória; a terceira, mostra anormalidades na microcirculação e na estrutura e função do tecido².

A necrose óssea é causada por agressões celulares, irreversíveis e sem origem genética. As agressões podem ser de origem química, biológica (bactérias, fungos e vírus) ou física (calor ou frio). As perfurações realizadas para a instalação de implantes provocam descontinuidade do tecido ósseo. O rompimento de vasos

sanguíneos faz com que o organismo derrame sangue no local, formando um coágulo para preencher as áreas a serem reparadas, servindo de leito para o processo de reparação. No mesmo instante em que ocorre a incisão dos tecidos moles e a perfuração do tecido ósseo, os mastócitos presentes na região encontram proteínas livres e derivadas da agressão, liberando mediadores como a histamina, que ativam a circulação local e promovem o aumento da permeabilidade vascular, iniciando um processo inflamatório agudo². Após 72 horas, como o titânio não é reconhecido como um corpo estranho, o tecido ósseo começa a se organizar para formar tecido de granulação e seguir o processo de reparação habitual. No período de 5 a 10 dias, a presença de células mesenquimais não diferenciadas é grande e aparecem os osteoblastos. O tecido de granulação transforma-se em tecido osteóide, no qual os osteoblastos formam fibras colágenas e osteomucina. Osteoclastos invadem o alvéolo cirúrgico para remover espículas e esquirolas ósseas, além de auxiliar na remodelação óssea adjacente. Após 10 dias, período de osteólise-osteogênese, o pH local assume um estágio alcalino, iniciando-se o processo de mineralização de osteóide. Nesta fase, ocorre a remoção da zona necrótica das regiões adjacentes ao implante, através da substituição progressiva do osso pré-existente por osso neoformado. O osteóide transforma-se em osso primário. Aos 21 e 28 dias a organização vascular se completa, iniciando um processo de desvascularização e formação de osso fibrilar, que é invadido por osteoclastos. À medida que o osso é reabsorvido, os osteoblastos depositam osteóide, que sofre mineralização e transformação em osso maduro. Neste período, inicia-se a osseointegração. Passados 40 dias, observa-se uma íntima ligação entre o tecido vivo e o material inerte (implante), necessitando apenas de uma

remodelação óssea para a adaptação às cargas mastigatórias² (Apud Walter 1976; Hunt et al., 1984; Bert; Missika, 1994).

Em um estudo sobre necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos, em 2009, notou-se que quando não utilizada a irrigação externa, os vasos sanguíneos intra-ósseos apresentavam perda de fluidos, condensação das células e alteração do endotélio. Essas alterações ocorrem pelo calor friccional gerado pelas brocas, que remove fluidos sanguíneos e proteínas, além de alterar parte orgânica do tecido ósseo. Esta agressão promove uma estagnação da circulação sanguínea do local, dificultando a formação do coágulo após a instalação do implante osseointegrável e em seguida não ocorre a migração e diferenciação das células em osso neoformado, resultando na ausência de osseointegração².

Durante a perfuração para a confecção do alvéolo, promove-se o aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente, podendo provocar a necrose óssea térmica. A necrose óssea térmica deteriora a porção orgânica do tecido ósseo, bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local. A perfuração contínua, sem movimentos intermitentes, também gera temperaturas danosas ao osso².

Em 1982, realizou-se um estudo em que foram observados os efeitos do aquecimento ósseo, utilizando a tíbia de 5 coelhos, onde foram instaladas câmaras de titânio para visualização microscópica vital. O aquecimento era realizado por uma resistência até 53°C por 1 minuto. Após o aquecimento a 40°C, grande número de capilares (vasculares e arteriais) sofreu hiperemia e o fluxo sanguíneo aumentou, entretanto sem estagnação vascular. Alcançando os 53°C o fluxo de sangue parou em alguns vasos, tornou-se vagaroso em outros e retornou normalmente após uma

hora. A reação local do tecido ósseo foi acompanhada após o aquecimento e observou-se que após dois dias, não havia fluxo nas veias e também não foram encontradas placas de sangue hemolisado no tecido. Em uma semana, a circulação pré-existente não foi observada iniciando-se neoformação de pequenos vasos. Após cinco semanas, notou-se que gradualmente os vasos originais foram substituídos com o desenvolvimento de novos vasos por outros caminhos. Células gordurosas vistas antes do aquecimento foram reabsorvidas, sendo a remodelação óssea iniciada entre três a cinco semanas após a injúria. Os autores concluíram que a temperatura de 53°C, abaixo do ponto de desnaturação da fosfatase alcalina, por exemplo, causa injúrias irreversíveis ao osso, mas que se curaram depois a partir dos tecidos circundantes. Como indicação de morte óssea, determinaram a falta de lacunas de osteócitos preenchidas ou a ausência da atividade de enzimas oxidativas. Com microscopia vital, o aquecimento a 50°C por um minuto causou morte celular parcial, reabsorção de células ósseas e subsequente degeneração das células de gordura do tecido¹⁴.

Em 2008, foi publicado um artigo com um estudo para medir a temperatura do osso durante a fresagem. O estudo foi feito em fêmur suíno, utilizado logo após o abate. Todos os animais eram do sexo masculino, de 8 a 10 meses e pesavam de 80 a 90 kg. O termopar utilizado tinha uma escala de -4 a 1200°C e a temperatura máxima durante a fresagem era relatada. As fresagens foram feitas à mão, com 4,5mm de profundidade e 0,5 mm de distância entre as perfurações. Todas as brocas foram utilizadas por no máximo 40 perfurações. O estudo foi feito em duas partes: no primeiro, foi analisada a influência do diâmetro da broca, a velocidade da broca e a irrigação externa. Na segunda parte do estudo, foi analisado o ângulo da ponta da broca e a velocidade e foi utilizada a broca com maior diâmetro e com alta

velocidade, sem irrigação externa, para avaliar a temperatura do osso no nível crítico. Os resultados demonstraram que a temperatura limite para que ocorra a osteonecrose é de 47°C e que todas as temperaturas medidas em todas as velocidades de perfurações usadas, com irrigação externa, ficaram abaixo do nível crítico. O estudo também mostrou que a angulação da ponta da broca não tem influência na variação de temperatura do osso durante a perfuração⁹.

Os fatores essenciais para minimizar o calor durante a perfuração óssea são: fluido de resfriamento, qualidade óssea, volume ósseo mínimo removido por cada uma das brocas (aumentos sucessivos de diâmetro), corte e design da broca, frequência ou tempo de contato, profundidade, pressão e velocidade^{1,16}.

Conforme aumenta a quantidade do uso dos instrumentos de corte, vai aumentando o desgaste do metal de fresagem, diminuindo a eficácia do corte e produzindo mais calor friccional, podendo levar à falha da osseointegração^{1,17}.

Há uma maior perda de implantes na fase inicial de osseointegração na maxila do que na mandíbula, pelo fato de ter uma baixa qualidade óssea, principalmente na região posterior, considerada tipo IV. Há também, baixa qualidade óssea na mandíbula, principalmente na região posterior, e também pode estar relacionada com falhas na osseointegração. Devido à grande densidade óssea do osso da mandíbula, deve haver um maior cuidado com a irrigação. Em relação ao tamanho dos implantes, o maior índice de falhas encontrado foi em implantes curtos de 7mm, tanto na maxila quanto na mandíbula¹⁸.

Há muita variação nas formas e espessuras das brocas oferecidas no mercado para a realização do preparo para o implante, mas nem sempre essa variedade de broca está devidamente estudada e pesquisada em relação à influência que causa no tecido ósseo, podendo assim ocorrer traumas excessivos,

prejudicando o resultado final. As brocas devem ser feitas de aço para não oxidar e minimizar o risco de fraturas. Atualmente as brocas podem ser reutilizadas, mas de acordo com os fabricantes, as brocas devem ser utilizadas em no máximo dez procedimentos, pois com o uso e a esterilização frequente, perdem o poder de corte, podendo ocorrer o superaquecimento do osso ou fraturas e desprendimento de rebarbas metálicas. As brocas mais eficazes para a realização do preparo para implante, seguem ainda o padrão dos diâmetros padronizados pelo sistema Branemark: broca esférica, fresa de 2 mm, piloto de 2 mm para 3 mm, fresa de 3 mm e countersink¹⁹.

Existem alguns materiais utilizados para o recobrimento das brocas, com o intuito de aumentar a resistência ao desgaste e o poder de corte, pois apresentam elevada dureza e inércia química, conferindo assim, um baixo coeficiente de atrito, alta resistência ao desgaste e baixa interação química com a peça^{1,20}.

A velocidade utilizada para a confecção do alvéolo cirúrgico, varia de 1500 rpm a 2000 rpm, sendo a velocidade para a instalação do implante bastante reduzida, entre 10 rpm e 20 rpm, porém, com torque aumentado¹⁹. A velocidade de perfuração em 2500 rpm gera menos calor que velocidades mais baixas em ossos mais densos^{18,13}.

Em 2010, há um estudo em que é discutido sobre o intuito de determinar as condições ótimas para a fresagem do osso cortical humano com uma broca helicoidal. O estudo contou com a utilização de termopares instalados no interior dos blocos ósseos para a mensuração das temperaturas. Foram usadas brocas novas utilizadas por até 40 perfurações e brocas velhas. Para a pesquisa, os espécimes foram separados em grupos: presença ou ausência de irrigação externa, broca nova e velha, velocidade de perfuração (de 345 a 2900 rpm) e pressão para perfuração

(de 2 a 12 kg). O estudo concluiu que a força aplicada pela broca era muito mais importante como fator traumatogênico, do que a velocidade de rotação; brocas velhas causam muito mais mudanças de temperaturas que brocas novas; e todas as formas de irrigação aplicadas, foram efetivas no controle de aumento de temperatura^{1,21}.

Para amenizar os fatores que causam o aumento de temperatura durante a fresagem, é citada a técnica de irrigação externa com soro fisiológico ou água na cortical óssea durante a osteotomia promovendo a refrigeração do osso e da fresa^{5,22}.

Em 2012 realizou-se um estudo in vitro para mensurar a temperatura óssea durante as perfurações iniciais com brocas helicoidais de 2,00mm de diâmetro em oito amostras de osso de fêmur bovino, através de termopares acoplados a um termômetro digital portátil, comparando as diferentes temperaturas atingidas pelo osso durante a perfuração, para se preparar o leito receptor do implante. Uma das brocas havia um orifício interno, para irrigação interna com soro fisiológico em temperatura ambiente, a outra broca havia somente irrigação externa. Foram realizadas duas perfurações com a técnica de irrigação interna e externa e posteriormente, outras duas perfurações, na outra extremidade da mesma amostra, com a broca de irrigação externa. Ao todo, foram realizadas 32 perfurações nas amostras, sendo 16 com irrigação interna e externa e as outras 16, apenas com irrigação externa. Em cada perfuração, foi registrada a temperatura máxima atingida, tanto no osso medular quanto na cortical. A técnica de irrigação externa, apresentou um aumento da temperatura no osso cortical 6,23% maior em comparação com a técnica de dupla irrigação. No tecido ósseo medular, em média, verificou-se 5,17% de aumento de temperatura com a técnica de irrigação interna e externa e 7,41%

quanto utilizado somente irrigação externa. Nas perfurações com profundidade de 15mm, onde a broca atinge a medular óssea, a dupla irrigação também é mais eficiente, porém, o aumento da temperatura na medular, é significativamente menor em comparação com a cortical próxima ao início da perfuração⁵.

Danos térmicos no local da perfuração, impedem a regeneração óssea devido à baixa condutividade térmica do osso cortical. O calor é dissipado lentamente, sendo então, mantido no local da osteotomia, o que pode induzir à necrose, fibrose, degeneração óssea cística e redução da atividade osteoblástica. Devido à diferença de textura e vascularização, a condutividade térmica varia entre o osso cortical e medular, sendo que este dissipa o calor mais rapidamente e tem melhores propriedades de regeneração^{18,15,22}.

Discussão

A osseointegração é definida como aposição íntima de osso neoformado com o implante, não havendo interposição de tecido conjuntivo fibroso². O fracasso de um implante pode estar relacionado com algum distúrbio sistêmico ou local, hábitos do paciente e das condições em que a cirurgia foi executada. A falta de estabilidade inicial, instalação do implante em sítio contaminado, espaço reduzido entre dentes e o implante ou entre implantes, contaminação do implante antes da inserção, aquecimento ósseo, design inadequado do retalho e a carga transmucosa, também são fatores que podem prejudicar a osseointegração do implante⁴.

Uma avaliação completa do paciente deve ser feita previamente à cirurgia, contendo uma completa anamnese e exame clínico, exames hematológicos e radiográficos. A realização de um bom planejamento e conhecimento da saúde geral e costumes do paciente pode prevenir a falha prematura de um implante.

A irrigação com água de injeção é um fator de extrema importância durante a fresagem óssea, pois previne o aquecimento, promovendo a refrigeração do meio. Deve-se sempre irrigar a ponta ativa da fresa durante a perfuração. O aquecimento ósseo acima de 47 graus pode impedir a regeneração óssea, impedindo a osseointegração do implante^{5, 9, 22}.

Além da irrigação, devemos considerar vários outros fatores, como as brocas sem corte (respeitar sempre o tempo de vida útil e poder de corte de uma broca), respeitar a sequência correta das brocas, particularidades de cada tipo ósseo (qual a região a ser perfurada, pois cada região apresenta um tipo de osso, sendo mais cortical ou mais medular), os movimentos do operador durante a fresagem

(movimentos intermitentes), a frequência utilizada no motor, profundidade, pressão e velocidade.

Há vários tipos de osso e algumas regiões estão mais susceptíveis a ausência de osseointegração. Devido à grande densidade óssea do osso da mandíbula, deve haver um maior cuidado com a irrigação.

Durante a fresagem, há um aumento da temperatura da broca devido à fricção, aquecendo o tecido ósseo adjacente, podendo provocar a necrose óssea térmica, que deteriora a porção orgânica do tecido ósseo, bem como as células diferenciadas e indiferenciadas presentes na circulação sanguínea local².

O uso de brocas por mais de dez vezes pode aumentar a chance de superaquecimento, já que o operador tende a fazer uma maior pressão na hora da fresagem, pelo fato de a broca não ter mais o mesmo poder de corte, aumentando a temperatura pelo calor friccional.

Conclusão

Para se alcançar o sucesso da osseointegração de um implante, é essencial evitar o superaquecimento, para isso é necessário levar em consideração vários fatores durante a cirurgia, como: tipo ósseo; respeito à ordem correta e checagem da qualidade e poder de corte das brocas; irrigação eficiente; verificação da pressão do operador e frequência do motor.

A profundidade do preparo não tem muita influência no superaquecimento, já a densidade óssea pode ser um fator responsável pela falha da osseointegração do implante. Todos os meios de irrigação são efetivos no controle de aumento de temperatura. A força aplicada pela broca é muito mais importante como fator traumatogênico do que a velocidade de rotação.

Referências

1. PEREIRA, MV. Efeitos da osteotomia realizada por brocas com tratamento superficial de passivação e revestidas com carbono: Estudo histomorfológico em coelhos. Curitiba. 2010
2. BARBOSA, BA. Análise microscópica da necrose óssea provocada pelo aquecimento friccional durante a confecção de alvéolos cirúrgicos para implantes osseointegráveis. **Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru**, 2009
3. MONTEIRO, AAM. Enxertia óssea associada a implantes imediatos ou tardios. **Monografia apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**. Curitiba, 2012
4. FADANELLI, AB; Stemmer AC; Beltrão, GC. Falha prematura em implantes orais. **Revista Odonto Ciência**. v.20, n.48, abr-jun 2005.
5. NERO, ALD; Gehrke, AS; Bortoli, Jr N; Zanatta, LC. Temperatura durante a fresagem óssea. Estudo comparativo das técnicas de irrigação. **Rev Assoc Paul Cir Dent**. V.66, n.2, p.147-150, 2012.
6. JUNIOR, PD; Honda, AM; Fernandez, ABD. Valuation of intrabone heat during implantology procedures. **Implant News**. V.2, n.3, p. 251-255, 2005
7. GOLIN, LA. Análise do comportamento de ferramentas de corte com diferentes revestimentos e seu efeito sobre a geração de calor no osso. Engenharia Mecânica na Área de Fabricação da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba PR. V. n. p. 125, 2005
8. ERIKSSON, AR; Albrektsson, T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. **J Oral Maxillofac Surg**. V.42, p.705-711, 1984
9. AUGUSTIN, G; Davila, S; Mihoci, K; Udiljak, T; Vedrina, DS; Antabak, A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. **Arch Orthop Trauma Surg**. V.128, p. 71-77, 2008
10. BRISMAN, DL. The effect of speed, pressure and time on bone temperature during the drilling of implant sites. **Int J Oral Maxillofac Implants**. V.11, n.1, p.35-37, 1996
11. JOCHUM, RM; Reichart, PA. Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. **Clin. Oral Implants Res**. v.11, n.1, p. 39-43, 2000
12. SUTTER, F; Krekeler, G; Shwammberger, AE; Sutter, FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. **Quintessence International** v.23, n.12, p.811-816, 1992
13. SHARAWY, M; Misch, CE; Weller, N; Tehemar, S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. **J Oral Maxillofac Surg**. v. 60, n.10, p. 1160-1169, oct, 2002
14. ERIKSSON AR, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. **Int J Oral Surg**. V. 11, n.2, p. 115-121, Apr, 1982

15. MISCH, CE. Implantes Dentários Contemporâneos. São Paulo: Santos; 2.ed, p.685, 2000
16. ERCOLI, C; Funkenbush, PD; Lee, H; 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**. v.19, p.335-349, 2004
17. FRIBERG, B; Jemt, T; Lekholm, U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. V. 6, n.2, p.142-146, Summer 1991
18. BIANCHINI, M. Brocas cirúrgicas: como usá-las adequadamente? **Implant News Perio**. 2013. Disponível em: <http://www.inpn.com>. Acesso em: julho/2016.
19. TSCHIPTSCHIN, AP. Relação estrutura-propriedades em recobrimentos duros. **Rev metalurgia e materiais**. p.167-169, 2004
20. MATTHEWS, LS; Hirsh, C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. **J Bone Joint Surg**. v.54-A, n.2, p. 297-308, 1972
21. BENINGTON, IC; Biagioni, PA; Crossey, PJ; Hussey, DL; Sheridan, S; Lamey, PJ. Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. **Journal of Dentistry**. v.24, n.4, p. 263-267, 1996. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4246386/> Com acesso em: maio/2016.
22. SENER, BC; Dergin, G; GURSOY, B; Kelesoglu, E; Slih, I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. **Clin Oral Implants Res**. v. 20, n.3, p.294-298, Mar 2009
23. S. JIVRAJ1; W. Chee2. Rationale for dental implants. **British Dental Journal**. v.200, n.12, JUN, 2006