



Relatório Final de Estágio

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

Instituto Universitário Ciências da Saúde

Processo Produtivo dos Implantes Subperiósteos através de CAD-CAM, CT e SLM

Autor: Rui Pedro dos Santos Teixeira

Orientador: Prof. Doutora Maria do Pranto Braz

2018

Declaração de Integridade

Rui Pedro dos Santos Teixeira, estudante do Curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste Relatório de Estágio intitulado: "Processo produtivo dos implantes subperiósteos, através de CAD/CAM, CT e SLM".

Confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em parte dele).

Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciados ou redigidos com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

Relatório apresentado no Instituto Universitário de Ciências da Saúde

Orientador: Professora Doutora Maria do Pranto

Gandra, 21 de setembro de 2018

O Aluno,

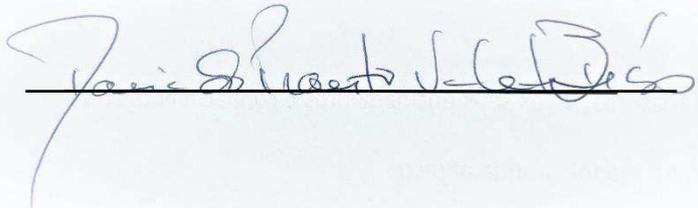
Aceitação do Orientador

Declaração

Eu, Maria do Pranto Braz, Médica Dentista, Doutorada em Medicina Dentária pela Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, tendo assumido o papel de Orientadora do Relatório Final de Estágio intitulado: "Processo produtivo dos implantes subperiósteos, através de CAD/CAM, CT e SLM", do Aluno do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, Rui Pedro dos Santos Teixeira, declaro que sou de parecer favorável para que o Relatório Final de Estágio possa ser presente ao júri para Admissão a provas de Mestrado Integrado em Medicina Dentária, conducentes para obtenção do Grau de Mestre.

Gandra, 21 de setembro de 2018

A Orientadora,



A handwritten signature in blue ink, reading "Maria do Pranto Braz", is written over a horizontal line. The signature is cursive and includes a large initial 'M'.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, por todo o incentivo, motivação e educação que me deram, por estarem sempre ao meu lado em todos os momentos.

Ao meu irmão que esteve presente em praticamente todo o meu percurso, tanto pessoal como acadêmico.

À minha namorada, por ser uma pessoa muito especial para mim, por me apoiar nos momentos mais difíceis, por me ouvir quando precisava desabafar, por me fazer acreditar que posso ser capaz, quando já estou prestes a desistir, pelo sorriso diário que me proporciona, por me fazer acreditar que o amor realmente existe. Obrigado por fazeres parte da minha vida! Amo-te!

À minha família também deixo o meu agradecimento pelo apoio moral e pela ajuda que me prestaram, e pelos bons momentos que passei ao vosso lado.

Aos grandes amigos que ganhei na faculdade. A esses quero agradecer por tudo o que passei junto a eles e quero dar o maior abraço do mundo! Espero que daqui para a frente estas grandes amizades se mantenham e que guardem todos os grandes momentos nas vossas memórias, tal como eu. Vocês sabem quem são!

Ao Doutor Rui Coelho, por toda a disponibilidade e ajuda na realização deste trabalho.

À minha orientadora deste Relatório Final de Estágio, queria deixar um grande agradecimento pelo tempo despendido e por toda a paciência para corrigir versões atrás de versões.

A todos os professores, pelos seus ensinamentos e conhecimentos transmitidos.

A todos, muito obrigado! Grande abraço!

Índice Geral

Capítulo I – Desenvolvimento da fundamentação teórica.....	1
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Implantes Subperiósteos.....	2
1.1.1. História.....	2
1.1.2. Definição.....	4
1.2. CT e CAD/CAM.....	5
1.2.1. Reverse Planning Treatment com CTscan	7
1.3. Selective Laser Melting (SLM) e Ti-6Al-4V	7
1.4. Tratamento de Superfície	9
1.4.1. Osteointegração	9
1.4.1.1. Qualidade e Quantidade Óssea	10
1.4.1.2. Estabilidade primária e secundária	11
1.4.2. Tratamento de Superfície dos Implantes Subperiósteos	11
1.5. Desenho do Implante Subperiósteo	13
1.6. Processo Produtivo do Implante Subperiósteo.....	14
1.7. Indicações, Vantagens e Contraindicações dos Implantes Subperiósteos.....	15
2. Objetivos.....	16
3. Materiais e Métodos.....	17
4. Resultados/Discussão	17
5. Bibliografia.....	22

Capítulo II - Relatório das atividades práticas das disciplinas de estágio supervisionada	29
1. Relatório Final de Estágio.....	29
1.1. Estágio em Clínica Geral Dentária.....	29
1.2. Estágio em Clínica Hospitalar.....	30
1.3. Estágio em Saúde Oral e Comunitária.....	30

Resumo

Os implantes subperiosteos são considerados uma opção de tratamento em casos de mandíbulas e maxilas que apresentam severa atrofia óssea, quando está contraindicada a colocação de implantes endósseos ou zigomáticos, e a realização de cirurgias de regeneração óssea. O implante subperiosteal é um implante dentário colocado entre o periosteio e o osso alveolar residual, que tem geralmente de 2 a 4 elementos transmucosos que se projetam através da mucosa para a cavidade oral, ligando o implante a uma prótese.

Este implante inicialmente era produzido através de uma técnica de dois procedimentos cirúrgicos. Nos dias de hoje a produção realiza-se apenas num procedimento cirúrgico, onde é utilizada uma tomografia computadorizada (CT) e o CAD/CAM, através de um planeamento reverso. Após a obtenção do desenho do implante, este é produzido através do método de fusão de laser seletiva (SLM), utilizando-se a liga de titânio Ti-6AL-4V.

Após a sinterização, o implante é sujeito a um tratamento de superfície, o qual permite melhorar as suas propriedades físico-químicas, gerando na superfície uma maior rugosidade e aderência do coágulo e consequentemente uma diminuição no tempo de osseointegração. O tratamento SLA combina o jateamento com partículas de areia e grão grande e condicionamento ácido sequencialmente, para obter macro rugosidades e micro cavidades, para aumentar tanto a rugosidade da superfície, como a osseointegração.

Palavras-Chave: implantes subperiosteos, mandíbulas edêntulas, tomografia computadorizada, CAD CAM, SLA, planeamento reverso

Abstract

Subperiosteal implants are considered a treatment option in cases of lower and upper jaws that present severe bone atrophy when the placement of endosseous or zygomatic implants and the performance of bone regeneration surgeries are contraindicated. The subperiosteal implant is a dental implant placed between the periosteum and the residual alveolar bone, which usually has 2 to 4 transmucosal elements that project through the mucosa into the oral cavity, attaching the implant to a prosthesis.

The implant was initially produced through a technique of two surgical procedures. Nowadays, the production is performed only in one surgical procedure where a computer tomography (CT) and CAD/CAM are used, through reverse planning treatment. After obtaining the design of the implant, it is produced by the selective laser melting (SLM), using the Ti-6AL-4V titanium alloy.

After sintering, the implant is subjected to a surface treatment, which allows to improve adherence of the clot and consequently a decrease in the time of osseointegration. The SLA treatment combines blasting with sand and larger grain particles and acid conditioning sequentially to obtain macro roughness and micro cavities to increase both surface roughness and osseointegration.

Key Words: subperiosteal implants, edentulous jaws, computer tomography, CAD CAM, SLA, reverse planning treatment

1. INTRODUÇÃO

Os implantes dentários endósseos fornecem uma solução altamente previsível para a reabilitação protética de pacientes parcialmente e totalmente desdentados, com altas taxas de sobrevivência e sucesso a médio e longo prazos.(1–3) Uma quantidade adequada (altura e largura) e qualidade (densidade) óssea são necessárias para a colocação de implantes dentários endósseos. No entanto, em determinados pacientes com atrofia óssea grave, a colocação de implantes dentários endósseos pode ser impossível sem o uso de técnicas cirúrgicas regenerativas.(4,5) Várias técnicas cirúrgicas têm sido propostas para a regeneração óssea para permitir a colocação subsequente de implantes endósseos. Estes incluem grades ósseas sobrepostas, regeneração óssea guiada com membranas reabsorvíveis e não reabsorvíveis, divisão do rebordo alveolar, distração osteogênica e elevação do seio maxilar.(6–11) Todas essas técnicas regenerativas, que utilizam diferentes materiais (osso autógeno com origem intra e/ou extra oral, enxertos ósseos homólogos, heterólogos ou sintéticos) podem restaurar o volume ósseo a um nível que permita a colocação adequada de implantes dentários endósseos. Porém, estas técnicas cirúrgicas são, por vezes, complexas e podem apresentar complicações. Além disso prolongam o tempo de tratamento e apresentam custos adicionais ao paciente.(5,6,10,12) Diferentes técnicas cirúrgicas para a colocação de implantes dentários endósseos numa situação anatômica desfavorável (ou seja, sem regeneração óssea) têm sido propostas: o uso de implantes curtos, estreitos, ou inclinados, ou o uso de implantes zigomáticos, ou pterigomaxilares. Os três primeiros tipos de implantes têm sido bem sucedidos na implantologia da atualidade e são cada vez mais utilizados, as duas últimas opções de tratamento permanecem em tratamentos de nicho. Mesmo assim, um nível mínimo de volume ósseo é necessário para colocar implantes endósseos curtos, estreitos ou inclinados. Em casos de atrofia óssea grave ou avançada, esta abordagem cirúrgica não está indicada.(13–17)

No passado, os implantes subperiosteos foram usados nas situações de atrofia óssea grave. Porém, esta técnica cirúrgica foi abandonada em favor dos implantes endósseos. Um implante subperiosteal é um tipo de implante dentário colocado entre o periosteio e o osso

alveolar residual. Geralmente tem de 2 a 4 elementos transmucosos que se projetam através da mucosa para a cavidade oral, ligando o implante à prótese. (18,19)

Introduzidos no início da década de 1940, na Suécia, e depois nos Estados Unidos, os implantes subperiosteos eram tradicionalmente carregados com uma prótese removível ou fixa.(18,20) Embora estes implantes tivessem uma certa popularidade e nível de sucesso por um período de cerca de 20 anos, foram subsequentemente substituídos por implantes endósseos, proposto por Branemark. Esta mudança ocorreu por vários motivos: devido a uma técnica de produção complexa, necessidade de uma impressão física da anatomia óssea residual, resultando num considerável desconforto para o paciente. Impressões ósseas diretas levavam à produção de uma estrutura no laboratório. Essa técnica tradicional de fabricação podia resultar numa adaptação não ideal ao local do osso recetor, a técnica de posicionamento era complexa e demorada e levava a um maior risco de infeções e complicações pós-operatórias. (4,20–22)

Hoje, no entanto, o mundo da implantologia obteve um grande avanço devido ao poderoso impacto da revolução digital. A introdução da tomografia computadorizada (CT), de scanners intraorais, o desenho assistido por computador / manufatura assistida por computador (CAD/CAM), novos materiais e tecnologias de produção, mudou drasticamente a implantologia, abrindo novas expectativas.(23–26) Em particular, as novas técnicas de sinterização direta por fusão de metal ou sinterização de fusão de laser (SLM) disponíveis permitem a produção de implantes personalizados individuais, que se adaptam perfeitamente à anatomia de cada paciente. O uso de técnicas modernas de produção permite rever algumas técnicas do passado, como implantes subperiosteos, e reinterpretá-las de uma forma digital. Isto pode ser extremamente útil em casos de atrofia óssea severa, que não permite a colocação de implantes dentários endósseos, se uma abordagem de intervenção regenerativa não for realizada, particularmente no caso de pacientes idosos com recursos financeiros limitados e que não desejam submeter-se a cirurgias regenerativas longas e complexas.(27–30)

1.1. Implantes Subperiosteos

1.1.1. História

Os implantes subperiosteos foram muito usados no passado, antes de serem abandonados em favor dos implantes endósseos. O implante subperiosteal teve a sua origem através de uma técnica inicialmente descrita em 1941 por Gustav Dahl (Médico Sueco), que colocou uma estrutura de metal rígida na mandíbula sob o periosteio, sobre a crista alveolar, com extensões verticais que se projetam através da gengiva. Inspirado no seu trabalho, Norman Goldberg (Dentista do Exército dos EUA) introduziu o conceito na América, e em colaboração com Aaron Gershkoff, criaram um novo design em 1948, colocando a primeira prótese dentária completa sobre os implantes subperiosteos, fabricada em Vitallium. No entanto, os implantes fabricados com esta liga tinham uma perda rápida de tensão, não facilitando a sua manutenção na cavidade oral.(31)

Leonard Linkow é, no entanto, o pai universalmente reconhecido dos implantes subperiosteos. De facto, colocou muitos destes implantes e estudou vários ensaios clínicos, com períodos de acompanhamento que variaram entre 2 a 12 anos. Além disso, Linkow relatou um novo conceito de design Tripodal Mandibular e fez uma mudança distinta no protocolo cirúrgico para obter impressões ósseas sem expor as partes do corpo da mandíbula que se estendem dos nervos mentonianos aos ramos ascendentes. (18,19)

A popularidade dos implantes subperiosteos diminuiu no final da década de 1970, devido à crescente popularidade dos implantes endósseos, que foram introduzidos por Brenmark. As razões para o rápido declínio dos implantes subperiosteos deveram-se ao facto de ser necessário realizar duas sessões cirúrgicas, com impressões das bases ósseas obtidas na primeira sessão, dificuldade da produção e do posicionamento na segunda sessão cirúrgica, e também devido a elevadas taxas de insucesso bem como complicações resultantes deste protocolo cirúrgico. (4,18,21,22,32)

Nos últimos anos, no entanto, a revolução digital mudou o mundo da implantologia. Novas técnicas de aquisição e novo software de processamento, combinadas com as mais modernas técnicas de produção, abriram novas possibilidades para a reabilitação com implantes. (23,25)

Hoje é possível realizar CT e obter facilmente informações em 3D completas sobre a anatomia óssea do paciente. Estas informações permitem-nos reconstruir o osso em 3D através de um software dedicado à reconstrução óssea. Usando esse modelo virtual em 3D, é possível projetar um implante feito à medida (personalizado), adaptado às necessidades

específicas de cada paciente. Após a obtenção do modelo final, é possível transformar o virtual em realidade, completando o processo através de técnicas modernas de manufatura digital (como a estereolitografia).(23,25) Em 1998, McAllister e seus colaboradores relataram a aplicação da estereolitografia para a produção de um implante subperiosteal como uma nova ferramenta de grande relevo, e que associada aos avanços na tomografia computadorizada permitiam um grau mais elevado de precisão e repetibilidade do que o anteriormente disponível. Resultados semelhantes foram encontrados em 2009 por Kusek, que publicou um caso clínico de um paciente reabilitado usando um protocolo cirúrgico simplificado, envolvendo cirurgia a laser e estereolitografia.(25,33)

Nos últimos anos, a tecnologia de SLM foi introduzida no campo da Medicina Dentária. O SLM é um método de produção aditiva (AM) para criar padrões usando fusão térmica (sinterização) de metais em pó. Os modelos SLM são gerados diretamente a partir de dados de computador 3D convertidos em arquivos STL.(26–28,30,34)

1.1.2. Definição

Por definição, o implante subperiosteal é uma estrutura especificamente produzida e projetada para se adequar ao tipo tridimensional individual da morfologia mandibular ou maxilar do paciente, ajustando-se às áreas de suporte da mandíbula ou da maxila com extensões transmucosas para suporte e fixação de uma prótese, podendo esta ser fixa ou removível, completa ou parcial. O implante subperiosteal pode ser contruído como um arco completo ou unilateral, sendo este sujeito a carga imediata.(35)

O implante subperiosteal foi criado para se fixar por cima do osso e por baixo do periosteal. O seu design foi desenvolvido para distribuir o stress da prótese por grandes áreas de suporte ósseo. A retenção é obtida pelo muco-periosteal, que quando se torna restaurado, estabiliza a estrutura da infraestrutura.(35)

A técnica padrão para a produção e colocação dos implantes subperiosteais, introduzida por Lew e Bernam em 1951, requer 2 procedimentos cirúrgicos. Na primeira sessão, é feita uma impressão do osso da mandíbula e o registo de mordida, geralmente com material de polivinil-siloxano. O modelo ósseo é feito em gesso e montado na dimensão vertical adequada para a fabricação do implante subperiosteal. Após o implante ser moldado, é

realizada então a segunda sessão cirúrgica para a colocação do implante. Entre os dois procedimentos cirúrgicos são necessárias 6 semanas de espera para permitir o reposicionamento do periósteo.

Em 1985, Truitt desenvolveu uma técnica de tomografia computadorizada. Este método permitiu obter um modelo ósseo usando a CT, realizada ao paciente antes de qualquer visita cirúrgica, e um modelo gerado por computador (CAD/CAM) ou estereolitografia, eliminando a cirurgia do primeiro procedimento. Apenas uma visita cirúrgica é necessária para inserir os implantes subperiósteos fabricados com esta técnica.(35)

Nos dias de hoje, o implante subperiósteo é desenhado pelo sistema de CAD/CAM, através de ficheiros DICOM (digital imaging and communications in medicine), obtidos pelo CT. Desta forma é garantida a adaptação do implante à forma do osso do paciente. Após a obtenção do desenho do implante, este é produzido através do método de fusão de laser seletiva (SLM) ou por sinterização direta de metal por laser (DMLS), verificando-se a fusão total do metal, sendo utilizado titânio, mais precisamente o Ti6AlV4. Após a obtenção do implante, procede-se a um tratamento da superfície do mesmo, através de um tratamento de SLA nas hastes do implante que ficam em contacto com o osso, aumentando a área e a capacidade de osseointegração. Posteriormente, o implante é polido, descontaminado e por fim esterilizado. Deste modo, o implante encontra-se pronto para o início da cirurgia e fixação do mesmo. A fixação é realizada com a quantidade suficiente de parafusos de osteossíntese, sendo este procedimento crucial para anular qualquer micro movimento do implante.(36)

A posição dos dentes é definida pelo planeamento reverso, tendo como base uma guia radiopaca de uma prova de dentes, que o paciente coloca quando é efetuada a CT.(37)

1.2. CT e CAD/CAM

CT significa tomografia computadorizada comumente usada para aplicações médicas. É uma técnica de medição sem contacto, usando raios X como fonte de energia. A técnica de tomografia por raios X é amplamente utilizada em engenharia reversa, designando-se assim como engenharia reversa assistida por CT. (38)

Combinado com tecnologias de prototipagem rápida, uma variedade de produtos ou protótipos com estruturas internas ou externas complexas, como moldes ou modelos em forma de rede, podem ser diretamente duplicadas no domínio virtual com essa abordagem. Pode-se até reproduzir exatamente estruturas ósseas artificiais e o crânio de uma pessoa viva para várias aplicações. Além de fornecer estruturas de geometria interna e externa, a eficiência de medição de um scanner CT é independente da complexidade geométrica. Não requer posicionamento especial do objeto a ser medido. Também não há necessidade de programação, portanto, é possível aplicar diretamente as técnicas de processamento de imagens disponíveis aos resultados ou imagens, medidas para aprimoramento, compactação, recuperação e extração de recursos ou contornos. Pode ser usado para medir uma variedade de peças, como objetos metálicos, não metálicos, sólidos, fibrosos ou transparentes, e peças com superfícies rugosas, irregulares ou de baixa refletividade. Os CT-scanners medem um objeto seção por seção, produzindo assim uma série de fatias finas. Cada fatia ou camada de imagem é uma imagem de seção transversal 2D, geralmente chamada de imagem de CT, do objeto a ser medido. Um grupo de contornos das fatias adjacentes é o mapa 3D da peça a ser medida.(38)

Inicialmente a criação de modelos estereolitográficos tridimensionais (3D) impressos do crânio a partir de dados da CT dos pacientes com base nos procedimentos CAD/CAM levou a uma reconstrução facial precisa.(39,40)

A tecnologia CAD torna possível adicionar ou subtrair objetos de modelos 3D, e a produção CAM de modelos cirúrgicos inclui uma técnica de prototipagem rápida para obter modelos físicos. Através dos sistemas cirúrgicos guiados por CAD/CAM, é possível realizar um planejamento virtual para determinar a posição do implante antes da cirurgia ocorrer. O paciente é examinado para verificar se a realização do tratamento com um implante é viável, e um guia radiográfico e um índice são usados durante a CT. A guia radiográfica é semelhante a uma prótese dentária em termos de arranjo dentário e um ajuste ideal ao tecido mole. Para a produção do guia radiográfico, é necessário realizar um "wax-up" do paciente, para definir a posição da gengiva e dos dentes, de seguida faz-se um molde do mesmo wax-up em alginato duplicando-o com uma mistura de resina acrílica (85%) com Sulfato de Bário (15%). O índice radiográfico é utilizado para registrar a oclusão do paciente durante o scaneamento, devendo estar este em posição de intercuspidação máxima.(41) O

protocolo radiográfico é baseado numa técnica de duplo scaneamento, na qual o paciente é digitalizado com o guia radiográfico e o índice radiográfico em posição. Após a digitalização, são obtidos os dados DICOM que permitem visualizar segmentos da maxila ou da mandíbula e a guia radiográfica em 3D.(42)

As vantagens do procedimento CAD/CAM incluem a eliminação de várias consultas, reduzindo assim o tempo de atendimento e os custos do tratamento, permitindo melhor comunicação com o laboratório dentário e maior capacidade de realizar um “modelo” dentário individualizado.(41) Como publicado recentemente, os procedimentos de CAD/CAM na cirurgia maxilofacial mostraram-se um método adequado para a reconstrução mandibular.(40,43)

1.2.1. Reverse Planning Treatment com CTscan

A engenharia reversa é uma forma de tecnologia que cria um modelo CAD de uma estrutura real. Na medicina, modelos virtuais de partes do corpo podem ser produzidos usando dados obtidos através do CT.

A prototipagem rápida, por sua vez, é uma forma de tecnologia que produz objetos físicos a partir de modelos virtuais de CAD, particularmente aqueles obtidos anteriormente usando engenharia reversa. Tais tecnologias podem ajudar a obter uma prótese ajustada individualmente para reabilitar mandíbulas ou maxilas atresadas, antes da cirurgia. (44)

Através do planejamento reverso, é possível definir a posição dos dentes, tendo como base a guia radiopaca de uma prova de dentes, que o paciente usa quando faz a CT. As emergências do implante que vão suportar a barra da prótese são definidas na guia radiológica, tendo em conta os locais com maior quantidade possível de gengiva queratinizada e menor quantidade possível de tecido muscular ou suas inserções, sendo estas características fundamentais para o sucesso do implante a longo prazo.(37,45)

1.3. Selective Laser Melting (SLM) e Ti-6Al-4V

A fusão a laser seletiva (SLM) é uma das novas técnicas de fabricação aditiva (AM) que surgiram no final dos anos 80 e 90.(46,47) As peças produzidas por SLM são utilizadas em

diversos setores, incluindo as áreas aeroespacial, automotiva, eletrônica, química, biomédica e outras áreas de alta tecnologia.(48)

A SLM é um dos métodos não clássicos para produzir objetos complexos, sob a categoria geral de manufatura aditiva.(38) Para reproduzir a forma da peça, o feixe de laser derrete o material em pó, camada por camada. Solidificando camada por camada, a peça SLM é criada com a geometria requerida. Durante a fusão a laser seletiva, forma-se uma poça muito pequena com gradiente de alta temperatura. As amostras de SLM sinterizadas de Ti-6Al-4V têm uma microestrutura martensítica muito fina com a textura na direção da construção. Essa microestrutura depende das propriedades do material utilizado, dos parâmetros do processo, da estratégia de escaneamento e até mesmo da geometria da peça. (46–48)

Em comparação com outras técnicas de produção convencionais, o SLM apresenta muitas vantagens, como a redução de etapas de produção, a produção de forma quase líquida sem a necessidade de usar moldes caros, boa qualidade de material utilizado, alta eficiência de uso do material, produção direta baseada num modelo CAD, e um alto nível de flexibilidade (por exemplo, peças com diferentes geometrias podem ser produzidas no mesmo lote). Além disso, devido ao facto de a produção ser por adição de camadas, o processo SLM é capaz de produzir características geométricas complexas que não podem ser obtidas usando métodos de produção convencionais.(47)

A liga de titânio Ti-6Al-4V foi desenvolvida no início dos anos 50 para aplicações aeroespaciais sendo atualmente a liga de titânio mais comumente usada. Esta liga possui uma combinação de resistência, dureza e resistência à corrosão, baixo peso específico e biocompatibilidade. É usada para soluções de engenharia de alto desempenho em gabinetes de motores aeroespaciais, turbinas de aeronaves, vasos de pressão e componentes marítimos.(48)

Recentemente, as ligas de titânio estão a receber muita atenção pelos biomateriais, pois possuem excelente resistência específica e resistência à corrosão, sem problemas alérgicos e a melhor biocompatibilidade entre os biomateriais metálicos. Entre as ligas de titânio, o titânio puro e Ti-6Al-4V são os mais utilizados para aplicações biomédicas.(49)

No entanto, estes materiais são agrupados em materiais bio inertes, bem como em cerâmicas, consoante o seu padrão de osteogénese, e a sua biocompatibilidade é inferior à do fosfato de cálcio ou da hidroxiapatite, que são agrupados em materiais bioativos. O tratamento bioativo (modificação da superfície bioativa) é geralmente aplicado em ligas de titânio para aplicações biomédicas, a fim de melhorar ainda mais a sua biocompatibilidade. Com esta finalidade utilizam-se vários materiais, como o fosfato de cálcio ou a hidroxiapatite para revestir a superfície da liga de titânio.

Para obter as microestruturas da liga Ti-6Al-4V recomendada para aplicações biomédicas, é necessário controlar a temperatura, as características geométricas da poça fundida durante o processo SLM e otimizar os parâmetros pós-tratamento térmico.(48)

1.4. Tratamento de Superfície

1.4.1. Osteointegração

O termo osseointegração foi introduzido pela primeira vez por Branemark em 1952, o qual foi definido por ele como um contacto direto do osso vivo com um material de implante sem camada intermédia de tecido fibroso, a nível microscópico.(50) Atualmente, o termo é comumente usado em implantologia e aborda, não apenas a interface entre o dente e o implante, mas também a condição clínica da fixação rígida. A fixação rígida refere-se ao movimento clinicamente inobservável do implante quando uma força de 1 a 500g é aplicada.(51) Ou seja, o implante parece estável e anquilosado no osso. No entanto, se a osseointegração não for alcançada, a terapia com implantes dentários não é bem-sucedida. Ao contrário da consolidação direta da fratura, a osseointegração não é a união de osso com osso, mas sim de osso com a superfície do implante.

A osseointegração requer um material bio inerte ou bioativo, bem como características de superfície que induzam a deposição óssea (osteoafílico). Os materiais bio-inertes não causam reações adversas dos tecidos. O titânio, puro ou em certas ligas, é considerado bio inerte, sendo amplamente utilizado em cirurgias dentárias e ortopédicas.(52) Por outro lado, os materiais bioativos causam reações teciduais favoráveis, seja estabelecendo ligações químicas com os componentes teciduais (hidroxiapatite), seja promovendo atividades celulares envolvidas na formação da matriz óssea. Geralmente estes materiais têm

propriedades mecânicas desfavoráveis, e é por isso que no caso de implantes dentários eles são usados apenas como revestimentos do implante (hidroxiapatite). Golec foi um dos primeiros a relatar que os implantes subperiosteos revestidos com hidroxiapatite podem ajudar a estabelecer uma união óssea do implante ao osso que o envolve.(53)

Observou-se que a hidroxiapatite porosa atraía o crescimento ósseo interno quando colocado na superfície do osso viável. Não só os grânulos de hidroxiapatite se ligavam ao revestimento de hidroxiapatite nas seções de suporte, como também se verificou crescimento ósseo no espaço entre as partículas de hidroxiapatite, com forte adesão ao mesmo revestimento.(54)

1.4.1.1. Qualidade e Quantidade Óssea

Dois aspetos anatómicos da região óssea onde se irá colocar o implante são de fundamental importância para o prognóstico dos implantes e conseqüentemente da prótese implanto-suportada: a quantidade de osso disponível e a qualidade deste osso no sítio de implantação.

A qualidade óssea pode ser determinada pela avaliação clínica da espessura do osso cortical e da densidade do trabeculado ósseo na área recetora dos implantes. Segundo Misch, em 1995, a presença de um osso cortical denso é classificada como tipo I; tipo II possui osso cortical poroso; tipo III encontra-se com osso trabecular espesso e, por último, tipo IV com osso trabecular fino. A presença de um osso tipo IV, com osso trabecular fino, condição geralmente encontrada em zonas posteriores da maxila, impõem uma situação de difícil obtenção de estabilidade primária do implante pós-inserção cirúrgica. Ao contrário, a presença de um osso tipo II e III apresentam uma alta taxa de sucesso.(55)

A densidade óssea em geral varia em diferentes regiões dos ossos maxilares, tornando a região antero-inferior da mandíbula a área com a melhor qualidade óssea, seguida pelas áreas inferior posterior e superior anterior, e deixando a área posterior superior da maxila por último, segundo a qualidade óssea favorável para a colocação de implantes. Turkeyilmazand McGlumphy também mostrou que a densidade óssea local tem uma influência predominante na estabilidade primária do implante, sendo um importante determinante

para o sucesso do implante. Implantes inseridos em local com maior densidade óssea têm mais estabilidade.(55)

1.4.1.2. Estabilidade primária e secundária

Dois termos, como a estabilidade primária e secundária, estão relacionados com a implantologia. A estabilidade primária está associada ao envolvimento mecânico de um implante com o osso circundante, enquanto que os fenômenos de regeneração e remodelação óssea determinam a estabilidade (biológica) secundária ao implante.(56) Uma estabilidade primária segura está associada positivamente a uma estabilidade secundária. A extensão da estabilidade do implante também pode depender da situação dos tecidos circundantes. A quantidade e qualidade óssea, a geometria do implante e a técnica cirúrgica adotada também estão entre os fatores clínicos predominantes que afetam a estabilidade primária. Assim é essencial avaliar a estabilidade do implante em diferentes momentos, a fim de garantir uma osseointegração bem-sucedida. (56)

Fatores que afetam a estabilidade implantar:

- Fatores que influenciam a estabilidade primária:
 - Qualidade do osso
 - Quantidade do osso
 - Técnica cirúrgica
 - Desenho do implante
- Fatores que influenciam a estabilidade secundária:
 - Estabilidade primária
 - Remodelação óssea
 - Estado da superfície do implante

1.4.2. Tratamento de Superfície dos Implantes Subperiosteos

A superfície do implante é um dos seis fatores descritos por Albrektsson et al. (1981)(57) que são importantes para a osseointegração. As modificações nas superfícies dos implantes

dentários são realizadas para melhorar as suas propriedades físico-químicas, gerando nessa superfície maior rugosidade e aderência do coágulo sanguíneo e consequentemente uma diminuição no tempo de osseointegração. Tem sido demonstrado que superfícies ásperas proporcionam melhor incorporação do material no tecido ósseo em comparação com as lisas, promovendo melhores taxas de osseointegração.(58,59)

Segundo Pietro et al., um aumento da rugosidade leva à redução da tensão de superfície e, portanto, ao aumento da absorção de proteínas da matriz, migração e proliferação das células ósseas e, finalmente, à osseointegração.(7)

Atualmente diferentes métodos estão a ser utilizados para o tratamento de superfícies de implantes, como as técnicas de adição e subtração. Estas técnicas deixam as superfícies dos implantes com maior rugosidade, pois conferem alterações físico-químicas que ajudam a aderência do coágulo sanguíneo ao implante dentário. Além disso, aumentam o torque, possuindo propriedades osteoindutoras, permitindo a utilização de cargas imediatas em um curto prazo. Essas técnicas podem ser divididas em 3 grupos(60):

- Adição de material: Pulverização do titânio com plasma (TiO₂), revestimento com Hidroxiapatite ou Fosfato de Cálcio;
- Remoção de material: Jato de areia e/ou condicionamento ácido. O condicionamento ácido segue-se sempre ao jato de areia de forma a homogeneizar o micro perfil da superfície do implante, bem como a remover o máximo possível de partículas residuais deixadas pelo jato. O tratamento de laser na superfície dos implantes também é um método de remoção de material;
- Modificação da superfície sem remover ou adicionar material. Isso inclui tratamento térmico por feixe de elétrons e implantação de íons. (60)

Das biocerâmicas, a hidroxiapatite (HA) é o material mais estudado devido às suas propriedades biocompatíveis e bioativas. Os primeiros implantes recobertos com HA foram propostos no final dos anos 80 e 90, e um estudo recente confirmou a preservação da osseointegração e do adequado contacto osso-implante 10 anos após a sua colocação. No entanto, o revestimento de HA é altamente poroso e difícil de descontaminar quando se diagnostica uma doença infecciosa periimplantar. Além disso, em alguns estudos, a má aderência entre a camada de HA e a superfície de titânio foi observada após a colocação

do implante, induzindo a degradação, dissolução e delaminação da camada biocerâmica e a falha da interface osso-implante. Para superar este problema, foi desenvolvido o tratamento SLA (Sandblast Large grit Acid etching) da superfície.(60)

A superfície SLA foi introduzida pela primeira vez em 1998 e é uma das superfícies rugosas mais documentadas da implantologia dentária. Este tratamento combina o jateamento com partículas de areia de grão grande e condicionamento ácido sequencialmente para obter macro rugosidades e micro cavidades, para aumentar tanto a asperização da superfície, bem como a osseointegração. A topografia resultante oferece uma estrutura ideal para a conexão de células.(58)

1.5. Desenho do Implante Subperiósteo

Segundo a especificação técnica do desenho do implante, a estrutura é projetada da seguinte forma:

- Inicialmente, os postes dos implantes são definidos e posicionados de acordo com o planeamento protético reverso, tendo estes normalmente 4 mm de diâmetro;
- A estrutura é projetada dependendo da espessura do osso subjacente e do vetor de inserção da estrutura supra posterior;
- Após isto, a zona de transição entre os postes e a estrutura é reforçada;
- Uma vez que os postes incluem a funcionalidade dos pilares de implantes dentários regulares, nenhuma interface técnica adicional é necessária para um posterior tratamento protético;
- Os postes do implante são principalmente expostos à cavidade oral como uma técnica não submersa;
- A espessura da estrutura do implante é de 1,2 mm, e os orifícios dos parafusos de osteossíntese têm 2,0 mm de diâmetro, e um desenho de escareador permite que a cabeça do parafuso fique nivelada com a superfície externa da estrutura metálica;
- Múltiplos orifícios para parafusos são projetados na estrutura do esqueleto para permitir um implante com suporte de carga funcionalmente estável com uma alta estabilidade fornecida pela retenção de mini-parafuso com múltiplos vetores;

- O número de parafusos necessários depende do tamanho do implante, com um mínimo de 9 parafusos e um máximo de 14. (36)

1.6. Processo Produtivo do Implante Subperiosteal

O processo produtivo destes implantes individualizados é muito complexo, envolvendo passos pré-cirúrgicos cruciais para uma boa adaptação às estruturas orais do paciente:

1. Inicialmente, realiza-se um "Wax-Up" do paciente como guia para definir a posição das gengivas e dos dentes. No caso de existirem referências dos dentes, a produção da guia não é necessária;
2. De seguida deverá ser feito um molde do "Wax-Up" em alginato e duplicá-lo com uma mistura de resina acrílica de Sulfato de Bário, num ratio de 85%/15%, respetivamente. Depois de obtida a duplicação, marca-se com tinta (batom) as emergências protéticas ideais do implante na gengiva, e coloca-se a duplicação por cima, de modo a que esta fique marcada com essa tinta nos locais pretendidos. Por fim são elaborados furos com uma broca com 3mm de largura e 5 mm de profundidade nessas marcas.
3. Essa duplicação tem o nome de Guia Radiológica, com a qual o paciente irá realizar o CT scan. A tomografia computadorizada é o exame de eleição, visto que a tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) não tem definição suficiente (O paciente deve realizar o exame com mordida em intercuspidação máxima, para evitar movimentos da guia).
4. Após realizar o CT scan, com a guia, o médico obtém os ficheiros DICOM, através dos quais consegue visualizar segmentos da maxila ou da mandíbula e a Guia Radiográfica em 3D.
5. Com todas estas ferramentas, o médico apresenta-se habilitado a desenhar o implante através do sistema CAD, garantindo a adaptação do implante à forma do osso do paciente. A partir deste passo é obtido o desenho completo do implante, ficando pronto para se iniciar o processo de Additive Manufacturing (AM), mais precisamente o SLM (Selective Laser Melting).
6. Durante o processo SLM, um produto é formado pela fusão seletiva de camadas sucessivas de Ti-6Al-4V em pó, pela interação de um feixe de laser. Após a

irradiação, o material em pó é aquecido e, se for aplicada uma força suficiente, este funde e forma-se um reservatório líquido. De seguida, a poça fundida solidifica e esfria rapidamente, e o material consolidado começa a formar o produto. Depois que a seção transversal de uma camada é digitalizada, a plataforma de construção é reduzida por uma quantidade igual à espessura da camada e uma nova camada de pó é depositada. Este processo é repetido até que o produto seja concluído.

7. Após processo de sinterização, as peças de Titânio são submetidas a um processo de acabamento e polimento, permitindo a eliminação de metal deformado (são utilizados para o polimento cerâmicos abrasivos, poliésteres ou plásticos, como o OTEC).
8. Depois da realização do polimento, segue-se o tratamento de SLA das superfícies que irão estar em contacto com o osso, aumentando a área e a capacidade de osseointegração.
9. Por fim, o implante subperiósteo, pronto para ser colocado na cavidade oral, será fixado ao osso com a quantidade adequada de parafusos de osteossíntese (também estes sujeitos a um polimento e tratamento de SLA), crucial para anular qualquer micro movimento que o implante dentário possa ter, os quais poderão prejudicar a sua sobrevivência.

1.7. Indicações, Vantagens e Contraindicações dos Implantes Subperiósteos

Segundo alguns autores, os Implantes Subperiósteos são indicados para os seguintes casos:

(31)

- Em dentaduras inferiores, quando são contraindicadas ou já falharam as tentativas de solução por meio dos métodos clássicos;
- Quando os rebordos se apresentam planos ou existe ausência de vestíbulo em que não se pode contar com uma boa retenção para as próteses comuns, nos casos em que sejam contraindicadas as operações de correção dessas condições;
- Mucosas flácidas ou móveis que dificultam a estabilidade de próteses totais;
- Perdas de substância consequente a intervenções cirúrgicas ou traumatismos
- Intolerância orgânica do paciente para com as próteses convencionais.

Os implantes subperiosteos apresentam-se vantajosos, uma vez que estes podem ser colocados em casos em que estão contraindicadas as colocações de implantes endósseos, realizações de enxertos ósseos, ou em casos na maxila, a colocação de implantes zigomáticos.

Porém, estes implantes também apresentam contraindicações, que podem ser gerais, como em casos de presença de patologias como diabetes, sífilis ou problemas hemorrágicos, ou locais, como:

- Presença de osteoporose nos maxilares ou processos inflamatórios ou infecciosos, agudos ou crônicos;
- Casos de extrações recentes, cujos alvéolos estão ainda na fase de reparação óssea;
- Na mandíbula, em casos de reabsorções extremas que reduzem o corpo do osso a tal espessura que favorece fratura espontânea, e também a emergência do nervo alveolar inferior quase na crista alveolar.(31)

2. Objetivos

Os objetivos deste relatório final de estágio são:

- Apresentar o processo produtivo dos implantes subperiosteos, desde o planejamento reverso do tratamento e desenhos em 3D dos metais, até ao acabamento;
- Revisão dos métodos de tratamento da superfície dos implantes;
- Esclarecer a importância do uso do CT e do CAD/CAM na planificação reversa do tratamento cirúrgico;
- Avaliar as indicações, vantagens e desvantagens dos implantes subperiosteos.

3. Materiais e Métodos

Para este relatório final de estágio, foi realizada uma revisão narrativa da literatura, recorrendo a uma pesquisa bibliográfica nas seguintes bases de dados online: NCBI, PubMed, SciELO, ResearchGate e Google Académico. Foram consultados também alguns livros para esclarecimento de algumas dúvidas sobre o tema.

Após a análise dos títulos e rumos, foram selecionados 71 artigos, relevantes para o tema do trabalho, publicados entre 1969 e 2018.

As palavras chave utilizadas foram as seguintes: implantes subperiosteos, mandíbulas edêntulas, tomografia computadorizada, CAD CAM, SLA, planeamento reverso.

4. Discussão/Conclusão

Segundo alguns autores, os implantes subperiosteos são indicados em casos de falha prévia dos métodos clássicos, ou existe contraindicação. Os implantes subperiosteos, à semelhança dos endosseos e dos zigomáticos são um método de reabilitação de maxilares atróficos. Os implantes zigomáticos e os endósseos apresentam algumas contraindicações e limitações, neste caso os implantes subperiosteos serão uma escolha viável. Algumas das contraindicações dos implantes zigomáticos são: ocorrência de episódios de sinusite aguda, pacientes medicamente comprometidos, e casos em que a anatomia do osso zigomático se encontra limitada para a realização da cirurgia. (61) Os implantes endósseos encontram-se contraindicados em casos de volume ósseo inadequado, quando a largura do osso é inferior a 5mm, não existir um espaço de 6 mm entre os dentes adjacentes ao implante, quando este apresenta uma largura de 3.75mm de diâmetro, não existir altura de osso suficiente para a colocação destes, e quando os dentes adjacentes apresentam mobilidade superior a grau I. (61)

Os implantes subperiosteos também estão indicados em casos em que os rebordos alveolares se apresentam planos, ou em que se encontra mesmo a ausência de vestíbulo, em que não se pode contar com uma boa retenção para as próteses, nos casos em que sejam contraindicadas as cirurgias de correção dessas condições. Algumas dessas

contraindicações são os riscos cirúrgicos-anestésicos de doentes em que se apresentem com patologia aguda bem como aqueles que possuem doença metabólica não controlada, ou então em casos relativos, como pacientes medicamente comprometidos ou em casos de patologias que afetem o metabolismo ósseo, bem como a sua regeneração.(62)

Várias complicações associadas aos implantes zigomáticos e aos endósseos foram relatadas por certos autores, geralmente pós-operatórias. As complicações dos implantes zigomáticos incluem sinusite pós-operatória, formação de fístula oro-antral, hematoma ou edema peri-orbitário e subconjuntival, parestesia temporária, edema facial, inflamações gengivais, deficits nervosos sensoriais temporários e penetração ou lesão orbital.(63) Segundo Tzerbos F et al., a principal complicação é a sinusite, cuja incidência varia de 0% a 26.6%.(61) Nas complicações dos implantes endósseos inserem-se a fratura das mandíbulas edêntulas pós-operatória, a lesão do nervo alveolar inferior, hemorragias graves, perfuração do palato e complicações com a membrana do seio maxilar.(64) Alvarenga RL et al. e Raghoobar GM et al, referenciam nos seus artigos que uma das complicações mais graves relacionadas aos implantes endósseos é a fratura das mandíbulas edêntulas, mais frequentemente em mandíbulas muito atresiadadas. (65,66)

Os implantes subperiosteos apresentam-se vantajosos, uma vez que estes podem ser colocados em casos em que estão contraindicadas as colocações de implantes endósseos, realizações de enxertos ósseos, ou em casos na maxila, a colocação de implantes zigomáticos.(31)

Como referenciado anteriormente, a técnica de apenas uma fase cirúrgica, desenvolvida por Truitt em 1985, permitiu a eliminação da primeira cirurgia da técnica padrão, para a produção dos implantes subperiosteos, elaborada por Lew e Bernam em 1951. Essa técnica, através da qual o clínico obtém acesso a um modelo ósseo usando a CT realizada no paciente, e um modelo gerado por CAD/CAM, permite a produção do modelo do implante sem a necessidade de uma primeira cirurgia, o que diminui os riscos e complicações pós-cirúrgicas que o paciente poderia ter, e melhorar a cicatrização peri-implantar. (36) Peev F. et al, relatam no seu estudo que a taxa de sobrevivência dos implantes subperiosteos de duas fases cirúrgicas é de 76%, enquanto que a taxa de sobrevivência dos implantes colocados apenas numa fase cirúrgica é de 95%.(67) Truitt P. et al. concluíram também que

é possível obter um modelo ósseo mais preciso usando a CT em mandíbulas severamente atróficas comparativamente com o método de duas sessões cirúrgicas.(68)

O CAD/CAM apresenta como vantagens a eliminação de várias consultas, reduzindo assim o tempo de atendimento e os custos de tratamento, permitindo melhor comunicação com o laboratório dentário e maior capacidade de realizar um modelo dentário individualizado. (41) Como publicado recentemente, os procedimentos de CAD/CAM na cirurgia maxilofacial já se mostraram um método adequado para a reconstrução mandibular. (40,43)

Os métodos de manufatura aditiva (AM) podem ser divididos em 2 grupos: Sinterização Seletiva a Laser (SLS) ou Sinterização Direta de Metal a Laser (DMLS), onde a superfície das partículas de metal é parcialmente fundida para se juntarem e formarem uma estrutura mais ou menos porosa, e Fusão a Laser Seletiva (SLM), onde as partículas de metal são completamente fundidas e formam um metal denso a partir da formação de vários volumes de metal líquido. Segundo o estudo realizado por Ghuneim W.A., este refere que os implantes dentários produzidos por SLS apresentam defeitos aparentes, como superfície áspera, poros, rachaduras e distorção. Do ponto de vista da engenharia, tanto os poros como as rachaduras podem ter efeitos negativos nas propriedades mecânicas dos implantes dentários sob carga clínica de longo prazo. Segundo este mesmo autor, o SLM é uma técnica de manufatura aditiva que pode fabricar peças densas fundindo completamente o pó do metal para produzir propriedades do material muito próximas à dos materiais sólidos.(69)

Os componentes produzidos por SLM oferecem alta taxa de flexibilidade geométrica e precisão sem quase nenhuma perda de material. Os materiais mais utilizados na técnica de SLM são: cromo-cobalto, aços inoxidáveis, ligas de alumínio, ligas de ouro, ligas à base de níquel e ligas de TiAl. O mais popular para as aplicações médicas e aeroespaciais, e não somente, é a liga de titânio Ti-6Al-4V. Chlebus et al. referem no artigo que os produtos obtidos pela tecnologia SLM utilizando a liga Ti-6Al-4V possuem uma microestrutura martensítica com baixa ductilidade e alta dureza, o que o permite a sua distinção dos restantes materiais. Para melhorar todas estas suas propriedades mecânicas, o tratamento térmico é geralmente realizado. (70)

Em comparação com os outros materiais utilizados nesta técnica, o Ti-6Al-4V apresenta características muito semelhantes, embora pequenas diferenças o permite ser distinguido.

Murr et al. investigou o seu comportamento mecânico durante o SLM e descobriu que a resistência à tração era de cerca de 1.45 GPa e a resistência ao alongamento era de 4.4%, tornando-o um material com elevada dureza e força. Outras características desta liga de grande importância são o seu reduzido peso, alta resistência à corrosão e boa biocompatibilidade. (71)

Como referido anteriormente, um dos tratamentos de superfície desenvolvido para obter uma boa macro rugosidade, micro cavidades e uma boa osseointegração, foi o tratamento SLA da superfície. Cho e Jung relataram que a superfície do SLA apresentava cavidades largas e micro "pits", indicando um aumento na rugosidade da superfície e na área da superfície. Por isso verificou-se que a superfície tratada com SLA é útil para melhorar a integração do tecido e a proliferação celular.(72)

Da mesma forma, He et al. também referem no seu estudo que os implantes tratados com jato seguido do condicionamento ácido (HCl/H₂SO₄) promovem melhor osseointegração durante a fase de cicatrização, indicando uma grande melhora nas bioatividades.(73)

Além disso, na avaliação biológica efetuada por Kim et al., foi observado que os osteoblastos humanos crescem facilmente na superfície do SLA, o que proporciona maior espaço para a fixação e proliferação celular.(74)

Klokkevold et al. indicam que o condicionamento ácido do titânio é de particular interesse porque cria uma superfície micro texturizada (superfície rugosa fina com micro cavidades e com cavidades maiores) que parece melhorar a osseointegração e a estabilidade do implante.(75)

Kim et al. concluíram que a superfície tratada por SLA teve efeitos benéficos na biocompatibilidade e formação óssea em redor do implante de titânio. No seu estudo, pode-se verificar uma taxa de sucesso de 98.7%, 15 meses após a colocação dos implantes com tratamento de SLA, obtendo apenas uma perda de osso marginal de 0.28mm.(74)

Pietro et al. concluíram que as modificações das superfícies têm alto potencial para melhoria do desempenho dos implantes de titânio, como a aceleração da osseointegração mesmo em ossos de qualidade reduzida, proteção contra a corrosão química exercida pelos fluidos orais e a redução da adesão bacteriana.(7)

A técnica de apenas uma etapa cirúrgica para a produção dos implantes subperiosteos é importante, uma vez que permite reabilitar mandíbulas ou maxilas que apresentam severa atrofia óssea, através de um planeamento reverso do tratamento, por CT e CAD/CAM, eliminando muitas das complicações obtidas através de outras técnicas convencionais, e diminuindo o tempo e custos de trabalho.

Quando a superfície dos implantes é tratada com jato de areia e condicionamento ácido (SLA), parece ter efeitos benéficos a nível de biocompatibilidade e também levar à formação óssea ao redor do implante de Ti-6Al-4V.

No entanto, serão necessários novos estudos clínicos com longo período de avaliação para uma melhor compreensão dos parâmetros analisados, do processo produtivo dos implantes subperiosteos e também em termos de longevidade e taxas de sucesso desta técnica.

5. Bibliografia

1. Mangano C, Sammons RL. Morse taper connection implants supporting "" planned "" maxillary and mandibular bar-retained overdentures : a 5-year prospective multicenter study. 2011;1117–24.
2. Quirynen M, Al-nawas B, Meijer HJA. Small-diameter titanium Grade IV and titanium – zirconium implants in edentulous mandibles : three-year results from a double-blind , randomized controlled trial. 2014;831–40.
3. Mangano C, Piattelli A. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants : a retrospective clinical study with. 2014;1–8.
4. Esposito M, Hv W, Thomsen P, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth : dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla (Review). 2005;(2).
5. Rocchietta I, Fontana F, Clinical SM. Clinical outcomes of vertical bone augmentation to enable dental implant placement : a systematic review. 2008;35:203–15.
6. Aloy-prósper A, Peñarrocha-oltra D, Peñarrocha-diago M, Peñarrocha-diago M. The outcome of intraoral onlay block bone grafts on alveolar ridge augmentations : A systematic review. 2015;20(2).
7. Felice P. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional bloc grafts : bone from the iliac crest vs . bovine anorganic bone . Clinical and histological results up to one year after loading from a randomized-controlled clinical trial. 2009;(Rosenquist 1994):1386–93.
8. Schneider D, Weber FE, Andreoni C, Jung RE, Schneider D. A randomized controlled clinical multicenter trial comparing the clinical and histological performance of a new , modified polylactide-co- glycolide acid membrane to an expanded polytetrafluoroethylene membrane in guided bone regeneration procedures. 2013;150–8.
9. Anitua E, Orive G. Clinical Evaluation of Split-Crest Technique with Ultrasonic Bone Surgery for Narrow Ridge Expansion : Status of Soft and Hard Tissues and. 2011;1–

- 12.
10. Baas EM, Gemert BPHM Van, Bierenbroodspot F, Milstein DMJ. Patient discomfort and other side effects after bilateral sagittal split osteotomy or distraction osteogenesis of the mandible : a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2015;44(9):1119–24.
11. Mangano C, Perrotti DDSV, Shibli JA, Mangano F, Ricci DDSL, Piattelli DDSA, et al. Maxillary Sinus Grafting with Biphasic Calcium Phosphate Ceramics : Clinical and Histologic Evaluation in Man. 2013;51–6.
12. Barone A, Ricci M. Morbidity Associated With Iliac Crest Harvesting in the Treatment of Maxillary and Mandibular Atrophies : A 10-Year Analysis. *YJOMS* [Internet]. 2011;69(9):2298–304.
13. Veronesi G, Pires JT, Shibli JA, Mangano FG. Short (6-mm) dental implants versus sinus floor elevation and placement of longer (\geq 10-mm) dental implants : a randomized controlled trial with a 3-year follow-up. 2016;1–11.
14. Mangano F, Shibli DDSJA, Sammons RL, Veronesi G, Piattelli MSA, Mangano DDSC. 1 to 10 Years of Follow-up. 2014;29(2).
15. Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated Implants : An Alternative to Bone Augmentation and Sinus Lift Procedure : Systematic Review. 2015;9(3):8–11.
16. Al-thobity AM, Wolfinger MDSGJ, Balshi SF, Flinton MBERJ, Balshi MSTJ. Zygomatic Implants as a Rehabilitation Approach for a Severely Deficient Maxilla. 2014;283–9.
17. Protocols GS, Balshi TJ, Wolfinger FGJ, Slauch RW, Balshi BSSF. A Retrospective Comparison of Implants in the Pterygomaxillary Region : Implant Placement with. 2013;28(1):1–6.
18. Linkow LI, Wagner JR. Tripodal Mandibular Subperiosteal Implant: Basic Sciences, Operational Procedures, and Clinical Data. *J Oral Implant* 1984;
19. Linkow LI. USE OF A TRIPODAL MANDIBULAR. 2000;XXVI:120–3.
20. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet*

- Dent. 2004;92(2):145–50.
21. Schou S, Pallesen L, Hjørting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(2):171–8.
 22. Sconzo J. The Complete Mandibular Subperiosteal Implant : an Overview of Its Evolution. *J Oral Implantol.* 1998;24(1):14-5
 23. Noort R Van, Cam CAD. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2011;28(1):3–12.
 24. Colombo M, Mangano C, Mijiritsky E, Krebs M, Hauschild U, Fortin T. Clinical applications and effectiveness of guided implant surgery : a critical review based on randomized controlled trials. 2017;1–9.
 25. Joda T, Zarone F, Ferrari M. The complete digital workflow in fixed prosthodontics : a systematic review. 2017;1–9.
 26. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD / CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests : a comparative in vitro study. 2018;1–13.
 27. Ciocca L, Fantini M, Crescenzo F De, Corinaldesi G, Scotti R. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. 2011;1347–52.
 28. Mangano FG, Franco M De, Caprioglio A, Macchi A, Piattelli A, Mangano C. Immediate , non-submerged , root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants : a 1-year prospective study on 15 patients. 2014;1321–8.
 29. He WL, Li CJ, Liu ZP, Sun JF, Hu ZA. Efficacy of low-level laser therapy in the management of orthodontic pain : a systematic review and meta-analysis. *Lasers Med Sci.* 2013 Nov;28(6):1581-9;
 30. Cohen DJ, Cheng A, Kahn A, Aviram M, Whitehead AJ, Hyzy SL, et al. Novel Osteogenic Ti-6Al-4V Device For Restoration Of Dental Function In Patients With Large Bone Deficiencies: Design, Development And Implementation. *Sci Rep.* 2016;6(February):1–12.

31. Graziani M. Cirurgia Bucomaxilofacial. oitava edi. GUABANA, KOOGAN, editors. 1995.
32. Robert F. Replacement of a Mandibular Subperiosteal Implant. 1999, Journal of Oral Implantology. 1999;25(3):199-202.
33. Imburgia M, Logozzo S, Hauschild U, Veronesi G, Mangano C, Mangano FG. Accuracy of four intraoral scanners in oral implantology : a comparative in vitro study. 2017;1–13.
34. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture. 2008;4:1525–33.
35. Minichetti JC. ANALYSIS OF HA-COATED SUBPERIOSTEAL Bone impression. J Oral Implantol. 1999;07631:111–6.
36. Gellrich NC, Rahlf B, Zimmerer R, Pott PC, Rana M. A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants? Head Face Med. 2017;13(1):1–5.
37. Nikzad S, Azari A. A Novel Stereolithographic Surgical Guide Template for Planning Treatment Involving a Mandibular Dental Implant. 2008;1446 – 54.
38. Gibson R, Rosen DW, Stucker B. Additive Manufacturing Technologies- Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing. Links S, editor. 2010. 12,13.
39. Schmelzeisen R, Gellrich N, Schramm A. Navigational Maxillofacial Surgery Using Virtual Models ". 2005;(November):1530 – 8.
40. Wilde F, Hanken H, Probst F, Schramm A, Cornelius MHC. Multicenter study on the use of patient-specific CAD / CAM reconstruction plates for mandibular reconstruction. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2015;2035 – 51.
41. Hassan B, Gonzalez G, Tahmaseb A. CLINICAL RESEARCH A digital approach integrating facial scanning in a CAD-CAM work flow for complete-mouth implant-supported rehabilitation of patients with edentulism : A pilot clinical study. J Prosthet Dent. 2014;1–7.
42. Pettersson A, Kero T, Söderberg R, Näsström K. Accuracy of virtually planned and

- CAD / CAM-guided implant surgery on plastic models. *J Prosthet Dent*, 2014 Dec; 112(6):1472-8
43. Tarsitano A, Mazzoni S, Cipriani R, Scotti R, Ciocca L. The CAD-CAM technique for mandibular reconstruction: an 18 patients oncological case-series. *J Cranio-Maxillo-Facial Surg*. 2014;
 44. Abcef RC, Abcefg AU, Abcf KK, Abcf MM, Abcf JP, Abcf MP. Cranioplasty prosthesis manufacturing based on reverse engineering technology. 2012;18(1):1–6.
 45. Ewers R, Seemann R, Krennmair G, Schicho K, Kurdi AO, Kirsch A, et al. Planning Implants Crown Down — A Systematic Quality Control for Proof. *YJOMS [Internet]*. 2010;68(11):2868–78.
 46. Vrancken B, Thijs L, Kruth J, Humbeeck J Van. Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting : Microstructure and mechanical properties. *J Alloys Compd*. 2012;541:177–85.
 47. Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, Humbeeck J Van, Kruth J. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti – 6Al – 4V. *Acta Mater*. 2010;58(9):3303–12.
 48. Yadroitsev I, Krakhmalev P, Yadroitsava I. Selective laser melting of Ti6Al4V alloy for biomedical applications: temperature monitoring and microstructural evolution. *J Alloys Compounds*. 2013, 583:404-409;
 49. Niinomi M. Recent research and development in titanium alloys for biomedical applications and healthcare goods. 2003;4:445–54.
 50. Brinemark P, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindstrom J, Ohlsson A. INTRA-OSSEOUS ANCHORAGE OF DENTAL PROSTHESES. 1969;81–100.
 51. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Third. MOSBY, ELSEVIER, editors. 1993.
 52. Schenk RK. Osseointegration : a reality. 2000;17:22–35.
 53. Kay JF, Ph D, Diego S, Riley RL. implants : Design rationale and clinical experience. :339–43.
 54. Oonishi H, Yamamoto M, Ishimaru H, Tsuji E, Kushitani S, Aono M, et al. THE EFFECT

- GROWTH OF INTO POROUS TITANIUM COATING ALLOY ON IMPLANTS. 1989;71(2).
55. Turkyilmaz I, Mcglumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success : a retrospective clinical study. 2008;8:1–8.
 56. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants : Factors of influence and evaluation. 2013;5(October):162–7.
 57. Anchorage DB. Osseointegrated titanium implants. 1981;155–70.
 58. Buser D. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants . A histomorphometric study in miniature pigs. 1991;25:889–902.
 59. Cochran DL, Nummikoski PV, Higginbottom FL, Hermann JS, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results, 1996
 60. Pellegrini G, Francetti L, Barbaro B, Fabbro M. Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. 2018;(April):1–9.
 61. Tzerbos F, Bountaniotis F, Theologie-Iygidakis N, Fakitsas D, Fakitsas I. Komplikacije zigomatičnih implantata : Kliničko iskustvo s prikazom četiriju slučajeva
Complications of Zygomatic Implants : Our Clinical Experience with 4 Cases. 2016;(6):251–7.
 62. Hupp J, Tucker M, Ellis E. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery. 6th ed. MOSBY, ELSEVIER, editors. 2014. 718 p.
 63. Chrcanovic BR. Survival and complications of zygomatic implants : a systematic review. 2013;81–93.
 64. Misch K, Wang H. Implant Surgery Complications : Etiology and Treatment. 2008;159–68.
 65. Alvarenga RL, Akaki E, de Souza A, de Souza L. Reabilitação de mandíbula atrófica com implantes curtos e placa de titânio: apresentação de um caso clínico. 2013;4(4):217-21;
 66. Raghoobar GM, Stellingsma K, Batenburg RHK. Etiology and management of

mandibular fractures associated with endosteal implants in the atrophic mandible. 2000;

67. Peev S, Peev S, Sabeva E. Peev S., Sabeva E., Subperiosteal Implants in Treatment of Total and Partial Edentulism - A Long Term Follow Up , Internat Subperiosteal Implants in Treatment of Total and Partial Edentulism - A Long Term Follow Up. 2016;(February):5–7.
68. Altman A, Linda L. Use of computer implant therapy tomography in subperiosteal placed. 1988;59(4).
69. Ghuneim WA. In Situ Tooth Replica Custom Implant: A 3-Dimensional Finite Element Stress and Strain Analysis. :559–73.
70. Chlebus E, Kurzynowski T, Dyba B. Microstructure and mechanical behaviour of Ti — 6Al — 7Nb alloy produced by selective laser melting. 2011;62:3–10.
71. Murr LE, Quinones SA, Gaytan SM, Lopez MI, Rodela A, Martinez EY, et al. Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2009;2(1):20–32.
72. Cho S, Jung S. A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia. 2003;24:4859–63.
73. Jemat A, Ghazali MJ, Razali M, Otsuka Y. Surface Modifications and Their Effects on Titanium Dental Implants. 2015;2015.
74. Kim H, Choi S, Ryu J, Koh S, Park J, Lee I. The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. 025011.
75. Klokkevold PR, Davies JE. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium : a torque removal study in the rabbit. 2001;350–7.

Capítulo II - Relatório das atividades práticas das disciplinas de estágio supervisionada

1. Relatório Final de Estágio

O estágio do Mestrado Integrado em Medicina Dentária do Instituto Universitário de Ciências da Saúde é dividido em 3 componentes: Estágio em Clínica Geral Dentária, Estágio em Clínica Hospitalar e Estágio em Saúde Oral Comunitária.

1.1. Estágio em Clínica Geral Dentária

O Estágio em Clínica Geral Dentária foi realizado na Clínica Universitária Filinto Baptista, no Instituto Universitário de Ciências da Saúde, em Gandra - Paredes, com um total de duração de 180 horas, efetuadas num espaço temporal de 5 horas semanais: quarta-feira das 19h00-24h00 (de 13 de Setembro de 2017 a 13 de Junho 2018). Foi supervisionado pelo Mestre Luís Santos e pelo Mestre João Batista.

Nesta componente tivemos acesso a uma prática de medicina dentária generalista, onde aplicamos os conhecimentos adquiridos das várias áreas da medicina dentária, aumentando a nossa autonomia, responsabilidade, melhorando a nossa abordagem com o paciente, contribuindo para uma melhor experiência e ambiente clínico.

Os atos clínicos desenvolvidos ao longo do estágio encontram-se na seguinte tabela:

ATO CLÍNICO	OPERADOR	ASSISTENTE	TOTAL
TRIAGEM	0	0	0
DESTARTARIZAÇÃO	2	1	3
EXODONTIA	1	3	4

ENDODONTIA	6	4	10
DENTISTERIA	9	8	17
PRÓTESE REMOVÍVEL	0	0	0
PRÓTESE FIXA	0	0	0
OUTROS	1	2	3
TOTAL	19	18	37

Tabela 1 - Atos Clínicos realizados como Operador e Assistente no Estágio em Clínica Geral Dentária

1.2. Estágio em Clínica Hospitalar

O Estágio em Clínica Hospitalar foi realizado no Centro Hospitalar Tâmega e Sousa – Unidade de Amarante, em Amarante - Porto, com um total de duração de 185 horas, efetuadas num espaço temporal de 4 horas semanais: segunda-feira das 9h00-13h00 (de 11 de Setembro 2018 a dia 11 de Junho 2018). Foi supervisionado pelo Mestre José Pedro Novais.

Nesta componente tivemos acesso a uma diversidade de pacientes que não encontramos tão facilmente numa clínica dentária convencional, nomeadamente pacientes com vários tipos de doenças sistémicas, crónicas e polimedicados. Aumentou a nossa capacidade de ação perante os vários tipos de situação clínica do paciente.

Os atos clínicos desenvolvidos ao longo do estágio encontram-se na seguinte tabela:

ATO CLÍNICO	OPERADOR	ASSISTENTE	TOTAL
TRIAGEM	13	6	19
DESTARTARIZAÇÃO	14	22	36
EXODONTIA	21	29	50
ENDODONTIA	5	6	11
DENTISTERIA	32	24	56
PRÓTESE REMOVÍVEL	0	0	0
PRÓTESE FIXA	0	0	0
OUTROS	2	3	5
TOTAL	87	90	177

Tabela 2 - Atos Clínicos realizados como Operador e Assistente no Estágio em Clínica Hospitalar

1.3. Estágio em Saúde Oral Comunitária

O Estágio em Saúde Oral e Comunitária teve uma carga horária de 4,5 horas que compreendeu entre o dia 14 de Setembro e o dia 14 de Junho perfazendo um total de 162 horas e foi supervisionado pelo Professor Doutor Paulo Rompante.

Inicialmente, numa 1ª fase, foram realizadas todas as atividades que se destinavam para vários grupos de população tais como grávidas, adultos seniores, população com HIV, crianças dos 0-5 anos, 6-7 anos, 8-9 anos e adolescentes.

Posteriormente, deu-se início à 2ª fase onde as atividades foram postas em prática numa escola do agrupamento do concelho de Valongo (Escola Básica da Estação) onde incluía crianças da Pré-Escola e do 1º Ciclo com o objetivo de promover a saúde oral segundo o Plano Nacional de Promoção de Saúde Oral (PNPSO). Foi aprovado pela Diretora da Escola, um cronograma que consistia nas datas, atividades e crianças abrangidas para cada visita. Para além dessas mesmas atividades, foi realizado o levantamento de dados epidemiológicos seguindo os inquéritos Anexo 4 e Anexo 8 da Organização Mundial de Saúde (OMS) perfazendo um total de 128 alunos com idades compreendidas entre os 3 e os 12 anos.

Numa 3ª fase, procedeu-se à apresentação dos resultados obtidos deste levantamento epidemiológico em ambiente de aula.

As atividades realizadas durante este estágio estão descritas na seguinte tabela:

1 de Fevereiro	Apresentação e Discussão do Plano de Atividades
8 de Fevereiro	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo C1 1h/1h30
15 de Fevereiro	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo + Levantamentos de dados epidemiológicos C2 1h/1h30
22 de Fevereiro	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo + Levantamentos de dados epidemiológicos C3 1h/1h30

1 de Março	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo + Levantamentos de dados epidemiológicos C4 1h/1h30
8 de Março	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo + Levantamentos de dados epidemiológicos P1 1h/1h30
15 de Março	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Jogo + Levantamentos de dados epidemiológicos P2 1h/1h30
22 de Março	Motivação à higiene oral + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos C1 1h/1h30
12 de Abril	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Leitura de história educativa + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos P1 1h/1h30
	Motivação à higiene oral + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos C2 1h/1h30
19 de Abril	Motivação à higiene oral + Implementação técnica de Escovagem + Leitura de história educativa + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos P2 1h/1h30
	Motivação à higiene oral + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos C3 1h/1h30
26 de Abril	Motivação à higiene oral + Vídeo + Levantamentos de dados epidemiológicos C4 1h/1h30
3 de Maio	Motivação à higiene oral + Desenhos para colorir + Levantamentos de dados epidemiológicos P1 e P2 1h/1h30

17 de Maio	Motivação à higiene oral + Desenhos para colorir + Ficha de consolidação de conhecimentos + Levantamentos de dados epidemiológicos C1 e C2 1h/1h30
24 de Maio	Motivação à higiene oral + Desenhos para colorir + Ficha de consolidação de conhecimentos + Levantamentos de dados epidemiológicos C3 e C4 1h/1h30

Tabela 3 - Atividades Realizadas no âmbito do Estágio em Saúde Oral Comunitária