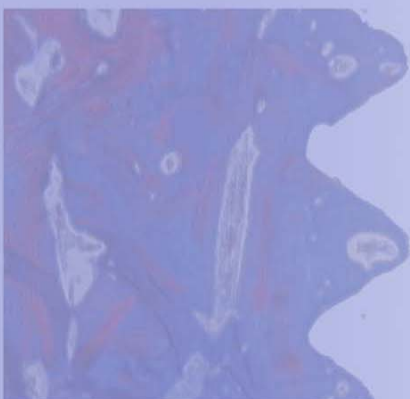
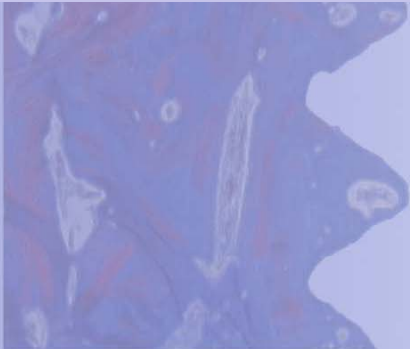
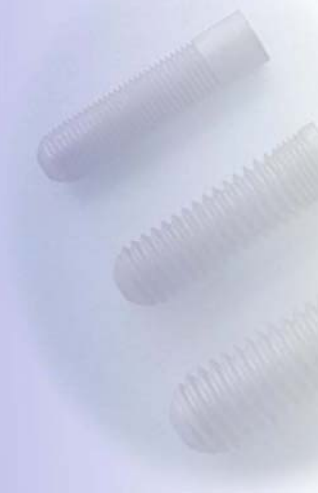


Adolfo
Embacher
Filho



**PROJETO “COLOSSO”:
DESENVOLVIMENTO DE UM
IMPLANTE
OSSEOINTEGRÁVEL.
DA TEORIA À PRÁTICA**

Adolfo Embacher Filho

**PROJETO “COLOSSO”: DESENVOLVIMENTO DE UM
IMPLANTE OSSEOINTEGRÁVEL.
DA TEORIA À PRÁTICA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP, para a obtenção do título de **“DOUTOR EM ODONTOLOGIA”** - Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial.

Orientador: Prof. Dr. **Paulo Sérgio Perri de Carvalho**

**Araçatuba
2003**

Dados Curriculares

Adolfo Embacher Filho


- Nascimento ..: 17/5/1949
- Filiação: Adolfo Embacher
Clementina Carvalho Embacher
- 1971/1976.....: Curso de Graduação
Faculdade de Odontologia da Universidade
de São Paulo
- 1984/1986.....: Curso de Especialização em Prótese Dental
- 1992.....: Título de Especialista em Implantodontia pelo
Conselho Federal de Odontologia
- 1997/2002.....: Curso de Pós-graduação em Cirurgia e
Traumatologia Buco-maxilo-facial na
Faculdade de Odontologia de Araçatuba -
UNESP – nível Doutorado



Dedicatória

*Aos meus netos Bruna, Felipe e Luana,
provas vivas da continuidade de tudo,*

*e aos meus netos que ainda não de nascer,
provas de que as chamas do amor e da esperança
continuam acesas.*



Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador,

Professor Titular Paulo Sérgio Perri de Carvalho, pelas oportunidades que me concedeu e por ter permitido que, com o tempo, nos tornássemos amigos.

Ao Professor Doutor Márcio Giampietro Sanches, pela palavra de incentivo na hora certa.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

Aos Professores que tiveram participação nesta minha formação, em especial ao Dr. Antonio César Perri de Carvalho, Dr. Idélmo Rangel Garcia Júnior, Dr. Osvaldo Magro Filho, Dr. Tetuo Okamoto e Wilson Roberto Poi.

Às secretárias Isabel Cristina Lui Poi e Ana Cláudia Macedo.

Aos colegas do Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP: Alessandra Aranega, Cláudio Maldonado Pastori, Edgard Franco Moraes Júnior, Hugo Alexandre de Souza, Luiz Eduardo Padovam, Robson Henrique Reis, Samuel Porfírio Xavier, Sonia Regina Panzarini Barioni, Wesley Cabral Rocha.

Aos colegas do Mestrado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial dessa Faculdade: Ana Paula Farnezi Bassi, Eleonor Álvaro Garbim Júnior, Daniela Ponzoni, Daniel Rey de Carvalho, Paulo Domingos Ribeiro Júnior, Renato de Queiroz Ramos, Marcos Rikio Kuabara, Vanessa Cristina Mendes.

Aos estagiários Paulo Norberto Hasse e Luis Francisco Coradazzi.

*Aos funcionários da Biblioteca, especialmente: Ana Claudia Martins
Grieger Manzatti, Helena S. S. Otsuki e Olga Mendonça .*

*Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação: Marina Midori
Sakamoto e Adélia Barreto Claro da Silva.*

A todos meu muito obrigado.

“A verdade é filha do tempo”



Sumário

Lista de Figuras	10
Lista de quadros	13
1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 Histórico	19
2.2 Sistemas Osseointegráveis	32
2.2.1 Biocompatibilidade.....	37
2.2.2 Desenho	46
2.2.3 Superfície.....	51
2.2.4 Limpeza	62
3 PROPOSIÇÃO	66
4 MATERIAL E MÉTODO	68
4.1 Metodologia de desenvolvimento do implante.....	68
4.2 Aplicação Clínica.....	79
5 DISCUSSÃO	83
6 CONCLUSÃO	98
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	100
ANEXO	110
RESUMO	112
ABSTRACT.....	115

Lista De Figuras

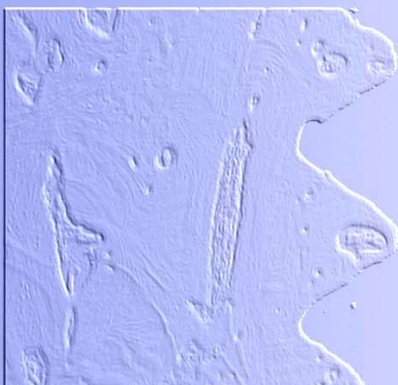
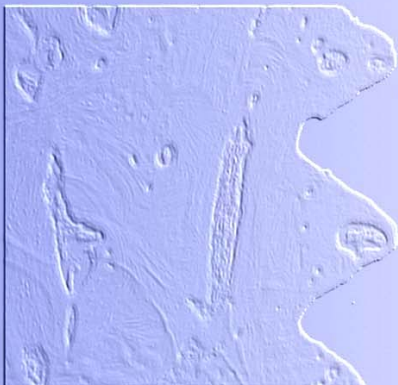
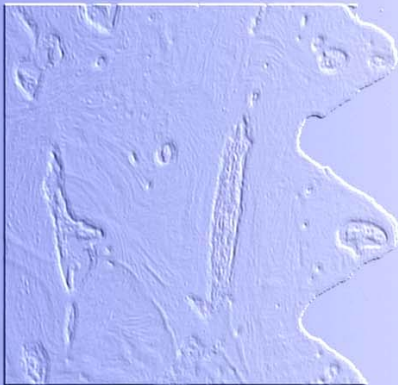
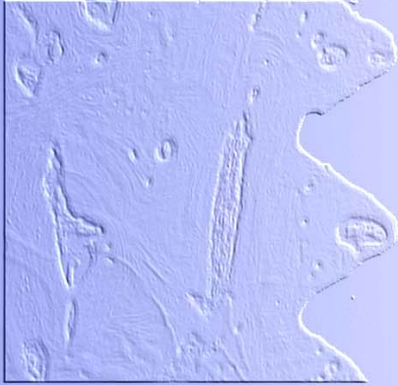
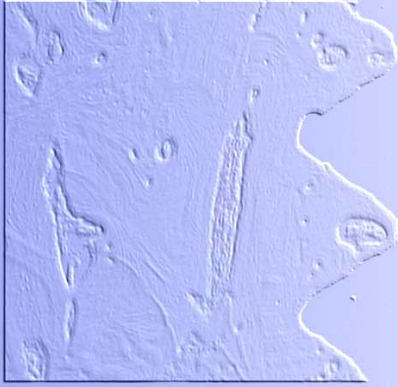
Figura 1 -	Foto de um fragmento de mandíbula da cultura Maia encontrada na "Playa de los Muertos"	20
Figura 2 -	Esquema do implante de Greenfield	21
Figura 3 -	Espiral de Formiggini.....	23
Figura 4 -	Implante de Formiggini modificado por Cherchève.....	25
Figura 5 -	Implante de hélices duplas de Cherchève	25
Figura 6 -	Primeiro conjunto de instrumentos destinados à implantação	25
Figura 7 -	Câmara de titânio instalada no osso	26
Figura 8 -	Macro e microfotografia do contato ósseo com o implante	27
Figura 9 -	Desenho esquemático do implante de Branemark.....	33
Figura 10 -	Detalhe apical do implante de Branemark	35
Figura 11 -	Esquema da colocação de um implante com o auxílio de um transportador de implantes	35
Figura 12 -	Desenhos variados de implantes. Da esquerda para a direita e de cima para baixo implantes tipos: TPS, Ledermann, Branemark, IMZ, Integral, Frialit-1, Frialit-2, implante laminado BioloX de pilar único e implante laminado de titânio, de duas etapas e pilar único	50
Figura 13 -	Torquímetro utilizado para avaliar a	53

	resistência dos implantes no osso	
Figura 14 -	Esquema demonstrativo do aprisionamento da rede de fibrila na superfície lisa e rugosa do implante	54
Figura 15 -	Detalhes de um implante cilíndrico	56
Figura 16 -	Superfície modificada por raios laser	57
Figura 17 -	Porcentagem de contato direto osso/implante aos três e aos seis meses nas seis diferentes superfícies avaliadas.....	60
Figura 18 -	Torno Traub TNL 12/7	68
Figura 19 -	Calibrador na plataforma de granito	70
Figura 20 -	Fotografia implantes Colosso	72
Figura 21 -	Fotografia hexágono interno do Colosso ..	73
Figura 22 -	Instrumentos para conferência: paquímetro digital, micrômetro, calibradores de rosca e de hexágono.	74
Figura 23 -	Laboratório	75
Figura 24 -	Imagem da superfície do Colosso. Aumento de 200x	75
Figura 25 -	Capela de fluxo laminar	76
Figura 26 -	Fluxograma de produção dos implantes Colosso.....	78
Figura 27	Implantes distribuídos por diâmetros utilizados.....	79
Figura 28	Distribuição das implantações na maxila..	80
Figura 29	Distribuição das implantações na mandíbula	80
Figura 30 -	Esquema demonstrativo da concentração de esforços na crista do rebordo	90
Figura 31 -	Implante fraturado na porção apical.....	92
Figura 32 -	Espécime de osso reproduzindo as espiras do implante	94
Figura 33 -	Imagem microscópica do osso	

	perimplantar.....	94
Figura 34 -	Radiografias com imagens sugestivas de integridade perimplantar cervical	95

Lista De Quadros

Quadro 1 - Classificação dos materiais de implante.....	38
Quadro 2 - Composição química (% peso), limite de resistência à tração (RT), módulo de elasticidade (E) e dureza Brinell (HB) do titânio puro, da liga Ti6Al4V e do osso.	41
Quadro 3 - Valores médios de soltura dos parafusos antes e após carregamento cíclico.....	87



1 Introdução

1 INTRODUÇÃO



humanidade sempre desejou reparar a perda parcial ou total de seus órgãos.

Em quão sábio terá sido transformado aquele guerreiro que, ao se deparar com um companheiro de batalha que acabara de ter seu dente avulsionado traumáticamente, resolvera recolocá-lo em posição e logrou êxito?

Kawahara, em 1980, mencionou que, quando parte de um corpo vivo perde sua forma e/ou função por injúria ou doença, seu restabelecimento pode ocorrer de duas maneiras: uma, chamada transplante, pela qual tecidos e órgãos vivos são usados, e outra, implante, pela qual se faz o uso de materiais plásticos, metálicos e cerâmicos, chamados aloplásticos.

Em 1990, a implantodontia estava dividida em duas escolas: a osseointegrada, recém-chegada ao Brasil, e a osseofibrointegrada. Os trabalhos científicos, a partir de então, nos convenceram a acreditar ser a

osseointegração a resposta biológica desejável para os implantes.

Branemark & Zarb (1987) definiram osseointegração como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo ordenado e a superfície de um implante submetido à carga funcional.

A implantodontia osseointegrada viabiliza inúmeras soluções clínicas, dentre as quais podemos destacar a confecção de pilares de sustentação de próteses fixas unitárias, múltiplas e totais e pilares para retenção de próteses parciais removíveis e próteses totais.

Os benefícios oriundos dessa terapêutica são incontestáveis, com destaque para o reparo de um ou mais dentes perdidos sem o desgaste dos dentes vizinhos, a obtenção de maior retenção e estabilidade para as próteses parciais removíveis e totais e para a transformação de próteses parciais removíveis (muitas vezes intoleráveis ao paciente) ou próteses totais (relacionadas freqüentemente à decrepitude do indivíduo) em próteses fixas, Sendo assim, permitem melhorar a qualidade de vida, eliminando muitas das inseguranças e

os constrangimentos associados a dentaduras convencionais ou próteses parciais removíveis, além de aumentarem a eficiência mastigatória.

A implantodontia osseointegrada chegou ao Brasil sofisticada, cara e acessível a poucos profissionais.

O iniciar-se na técnica exigia a participação em cursos ministrados exclusivamente no exterior. O instrumental para sua execução era extremamente dispendioso e, conseqüentemente, sua execução terapêutica ficava restrita a poucos pacientes.

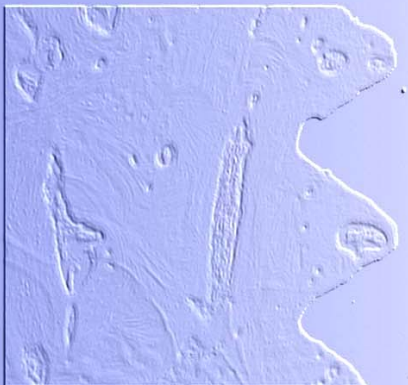
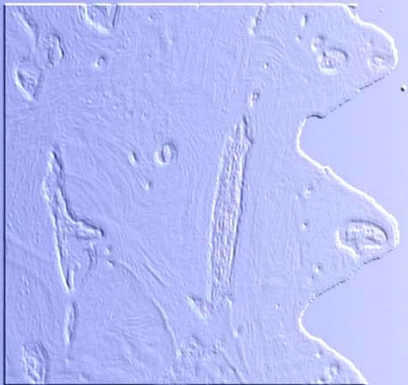
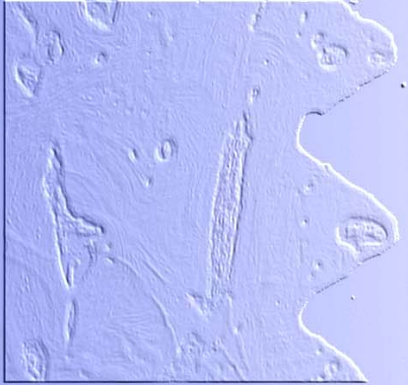
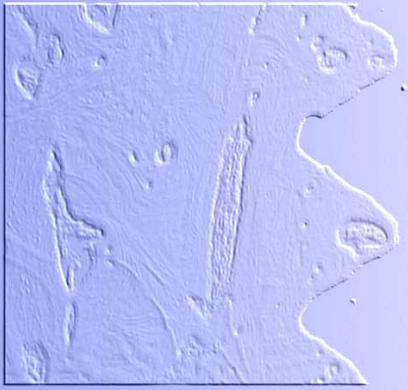
Uma década depois e a implantodontia está crescendo a olhos vistos. A cada momento multiplicam-se os Cirurgiões-dentistas em busca de informações implantodônticas, desde as mais básicas até as mais sofisticadas, obtidas em cursos de cirurgia e/ou prótese altamente diferenciados. É notório que cada vez mais o Clínico Geral vem oferecendo essa terapêutica aos seus pacientes. Haverá o momento em que sua utilização estará inserida dentre as demais atividades rotineiras do consultório. Fraturas radiculares, perdas dentais traumáticas e falta de retenção de próteses totais, por exemplo, serão prontamente reparadas através da

implantodontia pelo Clínico Geral.

Os pacientes, por sua vez, clamam, cada vez mais, pela terapêutica implantodôntica, embora, não raro, a considerem muito dispendiosa.

Outrossim, tem sido observada uma crescente inclusão da implantodontia nos cursos de graduação em odontologia, ainda que como disciplina informativa, num aceno da grande aceitação da especialidade no meio acadêmico.

A associação desses fatos torna oportuno o desenvolvimento de um sistema de implantes que melhor se adapte à realidade sócio-econômica brasileira, que seja versátil e acessível a um maior número de profissionais, sem abrir mão da qualidade tecnológica e dos preceitos científicos da osseointegração.



2 Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Histórico



Antigos textos chineses de medicina mencionam provas de que os imperadores Chin Nong (3216 a.C.) e Hou ang-Ty (2637 a.C.) já relatavam os reimplantes e transplantes. Sócrates (470-399 a.C.) fazia a devida distinção entre os mesmos. Sushruta (600 a.C.) recomendava a recolocação dos dentes traumáticamente perdidos. Os etruscos, desde o século III a.C., englobavam em suas próteses fixas dentes reimplantados.

Os Maias foram, provavelmente, os primeiros a utilizarem os implantes aloplásticos em vida, já que os Egípcios o faziam para embelezamento de seus cadáveres.

Achados arqueológicos registram a existência de uma pedra negra de Copan implantada em lugar do

incisivo lateral esquerdo de uma mandíbula encontrada em 1890 na metrópole maia de Honduras. Tal preciosidade parece ter se extraviado.

Um extenso fragmento de mandíbula, pertencente à cultura maia, com três incisivos substituídos por dentes artificiais confeccionados com valvas de conchas encontra-se, desde 1933, no Peabody Museum da Universidade de Harvard. O fragmento foi encontrado por Wilson Popenol na Playa de los Muertos, Honduras. A presença de tártaro na face lingual, bem como exames radiográficos, evidenciam a utilização dos implantes em vida (CESCHIM, 1984) (Figura 1).

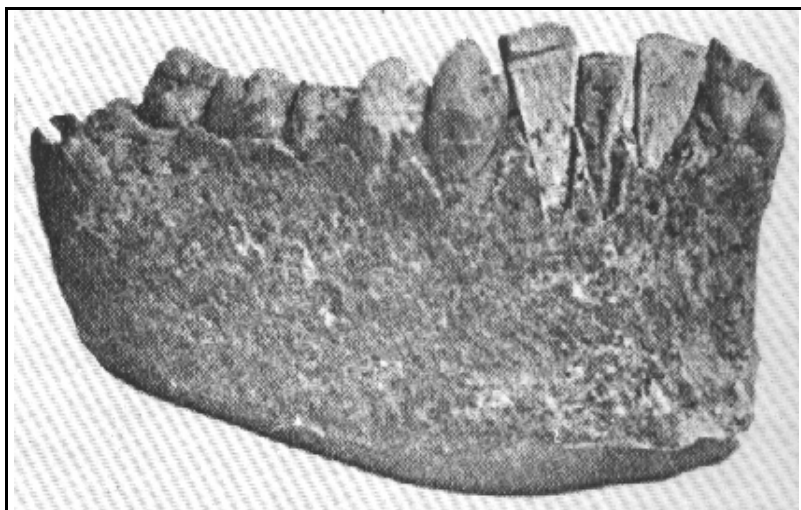


FIGURA 1 – Foto de um fragmento de mandíbula da cultura Maia encontrada na “Playa de los Muertos” (Ceschin, J.R., 1984) .

Essas menções têm valor apenas histórico, não se podendo jamais avaliar seus índices de sucesso considerando-se a época, os meios e as condições em que tais implantações foram realizadas.

O primeiro registro de patente de um implante data de 1901. Foi feito em Kansas, E.U.A., e pertenceu a Edwin J.Greenfield. Com uma arquitetura que lembrava uma gaiola, era confeccionado em irídio e platinum (Serson, 1985). Curiosamente, o implante encerrava algumas características bastante utilizadas nos dias atuais. Possuía dois corpos, instalados em dois momentos distintos, e a prótese sobre ele era instalada somente depois da fixação do implante pelo osso neoformado no seu interior.

Embora engenhoso, o implante patenteado por Greenfield estava destinado ao fracasso, pois não era biocompatível (Figura 2).

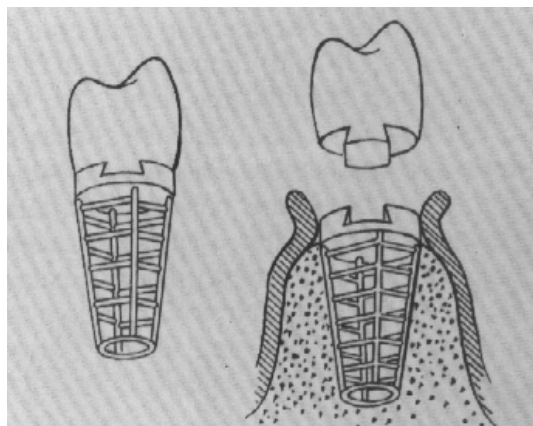


FIGURA 2 – Esquema do implante de Greenfield (Ceschin, J. R. , 1984).

O conceito de biocompatibilidade teve origem e despertou preocupação a partir do trabalho de Venable et al., em 1937, que relatam a ação eletrolítica dos metais na intimidade tecidual.

Hoje, biocompatibilidade do material utilizado na confecção de um implante é a primeira condição a ser respeitada para o início de uma implantação bem sucedida.

Conforme relatado por Ceschin (1984), Salvatore Formiggini, por volta de 1940, extraiu um canino infectado, curetou seu alvéolo e o protegeu com gaze iodoformada. Meses após, observou o envolvimento quase completo da gaze por tecido cicatricial, cuja remoção necessitou uma intervenção cirúrgica.

Ocorreu-lhe então a idéia de criar, com um material biocompatível, um dispositivo espiralado que, instalado em um alvéolo fresco, obtivesse, após seu preenchimento por osso, o seu envolvimento por tecido cicatricial, viabilizando a criação de um pilar intrabucal para suporte de prótese (Implante Espiral de Formiggini) (Figura 3).

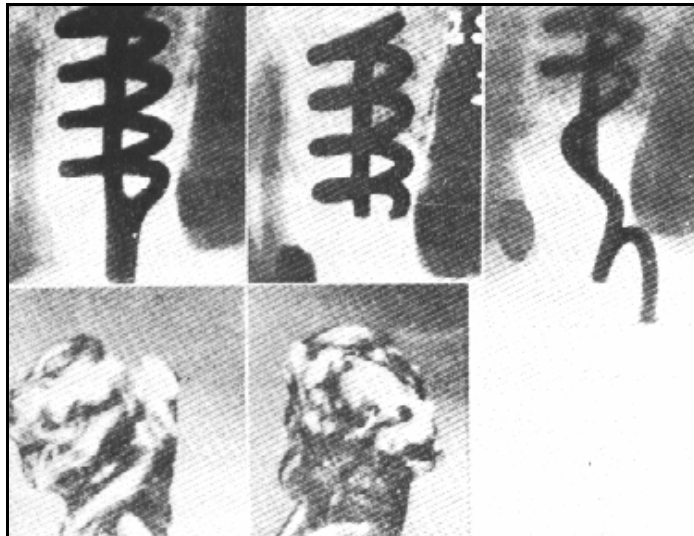


FIGURA 3 – Espiral de Formiggini (Ceschin, J. R., 1984).

Um dos implantes instalados por Formiggini fraturou na porção cervical. Foi removido e submetido a um exame histológico. O tecido que o circundava foi identificado como conjuntivo fibroso, confirmando, em princípio, a analogia feita por Formiggini com a gaze.

Não foi possível compreender, naquele momento, que a gaze havia sido incorporada pelo tecido cicatricial devido ao seu alto poder irritante e que a espiral havia sido pela falta de estabilidade do implante. Admitiu-se, a partir de então, um dos mais duradouros dogmas da implantodontia: ao se instalar um implante metálico no interior do osso, ele seria envolvido por tecido conjuntivo fibroso denso.

Ainda segundo Ceschin (1984), em 1955 Rafael Cherchève modificou o desenho original do implante de Formiggini. Confeccionou as espirais mais próximas entre si, aumentou o comprimento da haste do implante e a fortaleceu, fazendo-a mais espessa (Figura 4).

Os implantes de Cherchève e de Formiggini somente podiam ser instalados em alvéolos frescos ou alvéolos cirúrgicos confeccionados arbitrariamente, prejudicando a obtenção de uma boa estabilidade inicial, fator indispensável na implantodontia atual.

Ainda segundo Ceschin (1984), Cherchève desenhou também o implante espiral de hélices duplas (Figura 5), ao mesmo tempo em que criou brocas especiais para a confecção precisa do alvéolo artificial e instrumental próprio para a instalação delicada do implante no osso, conseguindo a estabilidade inicial que um implante nunca havia conseguido.

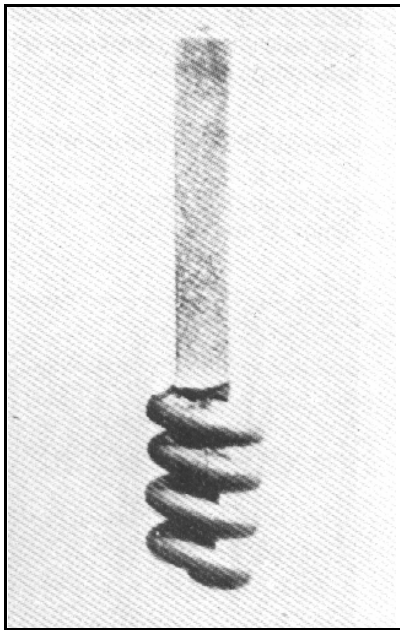


FIGURA 4 – Implante de Formiggini modificado por Cherchève (Ceschin, J. R., 1984)

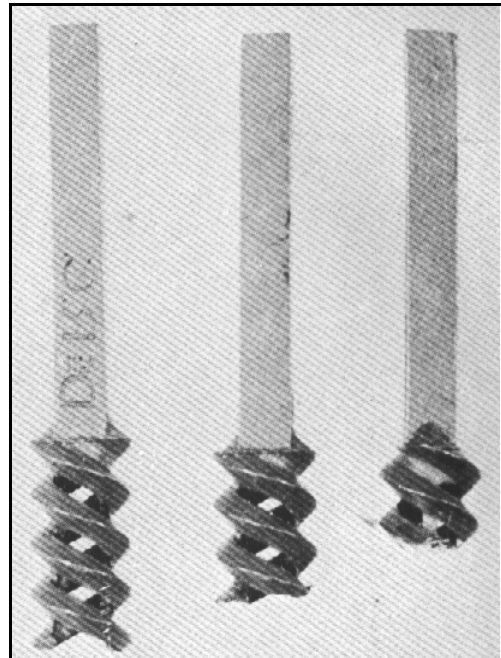


FIGURA 5 – Implante de hélices duplas de Cherchève (Ceschin, J. R., 1984)

Cherchève acabara de criar o primeiro “Kit Cirúrgico” para implantes (Figura 6).

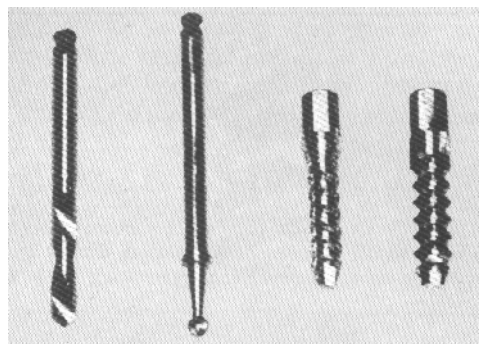


FIGURA 6 – Primeiro conjunto de instrumentos destinados à implantação (Ceschin, J. R., 1984)

Com o advento da osseointegração, o dogma do envolvimento por tecido conjuntivo fibroso de todo metal instalado na intimidade óssea foi desmistificado.

A descoberta da osseointegração ocorreu quando dos estudos de Per-Ingvar Branemark, sobre microcirculação na medula óssea, em perônio de coelho. Câmeras de titânio eram instaladas por meio de uma cirurgia extremamente controlada, com a finalidade de observar in vivo e in situ o

osso e a medula óssea, mediante transiluminação, através de microscopia ótica (BRANEMARK & ZARB, 1987) (Figura 7).

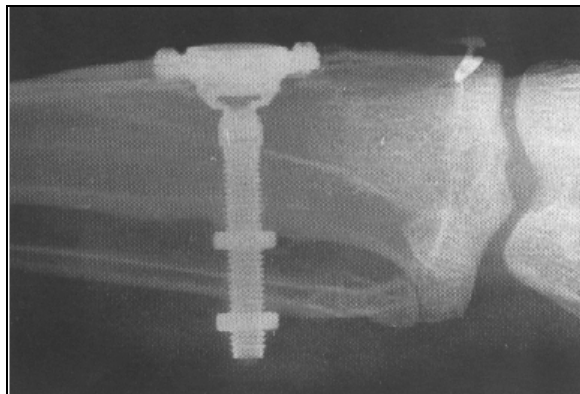


FIGURA 7 – Câmera de titânio instalada no osso (Branemark, P. I., Zarb, G.A., 1987).

Esses estudos indicaram, entre outras coisas, e essa por mero acaso, a possibilidade de se obter um íntimo contato entre o tecido ósseo e o titânio.

Estudando a reparação e a estabilidade mecânica de elementos protéticos ancorados ao osso, Branemark & Zarb (1987) verificou que um implante de

titânio inserido no espaço medular, sob determinadas condições, e mantido imóvel sem receber nenhum trauma mecânico durante o período de reparação acaba rodeado por osso compacto, sem a interposição de outro tecido (Figura 8).

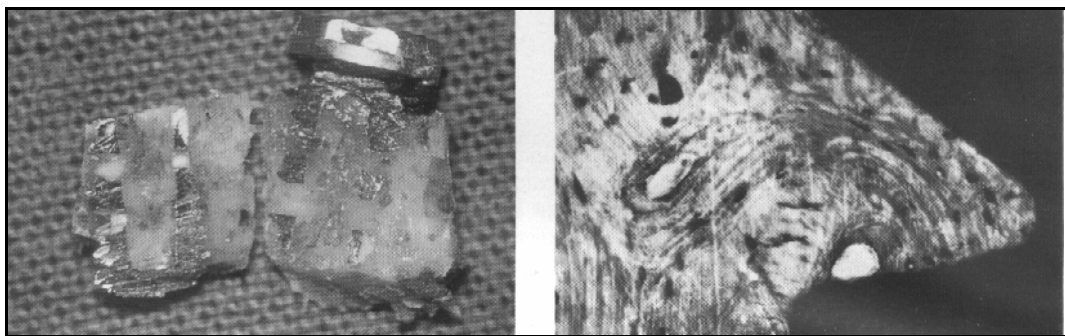


FIGURA 8 – Macro e microfotografia do contato ósseo com o implante (Branemark, P. I., Zarb, G.A., 1987)

Até o advento da osseointegração, os trabalhos de histologia apresentavam sistematicamente, salvo raras exceções, tecido conjuntivo fibroso ao redor dos implantes. Tantas eram as evidências que as atenções passaram a se concentrar na comprovação histológica da aceitação dos implantes pelos tecidos circunvizinhos. E por acreditarem no funcionamento adequado dos seus implantes, apesar da, ou justamente pela, presença do que chamavam pseudoligamento

periodontal, passaram a denominá-los osseofibrointegrados, numa alusão à perfeita integração osso-fibra-implante (EMBACHER FILHO, 1993a; WEISS, 1987).

Até os anos 70, os cortes histológicos eram observados em espécimes dos quais os implantes haviam sido removidos. Isto impedia avaliar a interface sem a possibilidade de atribuir ao artifício da técnica um resultado duvidoso. A partir dos anos 80, tecnologicamente, tornou-se possível cortar implante e osso concomitantemente e avaliá-los integralmente. E muitas autoridades, que até então hesitavam sobre reconhecer a possibilidade do contato direto do osso com o implante, ficaram convencidas de não se tratar de um artifício e começaram a relatar a osseointegração em implantes que deveriam, supostamente, possuir tecido conjuntivo fibroso ao seu redor (FEIGEL & MAKEK, 1989; PASSI et al., 1989; TAKESHITA et al., 1989; WHITTAKER et al., 1989; EMBACHER FILHO, 1993b). Considerando que fazia parte do protocolo de instalação dos implantes convencionais colocá-los imediatamente em função, possivelmente, as intensidades das forças mastigatórias

que incidiam sobre eles não eram suficientes para prejudicar suas estabilidades iniciais, permitindo que as fisiologias de reparação e de reorganização do osso se processassem normalmente, osseointegrando-os. Outras vezes, os esforços a que os implantes eram submetidos provocavam micromovimentos que desencadeavam o aparecimento de conjuntivo fibroso, sabidamente um tecido de preenchimento.

Toda implantação tem de “per si” o potencial maior de ser malsucedida. Implantar no osso um material aloplástico que emita para a cavidade oral um pilar para sustentação de uma prótese fixa, e contar com a possibilidade que faça as vezes do órgão dental durante décadas de função clínica requer um detalhado conhecimento da fisiologia ante os traumas térmico, mecânico, químico, elétrico e radioativo, tendo por definição de trauma todo estímulo com intensidade, frequência e/ou duração capaz de alterar a fisiologia celular. A história da implantodontia tem mostrado uma viabilização dos implantes cada vez maior com índices de sucessos e longevidades crescentes numa relação direta

à compreensão e ao respeito à biologia (EMBACHER FILHO, 1993b).

A descoberta da osseointegração deveu-se, primariamente, à cirurgia extremamente cuidadosa para a instalação das câmeras confeccionadas em titânio, um material aloplástico altamente biocompatível. Os estudos posteriores para observar o fenômeno, estabelecer suas leis e reproduzi-lo experimentalmente (princípios da atividade científica) fizeram perceber a importância de se adequar o artificialismo do implante à fisiologia dos tecidos. Dentre outras precauções, a ênfase dada ao controle dos fatores traumatogênicos (fatores que, na dependência da sua intensidade, frequência e duração, podem gerar um trauma) desaconselha uma tomada radiográfica após uma implantação no intuito de se evitar um estímulo traumatogênico radioativo adicional ao inevitável trauma cirúrgico.

Um implante será envolvido por tecido conjuntivo fibroso quando o somatório dos estímulos traumatogênicos exceder seu limite fisiológico reparador e/ou remodelador.

O maior ou menor controle dos fatores traumatogênicos determinará uma resposta regenerativa ou cicatricial, levando a uma interface perimplantar óssea, fibrosa ou mista.

Profissionais hábeis para instalar no osso, com um mínimo de trauma, implantes produzidos em condições adequadas e com materiais biocompatíveis, capazes de mantê-los imediatamente estáveis e de instalar sobre os mesmos as próteses biomecanicamente equilibradas, certamente obterão para as interfaces do implante maior ou menor quantidade de ancoragem óssea direta, independentemente das suas convicções (EMBACHER FILHO, 1993a).

A qualidade e a quantidade da ancoragem óssea podem ser utilizadas como parâmetros para a avaliação do prognóstico de um implante. Sua longevidade parece estar associada à maior quantidade desse contato ósseo (TAKESHITA, 1989). Assim, é desejável que se identifique e se controle o maior número de fatores possíveis, quer no desenvolvimento do produto, quer na sua confecção ou na sua utilização, que possam prejudicar a obtenção desses resultados.

2.2 Sistemas Osseointegráveis

Ao fazerem uso da osseointegração na clínica odontológica, Branemark & Zarb (1987) consideraram a necessidade de que o osso preparado para alojar o implante fosse danificado o mínimo possível, que dele se removesse o menor volume de tecido e que sua topografia fosse mantida a mais intacta possível. Com isso, a extirpação de um implante em caso da sua não osseointegração não prejudicaria a anatomia original, o espaço anteriormente ocupado pelo implante extraído seria preenchido por novo osso e a topografia, bem como a condição óssea pré-operatória, seria restabelecida. Se a osseointegração não pudesse se efetivar e se o implante tivesse de ser removido ou se o paciente desejasse voltar a usar uma prótese convencional, seria importante que sua anatomia óssea fosse a mesma que possuía antes da instalação dos implantes.

Para atender essas considerações, uma forma básica de implante precisou ser desenvolvida. Depois de 30 anos de desenvolvimento experimental e 20

anos de utilização clínica, os autores elegeram um desenho de implante com forma de parafuso, de titânio puro, com um diâmetro de 3,75 mm e comprimentos que variavam de 7,0 mm a 18,0 mm.

A implantodontia osseointegrada, além de mudar a interpretação biológica e mecânica vigente, coincidentemente ou não, adotou o mesmo princípio proposto por Greenfield em 1901, compondo os implantes com dois corpos, instalados em momentos distintos, e criou o sistema protético parafusado (Figura 9), em que as próteses são fixadas aos implantes ou intermediários por parafusos, o que possibilita a sua remoção, com relativa facilidade, sempre que houver necessidade de repará-las, ajustá-las, melhor avaliar as condições dos implantes ou até mesmo a remoção dos intermediários, retornando o implante à condição submucoso, por curto espaço de tempo ou definitivamente.

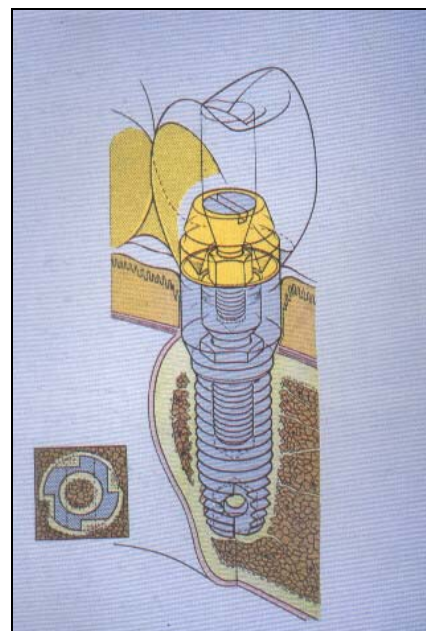


FIGURA 9 – Desenho esquemático do implante de Branemark (Branemark, P. I., Zarb, G.A., 1987)

Inicialmente, o protocolo implantodôntico desenvolvido por Branemark & Zarb (1987) visava reabilitar pacientes desdentados bimaxilares, com grandes atrofia, cujo remanescente ósseo mandibular permitia a instalação de implantes apenas entre os forames mentonianos. Quatro, cinco ou seis implantes eram instalados, recobertos pela mucosa e mantidos em repouso por três a seis meses. Decorrido esse tempo, os implantes eram colocados em comunicação com a cavidade oral através da instalação de transmucosos, chamados “abutments”, fixados a eles por parafusamento. Sobre esses pilares, então, era instalada uma prótese total, com dentes de resina acrílica, prensada sobre uma estrutura metálica que lhe dava sustentação e ao mesmo tempo ferulizava os implantes, distribuindo sobre eles as forças mastigatórias já amenizadas pela resiliência da prótese total convencional mantida no maxilar superior.

Os implantes elaborados por Branemark & Zarb (1987) encerravam algumas peculiaridades. Possuíam algumas secções cortantes, destinadas a abrir caminho no osso e alojar as esquírolas ósseas oriundas do osso cortado pelo implante. Uma perfuração apical

axial comunicava-se com uma perfuração transversal, e o coágulo sanguíneo ali alojado era convertido em osso após o reparo e melhorava o travamento mecânico apical do implante (Figura 10).

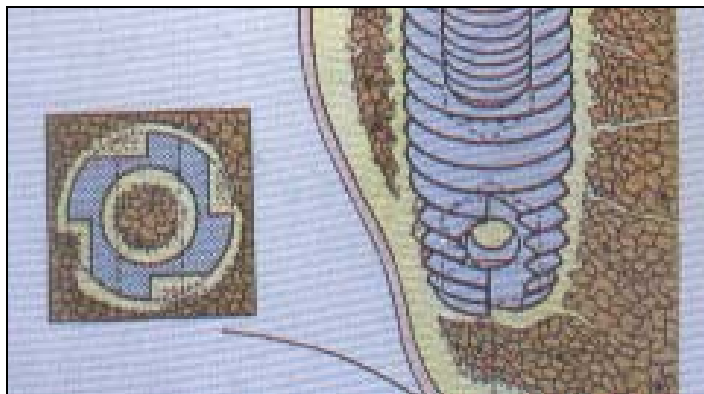


FIGURA 10 – Detalhe apical do implante de Branemark (Branemark, P. I., Zarb, G.A., 1987)

O implante possuía ainda um hexágono externo, com 2,4 mm de largura e 0,7 mm de altura, destinado ao acoplamento dos instrumentos que, sob rotação motorizada, o inseria no osso a uma velocidade de aproximadamente 30 r.p.m. (Figura 11).

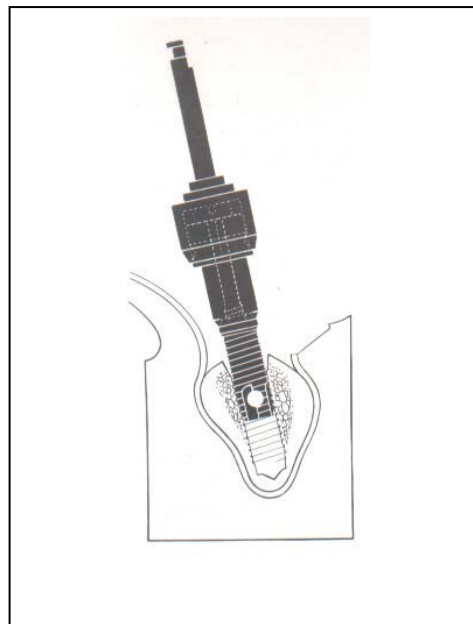


FIGURA 11 – Esquema da colocação de um implante com o auxílio de um transportador de implantes (Branemark, P. I., Zarb, G.A., 1987).

A alta porcentagem de sucesso observada na implantodontia osseointegrada alicerçada em inúmeros ensaios científicos encorajou a utilização dos implantes, agora chamados osseointegrados, indistintamente nas reabilitações de perdas dentais unitárias, múltiplas e totais. E a implantodontia, que outrora, aos olhos da comunidade científica, era vista com cepticismo, despertou maior confiança.

A implantodontia osseointegrada, além de interpretar com mais consistência e profundidade o fenômeno biológico responsável pela viabilização da criação de um pilar de sustentação ou de retenção de uma prótese, estabeleceu critérios que permitiam obtê-la sistematicamente.

Albrektsson et al., em 1986, afirmaram que a osseointegração de uma implantação depende de uma relação entre vários fatores de uma equação que inclui: biocompatibilidade do material do implante, natureza macroscópica do implante (desenho) e microscópica da sua superfície, estado do leito ósseo, técnica cirúrgica, imperturbável fase da cura da ferida, projeto protético e momento do seu carregamento.

Dos aspectos observados por Albrektsson et al. (1986), o material utilizado na confecção do implante, seu desenho, a sua superfície, bem como os componentes para a confecção protética, são determinados pela indústria, que, para produzi-los, fundamenta-se em observações laboratoriais, clínicas e em informes literários. Os demais aspectos são pertinentes à capacidade interpretativa e de execução do profissional.

2.2.1 Biocompatibilidade

Os materiais utilizados na confecção dos implantes dentais podem ser classificados sob os pontos de vista químico e biodinâmico.

Do ponto de vista químico, os materiais podem ser divididos em metais, cerâmicas e polímeros. Do ponto de vista biodinâmico, podemos agrupá-los em biotolerados, bioinertes e bioativos (Quadro 1). Os diferentes níveis de biocompatibilidade desses materiais sugerem que nenhum deles é completamente aceito no meio biológico.

Quadro 1 - Classificação dos materiais de implante

Atividade Biodinâmica	Composição Química		
	Metais	Cerâmicas	Polímeros
Biotolerados	Ouro CrCoMo Aço inoxidável		Polietileno Poliamida Polimetilmetacrilato Politetrafluoretileno Poliuretano
Bioinertes	Nióbio Titânio Tântalo	Óxido de alumínio	
Bioativos		Zircônia Hidroxiapatita Fosfatos de cálcio Fluorapatita Biovidro	

Materiais biotolerados são aqueles que não são necessariamente rejeitados quando implantados no interior dos tecidos, porém são encapsulados por tecido conjuntivo fibroso. Materiais bioinertes permitem aposição óssea em suas superfícies, promovendo uma osteogênese de contato ou à distância. Materiais bioativos também permitem a formação de osso em suas superfícies, mas uma troca iônica com o tecido hospedeiro promove sua ligação química com a interface. Os materiais bioinertes e bioativos também são chamados de osseocondutores. Materiais biotolerados, bioinertes e bioativos são todos biocompatíveis por definição, embora possuam aplicações específicas.

Os metais têm sido os materiais de eleição na implantodontia por uma série de razões: suas propriedades biomecânicas, sua facilidade de processamento, tratamento, usinagem, finalização e por serem passíveis de esterilização por meios convencionais (SYKARAS et al., 2000).

Dentre os metais, boas razões fazem do titânio (Ti) e suas ligas, particularmente a liga Ti-6Al-4V, os de eleição para implantes endósseos (SCHROEDER et al., 1994):

- O titânio é um material reativo. No ar, na água ou em qualquer outro eletrólito forma-se um óxido espontaneamente na superfície do metal. Esse óxido é um dos minerais mais resistentes de que se tem conhecimento e forma uma densa película que protege o metal do ataque químico, inclusive dos líquidos corporais agressivos.

- O titânio é inerte nos tecidos. A película de óxido em contato com o tecido é praticamente insolúvel, o que não permite liberação de íons que possam reagir com as moléculas orgânicas.

- O titânio possui boas propriedades mecânicas. Sua resistência é muito próxima à do aço inoxidável usado para os implantes cirúrgicos que suportam cargas. É, também, muitas vezes mais forte do que o osso cortical ou a dentina, permitindo que implantes mais delgados suportem grandes cargas. Igualmente importante é o fato de que o metal é duro e maleável.

- O titânio não se comporta simplesmente de forma passiva nos tecidos; o osso neoforma na sua superfície e liga-se ao metal. Essa ancoragem, que Schroeder (1994) entende ser anquilótica, forma a melhor base possível para um implante dentário funcional, pois pode suportar as forças tensivas, compressivas e cortantes.

Se não bastasse, nos casos em que o titânio é instalado em uma loja óssea muito justa, as superfícies abrasionadas durante sua colocação oxidam-se novamente in vivo (MISH, 1995).

A Norma ASTM F-136 apresenta os principais requisitos que as ligas Ti-6Al-4V devem apresentar para serem empregadas em implantes, destacando-se a composição química e a resistência à tração. A Norma ASTM F-67 divide o titânio puro para emprego em

implantes em quatro graus com base na sua composição química. A principal diferença entre os graus de titânio puro está associada ao teor máximo de ferro e oxigênio permissível. O Quadro 2 mostra a composição química e as propriedades mecânicas do titânio e das ligas.

Quadro 2 – Composição química (% peso), limite de resistência à tração (RT), módulo de elasticidade (E) e dureza Brinell (HB) do titânio puro, da liga Ti6Al4V e do osso (Elias, C. N., 2001).

Liga	ASTM	O	Fe	H	C	N	RT (MPa)	E (GPa)	HB
Ti 35 ^a	B265Gr1, F67 Gr1	0,18	0,20	0,015	0,10	0,03	235	100	120
Ti 50 ^a	B265Gr2, F67 Gr2	0,25	0,30	0,015	0,10	0,03	338	100	160
Ti 65 ^a	B265Gr3, F67 Gr3	0,35	0,30	0,015	0,10	0,03	441	100	200
Ti 75 ^a	B265Gr4, F67 Gr4	0,40	0,50	0,015	0,10	0,05	540	102	250
Ti 100 ^a	MAS 4921	0,40	0,50	0,010	0,10	0,05	705	105	295
Ti6Al4V	-	0,13	0,25	0,012	0,08	0,05	880	115	-
Osso Cortical		-	-	-	-	-	186	15	-

Como pode ser observado no Quadro 2, o titânio puro possui baixo módulo de elasticidade e limite de resistência à tração inferior ao da liga de titânio Ti6Al4V. O módulo de elasticidade do titânio com pureza

comercial é seis vezes maior do que o do osso cortical. A importância de se considerar o módulo de elasticidade do material para emprego como implante deve-se ao fato de que os resultados de estudos de simulação utilizando elementos finitos indicam que materiais com menores módulos de elasticidade apresentam melhor distribuição de tensão na interface com o osso e facilitam a osseointegração, tanto na sua formação como na sua manutenção.

Dentre os tipos de titânio com pureza comercial emprega-se os de graus 2 e 3 para a fabricação dos implantes dentários. O de grau 1 possui baixa resistência mecânica e o de grau 4, devido ao maior teor de ferro, apresenta menor resistência à corrosão. O titânio puro grau 4 é mais usado para os implantes ortopédicos e para componentes de próteses dentárias. Algumas empresas empregam o titânio grau 4 na fabricação de implantes dentários de menor diâmetro (ELIAS, 2001).

Embora a liga de titânio Ti-6Al-4V seja mecanicamente mais resistente, o titânio comercialmente puro, biologicamente, propicia a obtenção de uma interface óssea qualitativa e quantitativa superior

(ALBREKTSSON & SENNERBY, 1990; HAN et al., 1998), ainda que alguns autores de trabalhos experimentais afirmem não haver essa diferença a longo prazo (CARVALHO et al., 2001).

Os materiais cerâmicos usados nos implantes orais e maxilofaciais estão relacionados no Quadro 1 e podem ser bioinertes ou bioativos. A hidroxiapatita ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), o tricálcio fosfato ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) e o biovidro são alguns dos materiais biocerâmicos ativos mais comumente usados, os quais possibilitam o desenvolvimento de uma união química e de uma adesão natural com o osso. As cerâmicas podem ser utilizadas na confecção integral do implante ou ser aplicadas como revestimento de uma estrutura metálica. Os revestimentos cerâmicos podem ser densos ou porosos, dependendo da sua composição química e do método utilizado. O objetivo é obter uma forte aderência entre o revestimento e o metal de sustentação capaz de suportar as cargas funcionais, evitando sua fragmentação. A pressão isostática quente ($P = 1,00 \text{ bar}$, $T = 750^\circ\text{C}$) resulta na obtenção de uma hidroxiapatita altamente densa sobre

uma superfície rugosa (R_a) de 0,7 μm e uma resistência de fixação de 64 MPa.

A cristalinidade também é afetada pelas condições de calor e pressão. O plasma de hidroxiapatita possui uma cristalinidade de 60% a 70%, que pode aumentar com o aumento do tratamento térmico, embora cristalinidades de 30% a 66% tenham sido observadas. A cristalinidade está diretamente relacionada ao grau de dissolução da hidroxiapatita - quanto mais densa e mais cristalina, a hidroxiapatita é menos solúvel. O revestimento de HA é constituído de duas fases, uma amorfa e outra cristalina. A dissipação do calor das partículas fundidas sobre o metal do implante afeta a espessura tanto da fase amorfa quanto da cristalina, assim como a forma e a localização das áreas cristalinas. O desenho macroscópico do implante também desempenha papel determinante na espessura e na qualidade da fase cristalina, com variações na espira e no colar do implante com índices de 75% a 80% de cristalinidade, enquanto porções apicais apresentam 100%. A temperatura durante o processo de borrifação e a composição química do metal fundido são fatores

igualmente importantes no resultado final. A distância do borrifador, os gases emanados e a possibilidade de contaminação são variáveis adicionais que podem influenciar a qualidade da camada de revestimento de implantes de diferentes marcas comerciais (ELIAS, 2001).

Em um levantamento de trabalhos executados entre maio de 1993 e junho de 1998, em que 680 pacientes receberam 2.095 implantes revestidos com HA, Groisman et al. (1998) relataram uma taxa de sobrevivência de 97,22% e 95,23% para cilindros e parafusos respectivamente.

Quanto aos polímeros, uma grande variedade, incluindo fibras poliamida, resina polimetacrilato, politetrafluoretileno e poliuretano, tem sido usada como material de implantes. Era esperado que sua flexibilidade compensasse a micromovimentação do ligamento periodontal e possibilitasse a ligação do implante com o dente natural; entretanto, a possibilidade dos implantes flexíveis transferirem estresse mais favoravelmente ao osso foi comparada com a dos implantes rígidos e nenhuma diferença estatística foi encontrada. Hoje, polímeros estão limitados à produção

de materiais amortecedores, que são incorporados às supraestruturas suportadas por implantes (SYKARAS et al., 2000).

2.2.2 Desenho

O desenho do implante, por sua vez, refere-se à sua estrutura tridimensional, com todos os elementos e características que o compõe: sua forma, modelo, configuração, superfície macroestrutural e macro irregularidades.

Existe uma enorme variedade de desenhos de implantes endósseos, todos com o objetivo de funcionarem osseointegrados por longo tempo e proporcionarem manutenções protéticas as mais descomplicadas possíveis. O tipo da interface protética, a presença ou ausência de espiras, macro irregularidades adicionais e a forma/contorno do implante são aspectos considerados dos mais importantes no seu desenho. A interface protética representa o meio pelo qual a supraestrutura ou o pilar protético é conectado ao corpo do implante e pode ser tanto externa como interna. O tipo externo mais comum é o hexagonal. O tipo interno inclui o

Cone Morse (ITI, Straumann, Waldenburg, Switzerland), o hexágono interno (Paragon, Dentsply, EUA) e o octógono interno (TMI, Pressing Dental, Itália).

Um dos fatores críticos para a obtenção de uma melhor estabilização do pilar protético, qualquer que seja o desenho do implante, é sua tolerância dimensional (BINON, 1996).

Na quase totalidade das vezes, o pilar protético é conectado ao implante e fixado por um parafuso.

Quando superfícies usinadas não assentam passivamente e o parafuso é colocado, poderá ocorrer um contato irregular ou danos internos das roscas, folgas, solturas e possível fratura do parafuso (BINON et al., 1994). A participação do parafuso na estabilização do pilar é inversamente proporcional à eficácia do encaixe.

Sakaguchi & Borgersen (1995) mencionaram que estudos clínicos apontam a soltura de parafusos ou fratura de próteses em 5% a 45% dos casos no primeiro ano de função e atribuíram o fato, entre outros aspectos, ao alongamento excessivo do parafuso de fixação por sobreesforço.

O uso de um torquímetro, nem sempre calibrado (GOHEEN et al., 1994), tenta suprir a deficiência de alguns encaixes. Uma menor participação do parafuso na estabilidade do pilar protético pode ser conseguida com a seleção de um desenho de encaixe mais eficiente.

A precisão da conexão do implante com o pilar protético é também um dos fatores determinantes para a manutenção do osso na crista do rebordo (WARREN et al., 2002), o que, ao contrário do que se acredita, não é inexorável.

Os implantes dentais também são caracterizados por possuírem roscas ou não.

A precisão da loja cirúrgica e a estabilidade primária são muito importantes para a fixação e o sucesso a longo prazo dos implantes, assim como, preferencialmente, seu contato inicial com osso maduro (PALMA, 1998). Ivanoff et al.(1996) estudaram a influência da estabilidade inicial na osseointegração comparando implantes rosqueados estáveis, rotacionais-móveis e totalmente móveis. Depois de 12 semanas de remodelação, embora todos os implantes apresentassem

estabilidade clínica, significativamente menos contato osso/implante e menos quantidade óssea entre as roscas foram encontradas nos implantes totalmente móveis. Todavia, nos implantes rotacionais-móveis, não houve diminuição da osseointegração. Tolerâncias da manufatura, técnica operatória, condição cirúrgica e qualidade óssea afetam a dimensão do sítio ósseo e determinam a magnitude das discrepâncias na precisão cirúrgica.

Roscas são utilizadas para aumentar o contato do implante com o osso, melhorar sua estabilidade inicial, aumentar a área superficial do implante e favorecer a dissipação do estresse interfacial. Recentemente, alguns fabricantes de implantes introduziram os conceitos de espira dupla e tripla visando aumentar a estabilidade inicial e aumentar o torque para sua colocação. São implantes indicados primariamente para ossos tipo IV. A incorporação de fatores adicionais tem sido utilizada pelas empresas para acentuar ou substituir os efeitos das roscas, dentre eles destacando-se perfurações de várias formas e dimensões, escapes, saliências, sulcos e edentações. O implante pode ser

ainda maciço ou oco, cilíndrico, cônico ou escalonado, com a forma apical plana, arredondada ou afilada (SYKARAS, 2000) (Figura 12).

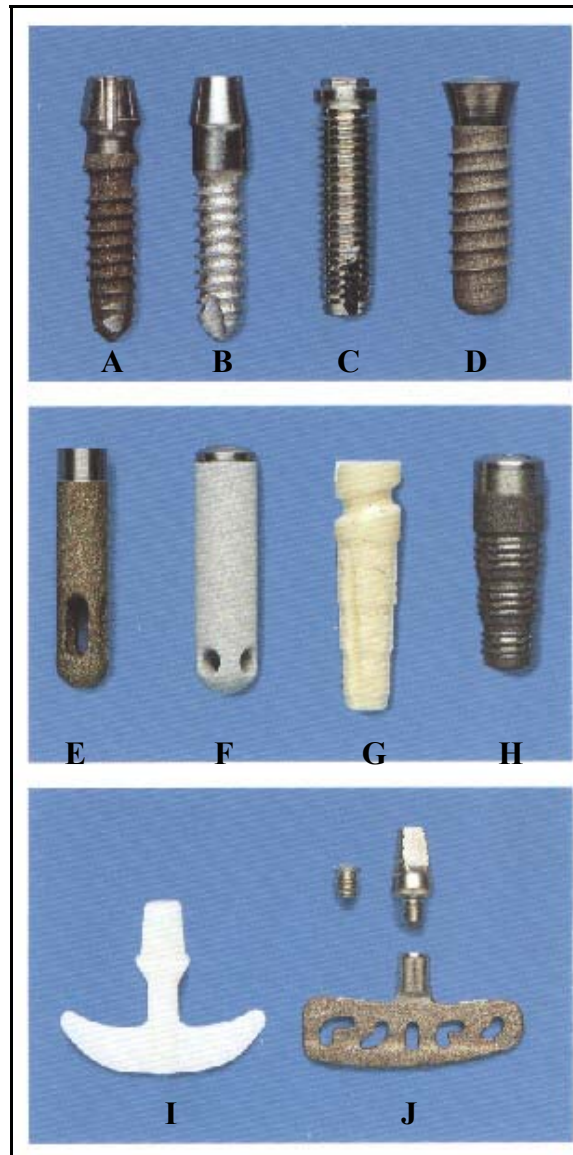


FIGURA 12 – Desenhos variados de implantes. Tipos: (A) TPS, (B) Ledermann, (C) Branemark, (D) III, (E) IMZ, (F) Integral, (G) Frialit-1, (H) Frialit-2, (I) implante laminado BioloX de pilar único e (J) implante laminado de titânio, de duas etapas e pilar único (Spiekermann, H., 2000).

2.2.3 Superfície

A superfície do implante é o terceiro dentre os três fatores pertinentes à indústria descritos por Albrektsson et al. (1986) como influentes na remodelação do alvéolo implantado e, conseqüentemente, na osseointegração.

O sucesso clínico dos implantes endósseos está associado à formação e manutenção do osso na superfície do implante (MASUDA et al., 1998).

Em 1989, Takeshita et al. sugeriram que a porcentagem de contato ósseo com o implante poderia ser usada como parâmetro para a evolução quantitativa do prognóstico do implante.

A porcentagem de osso em contato com o implante, necessária para criar uma ancoragem suficiente para suportar com sucesso as cargas funcionais de um implante ao longo do tempo, continua obscura. Alguns estudos clínicos têm demonstrado que algumas áreas dos maxilares com ossos extremamente porosos, como a maxila posterior, oferecem índices de sucesso menores, quando comparadas com regiões com estruturas ósseas

mais densas. Por isso, esforços têm sido feitos nos últimos 20 anos para aumentar a ancoragem do implante pelo osso. (BUSER et al., 1991).

A rugosidade da superfície do implante pode representar um papel importante no aumento dessa ancoragem (KLOKKEVOLD et al., 1997; LI et al., 2001a).

A rugosidade superficial dos implantes depende do seu grau de acabamento obtido durante o processo de fabricação. Na dependência da velocidade de usinagem, do tipo de ferramenta, estado termomecânico do material a ser usinado e dos tratamentos térmicos realizados após a usinagem, pode-se obter diferentes ordens de grandeza de rugosidade superficial dos implantes.

Valores de rugosidade média de 100 μm , sob o ponto de vista mecânico, facilitam a distribuição de tensões. A rugosidade entre 100 μm e 10 nm encontra-se na faixa do tamanho das células e grandes moléculas e influencia na interface biológica. Rugosidades com escala atômica criam sítios de ligação química para diferentes moléculas. Portanto, a adesão das células é influenciada

por rugosidades superficiais com valores acima do nanômetro (CAVALCANTI et al., 1996).

Várias superfícies têm sido desenvolvidas e analisadas mediante dispositivos mecânicos (Figura 13) ou eletrônicos que avaliam a resistência óssea à remoção do implante por contra-torque. As superfícies rugosas geralmente têm mostrado valores maiores nessas provas mecânicas, indicando uma interface osso-implante mais forte. (PEBE et al., 1998; CARLSSON et al., 1988; HENRY et al., 2000; ALBREKTSSON et al., 2000; LI et al., 2000).

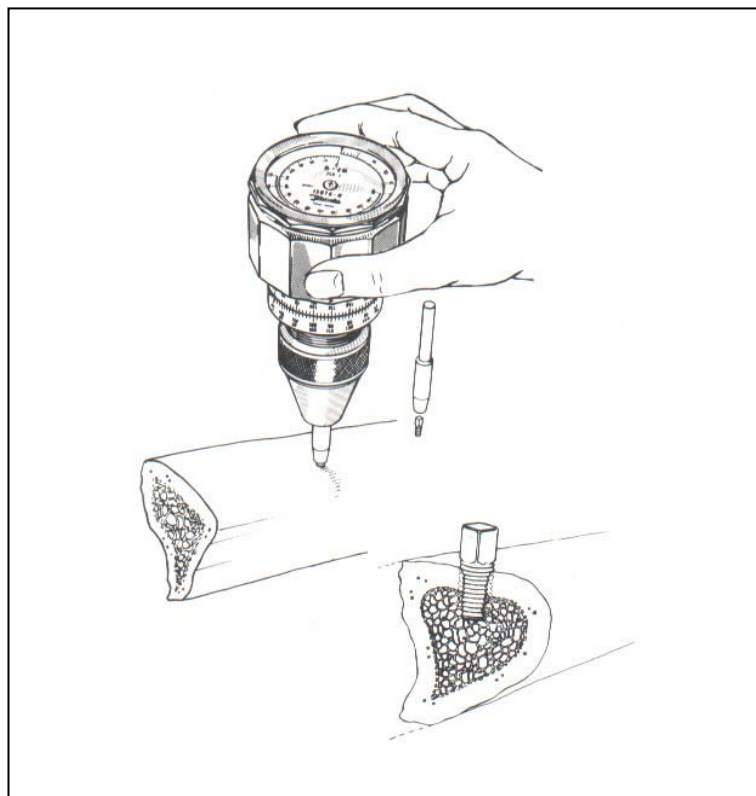


FIGURA 13 – Torquímetro utilizado para avaliar a resistência dos implantes no osso (Albrektsson & Sennerby, 1990)

De acordo com Davies (1998), a habilidade da superfície do implante para reter fibrina durante a fase de contração da remodelação óssea é determinante para que as células migratórias atinjam a matriz. Na superfície lisa, a contração do coágulo promove o destacamento da fibrina da superfície do implante, enquanto as superfícies rugosas promovem ancoragem para que a rede de fibrina resista ao destacamento durante a retração do coágulo e mantenha o arcabouço de sustentação para que as células osteogênicas se aproximem da superfície do implante.

Essas células que se diferenciam antes de alcançar a superfície do implante sintetizarão matriz óssea que não manterá contato com a superfície do implante, mas dará lugar a outras células que entrarão em contato com o implante e sintetizarão novo osso.

(Figura 14)

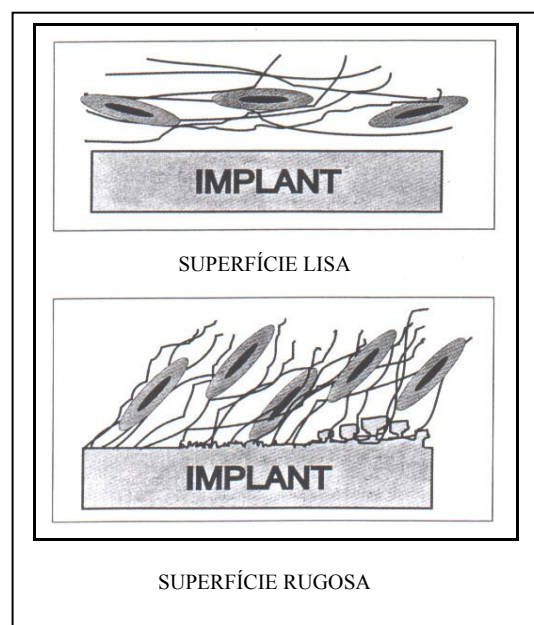


FIGURA 14 – Esquema demonstrativo do aprisionamento da rede de fibrina nas superfícies lisa (imagem superior) e rugosa (imagem inferior) do implante (Davies, J. E., 1998).

Portanto, a superfície rugosa propicia uma interface qualitativa e quantitativamente superior.

As rugosidades superficiais dos implantes podem ser obtidas primariamente por adição ou deposição, subtração ou remoção, ou pela combinação de mais de um desses processos (ELIAS, 2001; SPIEKERMANN et al., 2000).

Para os fabricantes de implantes, a escolha do tipo de tratamento a ser empregado pode ficar limitada aos equipamentos de usinagem existentes, laboratórios disponíveis e grau de desenvolvimento tecnológico alcançado pela empresa (ELIAS & LIMA, 2001).

Os implantes Sterioss (Nobelpharma) revestidos por hidroxiapatita e os ITI (Strauman) e IMZ (Interpore) são exemplos de implantes com superfícies alteradas por adição. As alterações das superfícies do ITI e do IMZ são conseguidas pelo revestimento com pó de titânio, aplicado por uma técnica especial de aspergimento de plasma. A técnica envolve forçar um gás nobre, que é dividido em íons e elétrons (plasma) por meio de um arco intensamente aquecido (15.000°C-20.000°C) a uma velocidade muito alta (3.000 m/s). O

material de revestimento (partículas de pó de titânio na forma de hidreto de titânio) é aspergido através do vapor extremamente quente de argônio. O hidreto se decompõe no vapor do gás quente e pequenas partículas de metal são projetadas no corpo do implante que está a uma distância de 15-20 cm. Ao mesmo tempo em que o plasma cria rugosidades, aumenta a área da superfície do corpo do implante (SPIEKERMANN et al., 2000) (Figura 15).

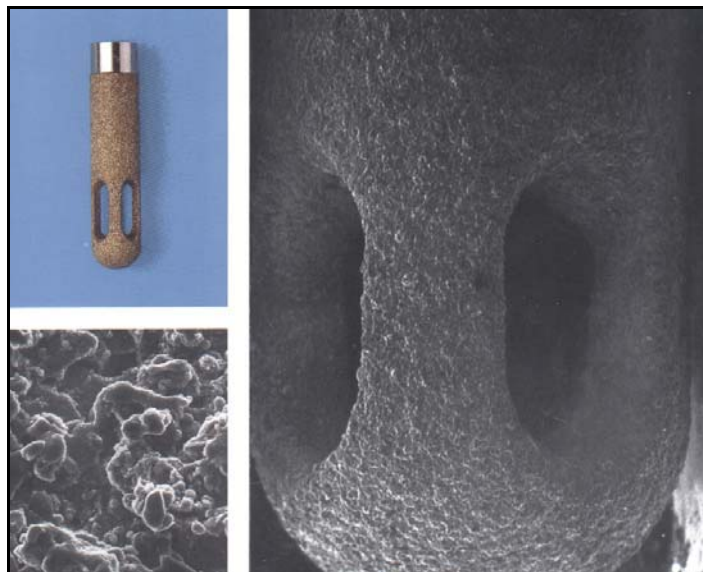


FIGURA 15 – Detalhes de um implante cilíndrico (Spiekermann, H.et al., 2000).

Das superfícies modificadas por subtração, as mais conhecidas são as atacadas por ácido e as jateadas com partículas de óxido de alumínio, de silício ou de titânio, embora o *laser* também possa ser usado para

alterar a superfície dos implantes, com a vantagem, sobre outros métodos, de poder ser direcionado com precisão em ângulos predeterminados (Figura 16).

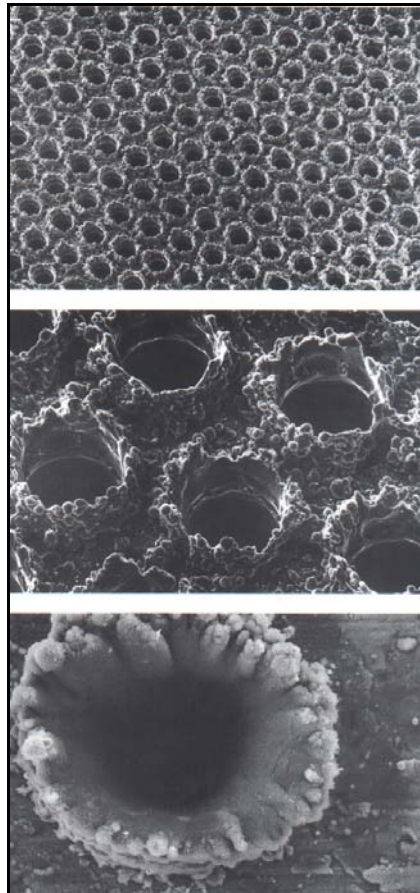


FIGURA 16 – Superfície modificada por raios laser (Spiekermann, H. et al., 2000)

De acordo com Elias & Lima (2001), os implantes tratados com ácido possuem rugosidade mais homogênea em relação aos outros tratamentos. Quando atacada por ácido, a área superficial ativa melhora a

bioadesão. Esse tratamento superficial pode ser executado pela imersão do implante em soluções de HCl/H₂SO₄, HF/HNO₃ e HNO₃, entre outras. Com o jateamento, as microcavidades são maiores, mas há a formação de uma camada com tensões residuais compressivas e, em alguns casos, as partículas usadas no jateamento podem ficar incrustadas na superfície do implante, contaminando-a. Os níveis de valores das tensões residuais, devido ao jateamento, dependem da dureza e da distribuição granulométrica das partículas empregadas no jateamento. Quanto maior a distribuição granulométrica das partículas abrasivas, mais heterogêneas as distribuições das tensões. A presença dessas tensões residuais cria pilhas galvânicas e reduz a resistência à corrosão dos materiais metálicos.

Wennenberg et al., em 1998, compararam a resposta óssea sobre quatro superfícies diferentes de implantes. Uma usinada e três jateadas com Al₂O₃. As superfícies jateadas diferenciavam-se pelos tamanhos das partículas utilizadas, 25 µm, 75 µm e 250 µm. As superfícies jateadas apresentavam maior quantidade de osso em contato com os implantes quando comparadas às

usinadas. A maior quantidade de osso em íntimo contato com as superfícies dos implantes foi detectada na jateada com partículas de 75 μm . Anteriormente, os mesmos autores haviam constatado a superioridade da superfície jateada com partículas de Al_2O_3 de 25 μm sobre as tratadas com partículas de 250 μm . (WENNEMBERG et al., 1996).

Os efeitos adversos provocados pelo jateamento, alguns dos quais mencionados por Elias & Lima (2001), foram superados por Li et al.(2001b) através da utilização complementar do ácido oxálico no tratamento da superfície, que promoveu o arredondamento dos contornos irregulares da superfície jateada, tornou a topografia daquela superfície áspera muito mais regular, removeu as partículas incrustadas e criou, adicionalmente, numerosos microporos secundários. A existência de microporos secundários é considerada importante por melhorar a biomecânica interfacial dos implantes.

A superioridade do jateamento conjuntamente com o acondicionamento ácido complementar da superfície dos implantes sobre outros tipos de tratamentos

foi observada por Buser et al. em 1991. Dentre seis diferentes tipos de tratamentos de superfície avaliados, polida (E), jateada com partícula média, ($0,12\mu\text{m}-0,25\mu\text{m}$) e atacada com HF/HNO₃ (SMP), jateada com partícula grande ($0,25\mu\text{m}-0,50\mu\text{m}$) (SL), jateada com partícula grande e atacada com ácido HCl/H₂SO₄ (SBA), revestida com plasma *spray* de titânio (TPS) e revestida com hidroxiapatita (HA), a quantidade de osso em contato com a superfície do implante com superfície SBA foi inferior apenas à de HA (Figura 17).

Em uma avaliação aos 3, 6, 9 e 12 meses de 69 implantes instalados na cavidade oral de cães, Cochran et al. (1996) corroboraram a superioridade da superfície SBA sobre a TPS.

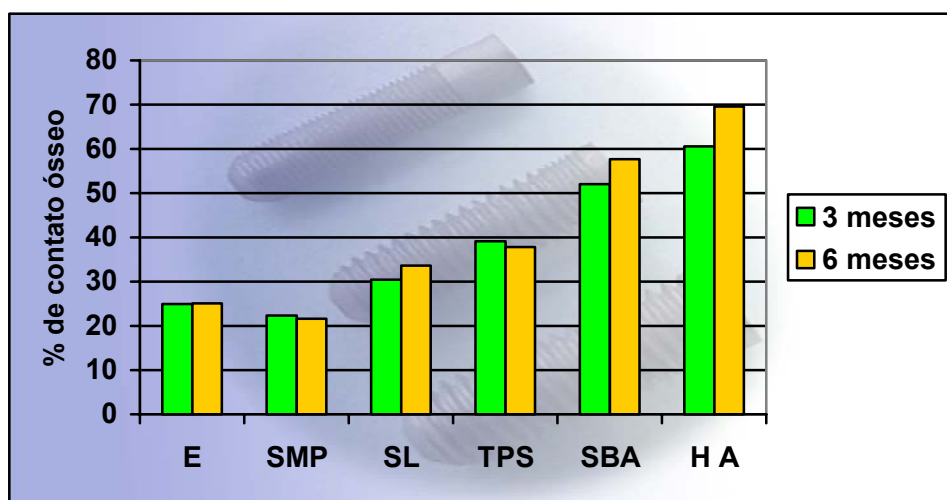


FIGURA 17 - Porcentagem de contato direto osso implante aos 3 e aos 6 meses nas seis diferentes superfícies avaliadas

Pebé et al. (1998) observaram que as superfícies atacadas por ácido clorídrico/sulfúrico resistiram a forças de contratorque maiores quando comparadas com superfícies jateadas com partículas de bióxido de titânio de 10 μm a 45 μm e superfícies usinadas. Buser et al., na mesma época, evidenciaram a superioridade da superfície SBA sobre a condicionada por ácido.

Sennerby & Miyamoto, em 2000, conseguiram, com uma superfície anodizada, resultados superiores aos obtidos com a SBA.

Xavier, em 2002, cultivou osteoblastos sobre quatro grupos diferentes de discos de titânio puro, grau II, que reproduziam as etapas constituintes do tratamento da superfície externa dos implantes Colosso: usinada (U); usinada e banhada por ácido (UA); usinada, banhada por ácido e jateada (UAJ) e usinada, banhada por ácido, jateada e banhada por ácido novamente (UAJA). Após 24 horas, foi observada a maior adesão celular nos discos com o tratamento superficial UAJA. Na mesma superfície, após 21 dias de cultura, foi observada a maior proliferação celular. Ainda aos 21 dias, Xavier observou,

na mesma superfície que apresentara maior adesão e proliferação celular, menor porcentagem de nódulos de mineralização, em contraposição aos trabalhos de Li et al. (2001a), que observaram na superfície tratada com Al_2O_3 e banho ácido, também, maior quantidade de nódulos de mineralização formados.

2.2.4 Limpeza

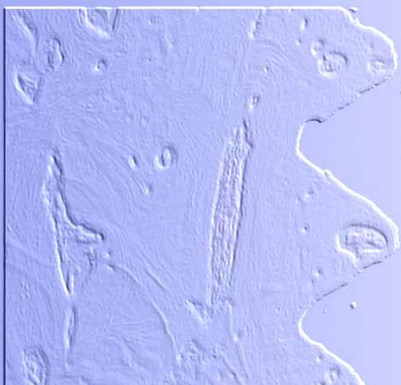
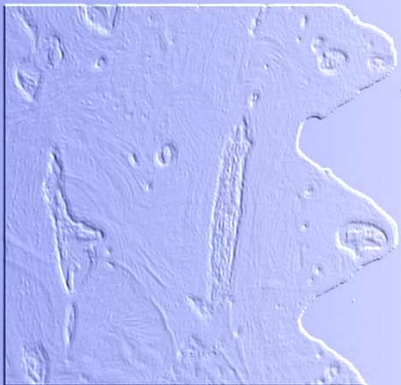
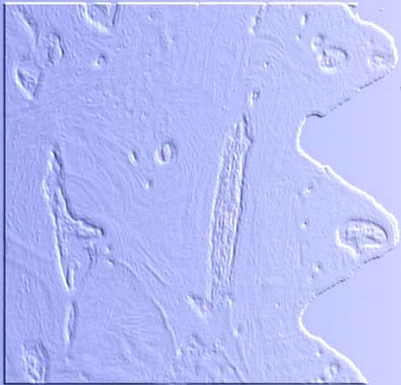
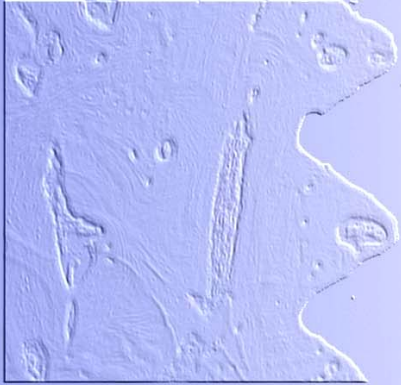
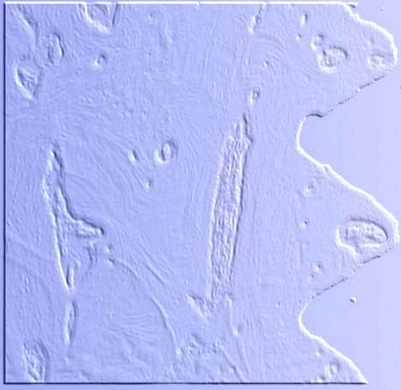
Entre os fatores preponderantes para a obtenção da osseointegração estão a limpeza química e a mecânica da superfície do implante (VIDIGAL JR et al., 1993).

Baier & Meyer, em 1988, demonstraram que a presença de contaminantes, como o flúor, durante a autoclavagem pode aumentar significativamente a camada de óxido e influenciar no comportamento biológico do implante. “Todo implante deveria estar escrupulosamente livre de contaminantes na sua superfície no momento da sua instalação”, afirmaram categoricamente os autores.

De acordo com Elias (1999), não há uma definição por parte dos autores do nível de contaminação

aceitável nem identificação dos contaminantes mais prejudiciais à osseointegração. Diante dessa indefinição, procura-se produzir implantes com o mínimo possível de contaminação superficial para evitar problemas desconhecidos que possam surgir posteriormente. A principal fonte de contaminação dos implantes é devida a procedimentos industriais. Durante a usinagem dos implantes, as ferramentas de corte são refrigeradas com óleos de composições variadas, que deixam as superfícies impregnadas. Considerando que as características morfológicas da superfície do titânio são de fundamental importância na fabricação dos implantes, as primeiras etapas de limpeza devem ser realizadas para remover cavacos de usinagem e para a retirada do óleo de corte. Essas etapas podem ser executadas por sucessivas imersões dos implantes em soluções alcalinas com agitação por meio de ultra-som, intercalando-se as imersões em água corrente. Algumas normas de fabricação citam algumas operações necessárias para a remoção de graxas, óleos, resíduos de usinagem e descontaminação, dentre as quais podemos citar: ASTM F-86-91 Standards Practice for Surface Preparation and

Marking of Metallic Surgical Implants, ASTM F67-89
Standard Specification for Unalloyed Titanium for Surgical
Implants Application e ASTM B600-74 Standard
Recommended Practice for Descaling and Cleaning
Titanium and Titanium Alloy Surfaces. Por essas normas,
a importância da garantia de uma boa limpeza da
superfície dos implantes está associada à remoção de
todas impurezas superficiais para dar condições de
formação de uma camada de óxidos de titânio com
espessura e composição que induza a interação entre o
organismo e o implante.



3 Proposição

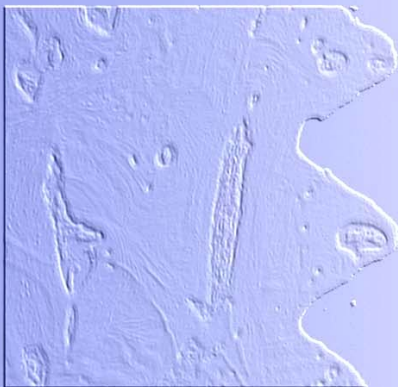
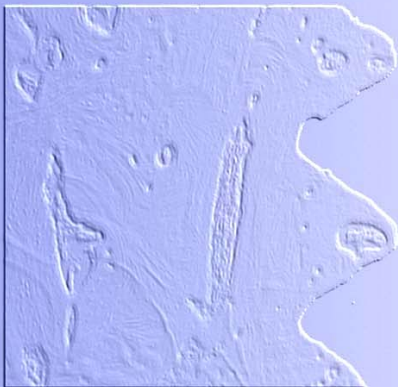
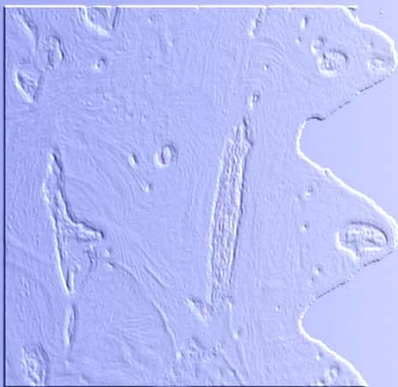
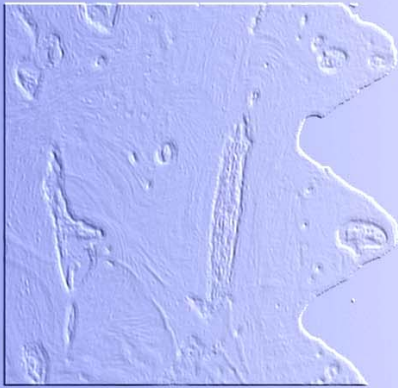
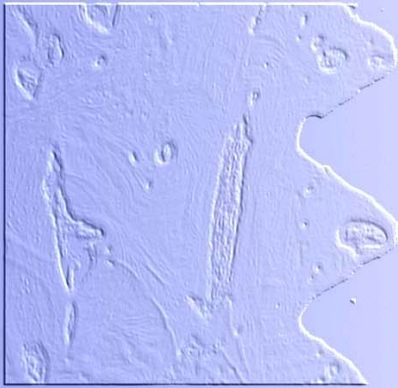
3 Proposição



objetivo deste trabalho foi desenvolver um implante ósseo-

integrável que:

1. atenda os requisitos da osseointegração;
2. apresente versatilidade clínica.



4 Material e Método

4 Material e Método

4.1 Metodologia de desenvolvimento do implante

Os implantes deste trabalho foram usinados em um torno CNC Traub TNL 12/7, de procedência alemã (Figura 18), que garantiu a sua necessária precisão e reprodutividade.



FIGURA 18 – Torno Traub TNL 12/7

O metal e os procedimentos utilizados na confecção dos implantes foram definidos pelas normas ASTM (American Society for Testing and Materials).

Os implantes foram confeccionados com titânio comercialmente puro grau II, produzido pela Dynamet Incorporated, EUA, e comercializado pela Sandinox Comércio, Importação e Exportação Ltda, importador oficial, com sede em Sorocaba, interior de São Paulo.

A nota fiscal de cada partida do titânio adquirido esteve acompanhada do laudo físico-químico do material. O número do laudo foi inserido na Ficha de Registro de Trabalho Progressivo que deu origem ao número do lote de cada implante.

O número do lote de cada implante foi composto pelo agrupamento dos números correspondentes ao ano e mês da produção, seguidos pelo número da Ordem de Serviço de Usinagem seqüencial daquele mês.

Exemplo:

Lote **020526** - 26º item produzido no mês de maio de 2002.

Os implantes foram produzidos pela combinação de usinagens, perfurações e deformações executadas por 11 ferramentas que realizaram um total de 20 operações sincronizadas.

As 11 ferramentas foram previamente ajustadas sobre um calibrador de altura série 254 EM, instalado em uma plataforma de granito grau A de inspeção, com uniformidade superficial da ordem de 0,0025 mm, ambos produzidos pela L. S. Starrett Company, EUA (Figura 19).



FIGURA 19 – Calibrador na plataforma de granito

A instalação, seqüência de utilização e o trabalho de cada ferramenta foram definidos por um metalúrgico com formação especializada em programação de tornos computadorizados. Coube ainda ao programador a confecção e o ajuste dimensional com base nas primeiras peças produzidas em cada lote, delegando a continuidade do trabalho a um operador de torno CNC.

O torno trabalhou, na dependência de cada operação, a uma velocidade de 1.000 rpm a 8.000 rpm. Os procedimentos de usinagem e perfuração foram acompanhados de intensa irrigação com óleos minerais para corte e emulsificação.

O desenho dos implantes foi escolhido para que tivessem a forma cilíndrica, com roscas externas e porções apicais arredondadas, congruentes com as formas terminais das brocas do sistema Colosso. O desenho cilíndrico permite sua instalação em todas as regiões dos maxilares sem a necessidade de brocas e fresas com conformações especiais. As roscas aumentam a área superficial externa, possibilitando maior estabilidade primária. A porção apical arredondada permitiu maior área de contato imediato com osso maduro,

em comparação com os implantes possuidores de sulcos e fendas.

Os implantes foram produzidos em 3 diâmetros (3,3 mm; 4,0 mm e 5,0 mm) e 7 comprimentos (7,0 mm; 8,5 mm; 10,0 mm; 11,5 mm; 13,0 mm; 14,5 mm e 16,0 mm), totalizando 21 opções.

Cada diâmetro de implante possuiu desenho próprio no terço cervical (Figura 20).



FIGURA 20 – Fotografia dos implantes Colosso

Os implantes de 3,3 mm foram projetados com uma cinta de 4,0 mm na porção cervical e micro roscas com passo de 0,35 mm no restante do seu corpo. O implante de 4,0 mm com uma cinta de 1,0 mm na

porção cervical, seguida de micro roscas com passo de 0,35 mm nos 3,0 mm seguintes e roscas com passo de 0,7 mm no restante do seu corpo e o implante de 5,0 mm com uma cinta de 1,0 mm na porção cervical seguida de roscas com passo de 0,8 mm.

Os diferentes desenhos cervicais de cada implante visaram a manutenção de um remanescente metálico nas paredes que evitasse a fragilidade dos implantes naquela região.

Os implantes foram produzidos com hexágonos internos de 1,5 mm de profundidade por 2,4 mm de largura, confeccionados por deformação com o auxílio de punções calibradas (Figura 21).

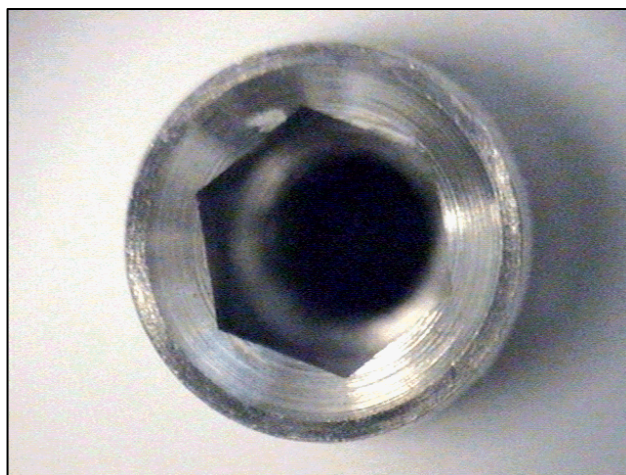


FIGURA 21 – Fotografia do hexágono interno do Colosso

A rosca interna do implante foi confeccionada no padrão M2 com mini frezas, processo esse que permitiu aumentar sua congruência com as roscas dos parafusos de fixação dos pilares protéticos.

Todo implante concluído foi conferido dimensionalmente com o auxílio de calibradores de rosca e de hexágono, micrômetro e paquímetro (Figura 22).

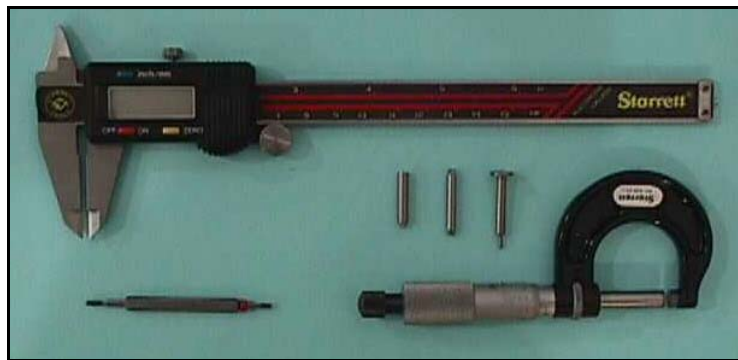


FIGURA 22 – Instrumentos para conferência: (A) paquímetro digital, (B) micrômetro, (C) calibrador de rosca, (D) calibrador de hexágono.

Possíveis intercorrências na seqüência de produção foram acusadas automaticamente pelo sistema de alarme existente no torno, que a interrompia imediatamente.

Todas as etapas do processo, desde o preparo do torno para a usinagem do implante até sua embalagem no laboratório e envio para esterilização,

foram registradas numa “Ficha de Trabalho Progressivo”, reproduzida no Anexo 1.

Terminado o processo de usinagem, os implantes foram encaminhados para laboratório apropriado (Figura 23), onde foram desengordurados por meio de vários banhos.



FIGURA 23 – Laboratório

Após o desengorduramento e secagem em estufa, todos tiveram suas superfícies externas totalmente jateadas com partículas de óxido de alumínio de 70 μm a 100 μm e passivadas por ácido nítrico (Figura 24), sendo em seguida



FIGURA 24 – Imagem da superfície do Colosso. Aumento de 200x

descontaminados de acordo com as normas ASTM F-86-91 Standards Practice for Surface Preparation and Marking of Metallic Surgical, procedimento adotado de acordo com o protocolo desenvolvido exclusivamente para esse fim.

A opção por tratar a superfície de todos os implantes Colosso teve como objetivo propiciar a melhor ancoragem dos implantes em todos os tipos de osso, simplificando, desta forma, o processo de escolha dos implantes pelos profissionais.

Após a descontaminação e secagem, os implantes foram embalados em recipientes de vidro previamente preparados e colocados no interior de uma capela de fluxo laminar, padrão 100, instalada em uma sala de limpeza controlada, padrão 10.000 (Figura 25).



FIGURA 25 – Capela de fluxo laminar

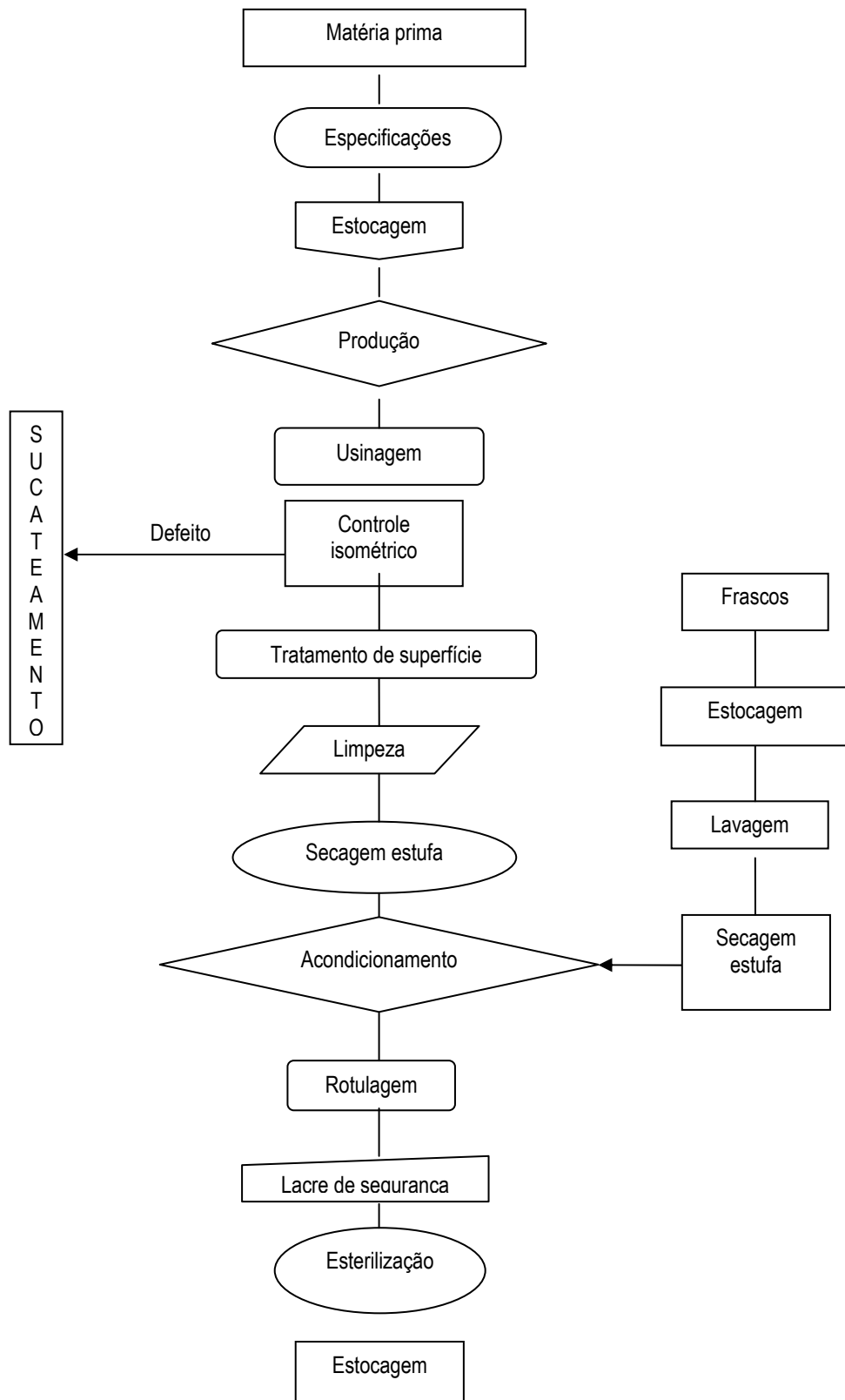
Após a embalagem, de volta ao laboratório, uma segunda embalagem protegeu a primeira. Nela foi colado um rótulo contendo todas as informações exigidas pela Vigilância Sanitária e pelo Código do Consumidor, tais como diâmetro e comprimento do implante, número do lote, data de esterilização e advertência sobre sua utilização.

A finalização da embalagem do implante ficou caracterizada pelo seu envolvimento por um laque termoplástico, cuja integridade foi usada como indicador da inviolabilidade do produto.

A esterilização dos implantes foi feita através de raios gama por uma empresa independente, que emitiu o respectivo laudo associado ao número do lote de cada implante.

O espaço físico para o processamento do produto esteve de acordo com as exigências da Vigilância Sanitária.

O fluxograma apresentado na Figura 26 reproduz simplificada o roteiro da produção aprovada pelo Ministério da Saúde sob o número 800.929-8.



4.2 Aplicação Clínica

Trezentos implantes Colosso foram instalados e sepultados após receberem tapa-implantes. Cento e quarenta e quatro foram instalados em pacientes do sexo masculino e 156 em pacientes do sexo feminino, com idades variando de 19 a 83 anos. Cento e setenta implantes haviam sido instalados na maxila e 130 na mandíbula. Setenta e um por cento dos implantes instalados eram de 4,0 mm, 12% de 3,3 mm e 17% de 5,0 mm de diâmetro (Figura 27).

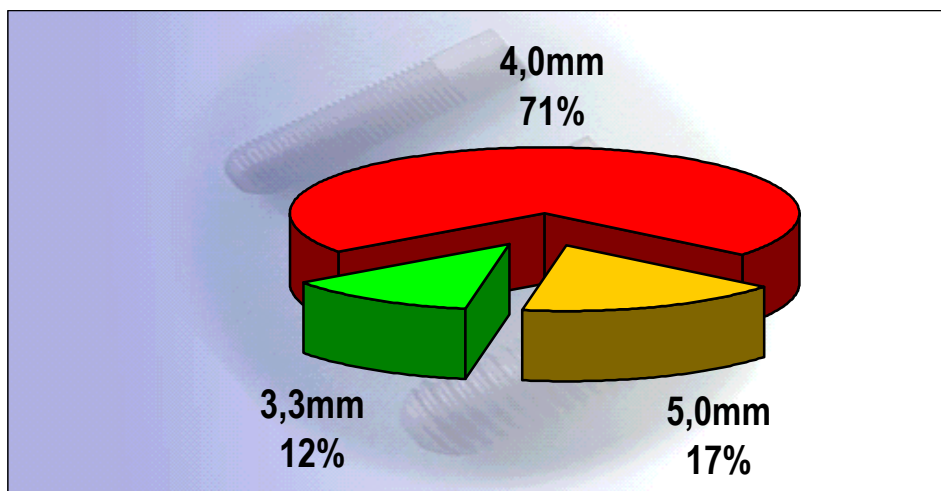


FIGURA 27 – Porcentagens dos implantes utilizados distribuídos por diâmetros

Conforme mostra a distribuição dos implantes (Figuras 28 e 29), com exceção das regiões correspondentes aos terceiros molares, todas as regiões dos demais dentes foram implantadas.

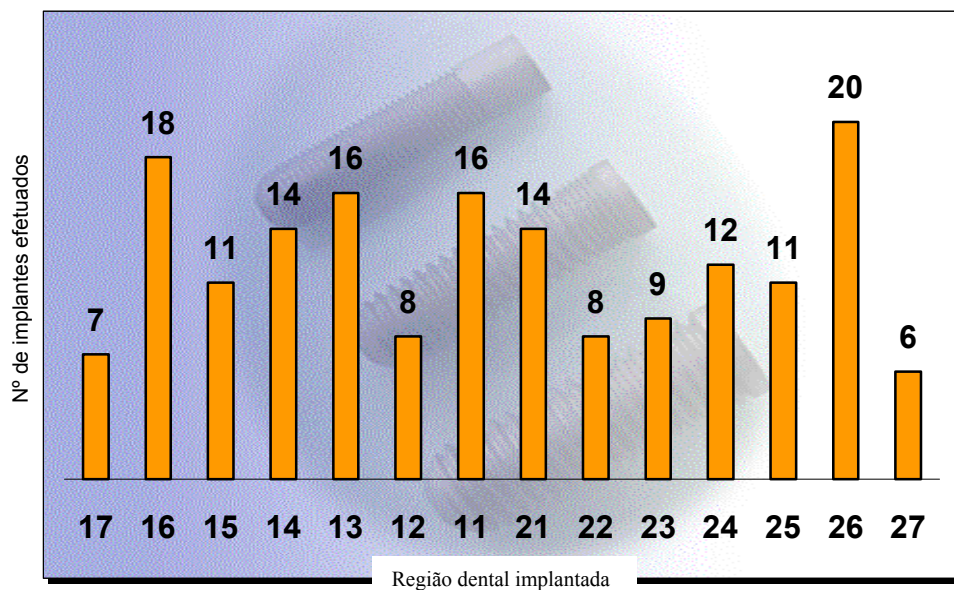


FIGURA 28 - Distribuição das implantações na maxila

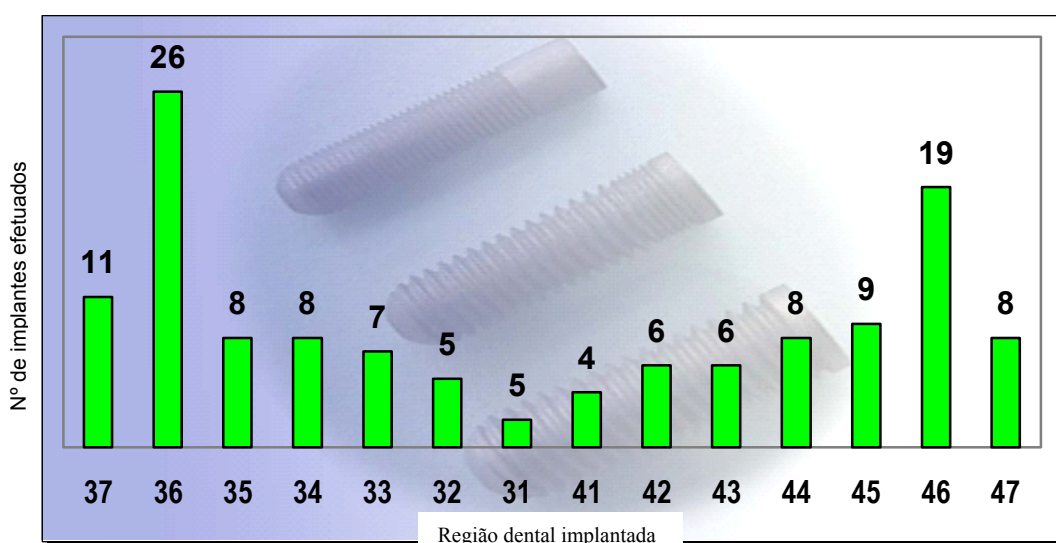
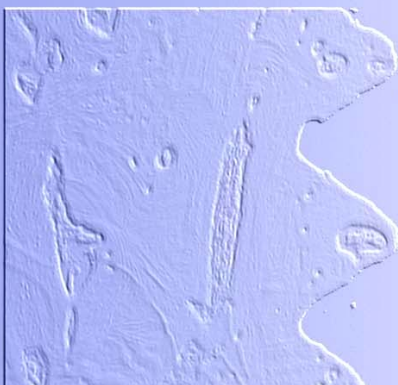
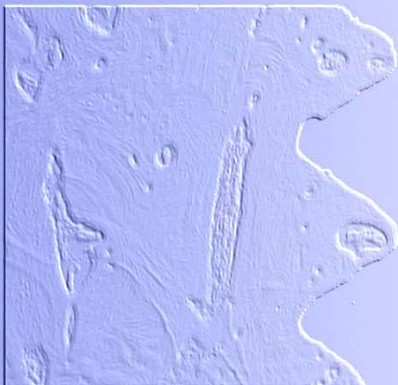
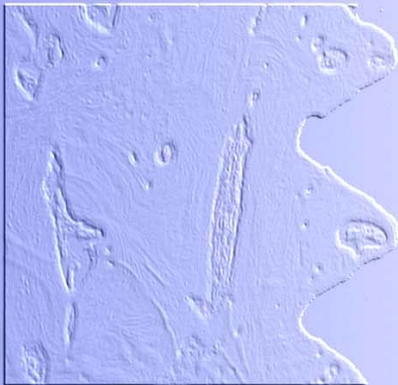
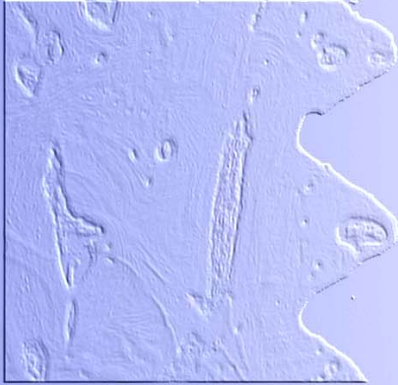
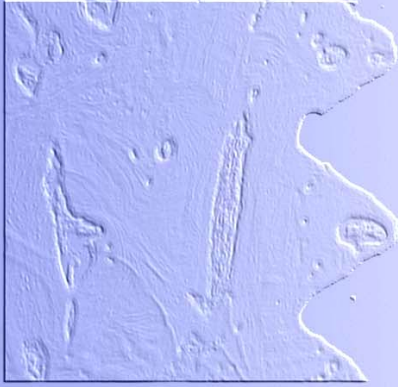


FIGURA 29 - Distribuição das implantações na mandíbula

Todas as cirurgias foram executadas respeitando-se um protocolo para implantação, com o objetivo de obter um mínimo de trauma, estabilidade imediata dos implantes e um processo de reparação óssea livre de fatores traumatogênicos.

Após um período que variou de três a seis meses, os implantes foram expostos. Destes, 98,33% apresentavam imobilidade clínica e ausência de sintomatologia, sinal e sintoma compatíveis com osseointegração primária.

Cinco implantes (1,66%) não osseointegraram: dois de 7,0 mm, um de 8,5 mm e dois de 11,5 mm de comprimento. Todos com 4,0 mm de diâmetro. Um dos dois implantes de 7,0 mm e o de 8,5 mm de comprimento haviam sido instalados na região do primeiro molar superior esquerdo e segundo molar superior direito, respectivamente; os dois de 11,5 mm foram removidos da região do primeiro pré-molar superior direito e primeiro pré-molar inferior direito e o quinto, de 7,0 mm, da região do primeiro molar inferior direito.



5 Discussão

5 DISCUSSÃO



tipo de implante mais comumente usado continua sendo o implante com hexágono externo, cujo desenho foi introduzido por Branemark e clonado por inúmeras empresas.

Em 1986, Albrektsson et al. estabeleceram os critérios que definiam o sucesso desses implantes:

- imobilidade clínica do implante;
- ausência de radiolucência perimplantar;
- perda óssea vertical menor que 0,2 mm anualmente a partir do primeiro ano de função;
- ausência de sinais e sintomas tais como dor, infecção, neuropatia, parestesia ou violação do canal mandibular;
- que 85% dos implantes avaliados aos cinco anos de função e 80% aos dez atendam o contexto acima.

Saliente-se que o critério de sucesso proposto por Albrektsson et al. (1986) não considera a

prótese, apenas os implantes: avalia exclusivamente implantes de Branemark (incluindo seus clones) e considera normal a reabsorção óssea, ainda que pequena, na crista do rebordo.

De acordo com Binon (1996), a expansão da utilização dos implantes para aplicações em espaços edêntulos unitários e parciais, por conta dos índices de sucesso observados no protocolo de Branemark, ficou severamente comprometida devido ao seu desenho. Criado originalmente para inserir o implante no osso, o hexágono externo foi utilizado, inadequadamente, como elemento não rotacional do pilar protético.

Como mecanismo primário de encaixe entre o implante e o pilar protético, o hexágono externo apresentou numerosas deficiências. Complicações protéticas, como falha no parafuso de fixação da prótese e do pilar transmucoso, fratura do cilindro de ouro e da estrutura protética, fratura do implante e perda da osseointegração foram alguns dos problemas observados.

Sakaguchi & Borgersen (1995) referem que soltura ou fratura de parafusos de próteses

implantodônticas ocorrem em 5% a 45% dos casos durante o primeiro ano de função.

Em um painel de discussão, com a participação de várias autoridades da implantologia, Binon et al. (1994) relacionaram, com base na literatura e na sua experiência clínica, aperto insuficiente, prótese inadequada, pobre ajuste do componente protético, carga excessiva, ajuste do parafuso, desenho inadequado do parafuso e elasticidade óssea como fatores que podem contribuir para a soltura dos parafusos. Com o objetivo de minimizar os índices de soltura dos parafusos, Robert Weiner, participante do mesmo painel, sugeriu reapertá-los após três ou quatro semanas, enquanto Paul Binon afirmou ter minimizado a soltura dos parafusos com a utilização de uma chave de aperto mecânico, certamente referindo-se ao torquímetro, um instrumento que padroniza a força aplicada, substitui o aperto digital e permite compensar a inadequada estabilidade do pilar protético transferindo para o parafuso a responsabilidade pela contenção entre as partes.

Entretanto, a relação custo-benefício de alguns torquímetros mecânicos pode não estar

correspondendo à expectativa dos profissionais, como mostrou Goheen et al., em 1994, ao registrar valores de 0,7 Ncm a 18,1 Ncm; 1,4 Ncm a 33,7 Ncm e 8,2 Ncm a 36,2 Ncm para torquímetros de 10 Ncm, 20 Ncm e 30 Ncm respectivamente.

Para prevenir definitivamente soltura de parafusos e falhas protéticas, foram criados encaixes octogonais, hexagonais, cônicos e cilíndricos na tentativa de se conseguir ótimas estabilidades rotacionais.

A estabilidade rotacional, por sua vez, será tanto maior quanto menor a tolerância entre as partes e maior a precisão de usinagem de cada uma delas.

Ao comparar dois tipos de encaixes de implantes, um com hexágono externo e outro com hexágono interno longo, Binon (1996) atribuiu ao hexágono interno longo superioridade sobre o externo por distribuir as forças mastigatórias pelo interior do implante (ao contrário do externo, cujas forças são direcionadas para a periferia cervical), por poupar o parafuso de fixação dos pilares de esforços excessivos e por eliminar os efeitos desestabilizadores vibratórios oclusais. De Jesus (2003) testou a estabilidade de cinco pilares

protéticos diferentes: pilar padrão Colosso; UCLA para implante com hexágono externo; UCLA para implante com hexágono interno; Ceraone e pilar padrão para implante TMI com octógono interno. Com um dos UCLA foi confeccionada uma coroa dental unitária parafusada, sobre os demais foram cimentadas coroas dentais unitárias. Todos os pilares foram fixados por parafusamento com 30N de força. Foi mensurado o esforço necessário para soltar cada parafuso. As coroas foram, então, submetidas a 500.000 ciclos e, novamente, avaliou-se a resistência de soltura dos parafusos. Os resultados superiores para o Colosso podem ser observados no Quadro 3, numa comprovação da maior estabilidade oferecida pelo seu hexágono interno aos seus pilares protéticos.

Quadro 3 - Valores médios de soltura dos parafusos antes e após carregamento cíclico

Pilares avaliados	Aperto inicial	Soltura sem carga	Soltura após carga
Ceraone (cimentação)	30N	26,8	22,5
Colosso (cimentação)	30N	28,5	24,7
UCLA (parafusamento)	30N	24,1	9,5
UCLA (cimentação)	30N	24,5	11,0
TMI (cimentação)	30N	25,6	18,3

A predominância de sistemas possuidores de implantes com hexágonos externos padrão (2,4 mm x 2,7 mm x 0,7 mm) leva à idéia de serem estes mais fáceis de se trabalhar clinicamente. Afinal, quase todos esses sistemas possuíam componentes intercambiáveis entre si, e isso parecia facilitar a atividade clínica, além de aumentar a possibilidade do profissional receber em seu consultório pacientes portadores de implantes com hexágonos externos, para os quais conhecia os protocolos protéticos e o instrumental necessário para atuar.

Embora o intercâmbio de componentes pudesse parecer, num primeiro instante, vantajoso, a padronização impedia aprimoramentos de detalhes que poderiam levar à melhoria do sistema.

O critério de sucesso proposto por Albrektsson et al. em 1986 levou à aceitação de um padrão de perda óssea na crista do rebordo por se entender que a mesma seria inexorável (perda óssea na crista do rebordo de 1,0 mm no primeiro ano de função e de 0,2 mm a cada ano subsequente).

Com isso, alguns fabricantes dos sistemas trataram de adequar seus implantes a essa prerrogativa e

os produziram com uma cinta cervical altamente polida. Preventivamente, o implante ofereceria uma boa condição ao tecido epitelial que ali se alojaria após a reabsorção óssea.

Mish (1995a) atribuiu tal reabsorção a um processo multifatorial atuando individualmente ou em conjunto naquela região. Esses fatores podem ser: abertura do retalho com exposição óssea, utilização do *Countersink*, forças mastigatórias atingindo o osso com intensidade superior à da capacidade fisiológica, micromovimentação do pilar protético, desenvolvimento microbiano entre pilar e implante e estresse entre dois materiais com módulos de elasticidade diferente.

Embacher Filho (1993a) sugeriu que a crista do rebordo é a região que sofre a maior incidência dos fatores traumatogênicos térmicos, elétricos, químicos e mecânicos, este último corroborado por Branemark.

O implante Colosso foi concebido com tratamento de superfície também na região cervical, considerando ser a crista do rebordo a região mais solicitada mecanicamente na dissipação das forças mastigatórias que incidem sobre próteses implanto-

suportadas (Figura 30). Seria importante que o osso possuísse naquela região a melhor qualidade de interface possível para que a força perdesse intensidade através dela rapidamente ao se dissipar pelos cristais de hidroxiapatita presentes na região em grande quantidade, evitando concentrações de forças com intensidades nocivas ao osso. Essa condição seria mais adequadamente conseguida através de uma superfície rugosa (DAVIES, 1998).

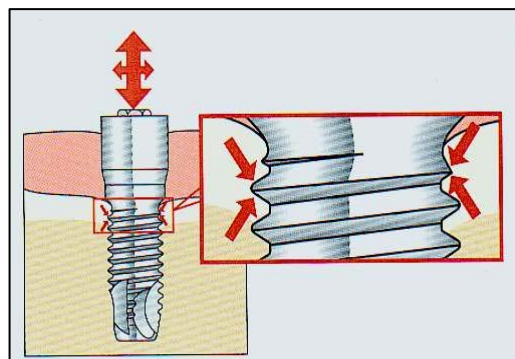


FIGURA 30 – Esquema demonstrativo da concentração de esforços na crista do rebordo

Recentemente, Warren et al. (2002) observaram ausência de reabsorções na crista do rebordo em implantes inteiramente jateados com óxido de titânio. Atribuíram a ausência de saucerização ao desenho e à

superfície do implante e mostraram que aquela reabsorção não era inexorável como se acreditava.

Outro aspecto que merece discussão, ainda pertinente ao desenho do implante, é a sua porção apical.

Ao agrupar-se vários tipos de implantes, pode-se observar em alguns a presença de nichos, sulcos, perfurações e frezagens com distintos objetivos. Na confecção de nichos, sulcos e perfurações, a finalidade é que sejam preenchidos por osso neoformado para aumentar o travamento do implante, enquanto a frezagem visa dar poder cortante ao implante, tornando-o autorosqueante a partir de uma loja óssea previamente confeccionada.

Admitindo o objetivo de travamento do implante com o auxílio dos nichos, sulcos e perfurações apicais, e considerando-se o tempo de reparo do tecido ósseo (64 dias), somado ao tempo necessário para a maturação do osso para que possua resistência para travar o implante, parecem inócuas suas inserções, uma vez que a interface, num prazo bem menor, já teria ancorado o implante satisfatoriamente.

Tem sido observado, em implante que perdeu ancoragem óssea até sua porção apical, fratura no nível da perfuração transversal (Figura 31), com o abandono do remanescente no interior dos maxilares, o que vem a dificultar uma nova implantação.

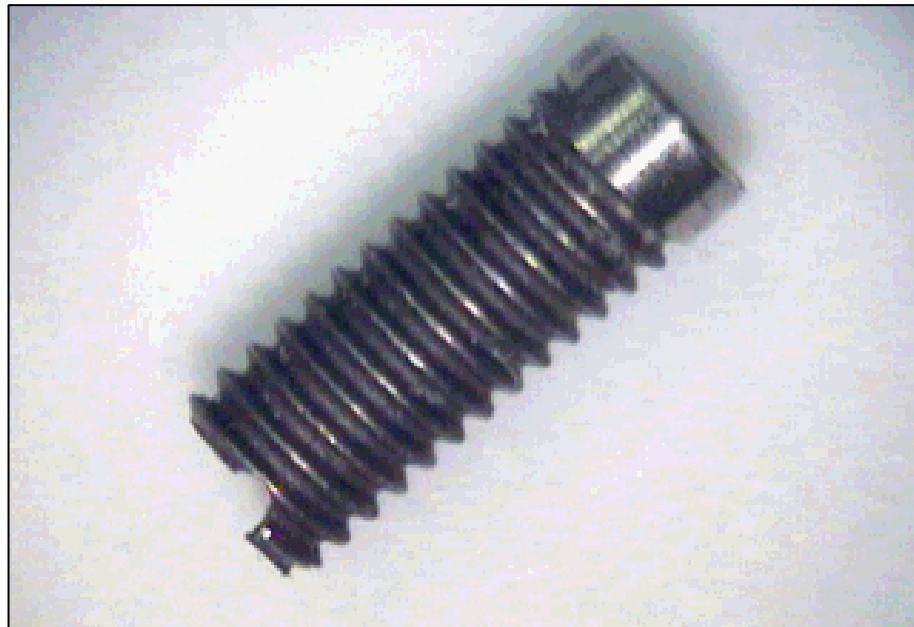


FIGURA 31 – Implante fraturado na porção apical

As frezagens apicais alojam esquírolas ósseas oriundas do corte ósseo, retardando a remodelação óssea e impedindo o contato direto do implante com o osso maduro, como Palma (1998) afirmou ser desejável. Maior contato direto seria obtido com

implantes apicalmente convexos, congruentes com a forma das brocas, opção adotada para o Colosso.

Tão relevante quanto o material e o desenho de um implante é a sua superfície, terceiro dos requisitos, pertinentes à indústria dos apontados por Albrektsson et al., em 1986, para a obtenção da osseointegração.

A revisão literária mostrou unanimidade entre os autores em apontar as superfícies modificadas como superiores às usinadas. (CARLSSON et al., 1988; BUSER et al., 1991; COCHRAN et al., 1996; KLOKKEVOLD et al., 1997; PEBE et al., 1998; MASUDA et al., 1998; ALBREKTSSON et al., 2000, LI et al., 2000; LI et al., 2001a). Dentre todas, a atacada por ácido e a jateada e atacada por ácido (SBA) mostraram-se as mais viáveis tecnológica e economicamente, particularmente quando comparadas às de plasma de titânio, atualmente usada por poucos sistemas, ou de hidroxiapatita, gradativamente substituída por outras alternativas (CARVALHO et al., 2001). Das duas, a SBA, superfície semelhante à escolhida para o Colosso, mostrou melhores resultados de ancoragem óssea.

Ponzoni, em sua pesquisa de tese de doutorado em andamento*, numa avaliação histomorfométrica da osseointegração em implantações imediatas e mediatas em espécimes descalcificados, colheu imagens macroscópicas (Figura 32) e microscópicas (Figura 33) que sugerem uma adequada deposição de osso no implante Colosso, cuja superfície é jateada com partículas de Al_2O_3 e banhada por ácido.



FIGURA 32 – Espécime de osso reproduzindo as espiras do implante

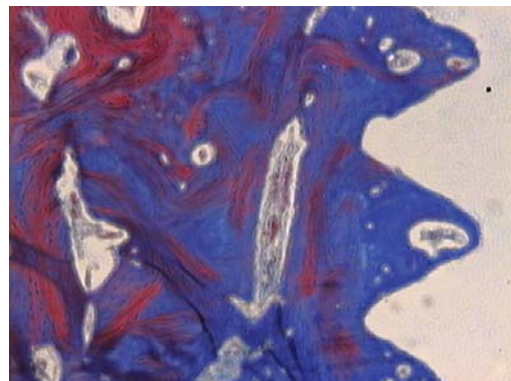


FIGURA 33 – Imagem microscópica do osso perimplantar (aumento 25 X). Coloração tricrômico de Masson.

Com relação à aplicação clínica dos implantes neste trabalho, observou-se que as imagens radiográficas de alguns dos 300 implantes, obtidas em

* Ponzoni, D. Curso de Doutorado em Cirurgia e Traumatologia- Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, 2003.

situações diversas, reproduzidas na Figura 34, permitem visualizar ausência de reabsorção óssea na crista do rebordo, contrariamente ao aspecto observado nas imagens radiográficas de implantes de 3,75 mm de diâmetro com hexágono externo, instalados com o auxílio do *countersink*, em função ou não. O fato corrobora que a saucerização, nome dado a tal perda óssea, não é inexorável como se acreditava.

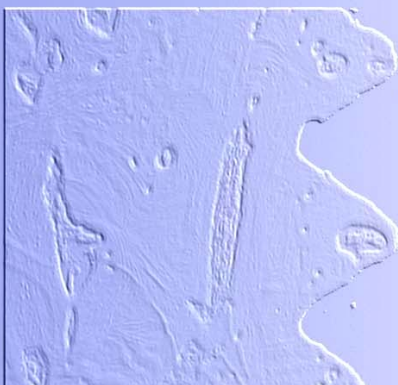
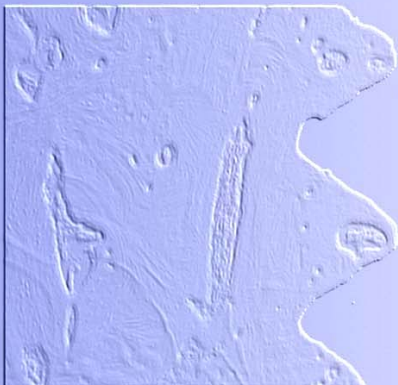
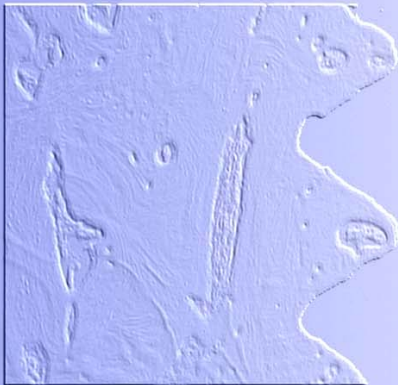
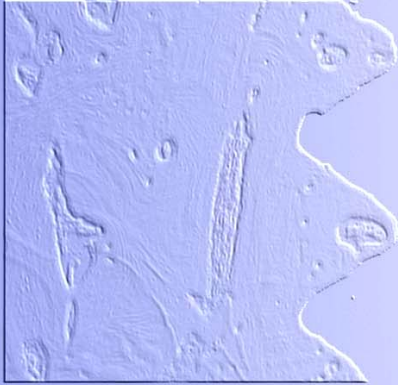
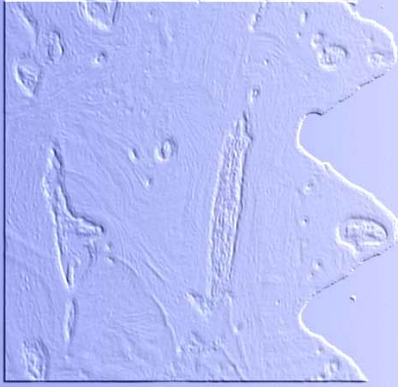


FIGURA 34 – Radiografias com imagens sugestivas de integridade perimplantar cervical

A falta de consenso sobre inúmeros aspectos entre os autores pode ser atribuída à compreensão inadequada ou insuficiente dos fenômenos que envolvem

a osseointegração. Como afirmou Embacher Filho (1993):
“A natureza, da qual faz parte a biologia, só é dualista quando interpretada pelo ser humano. Suprema, encerra leis claras e precisas. Compete ao homem observá-las, compreendê-las e respeitá-las, maneira única de viabilizar sob sua égide trabalhos restauradores artificiais”.

Trabalhos investigativos adicionais relacionados ao material, ao desenho e à superfície do implante desenvolvido neste trabalho serão ainda necessários.



6 Conclusão

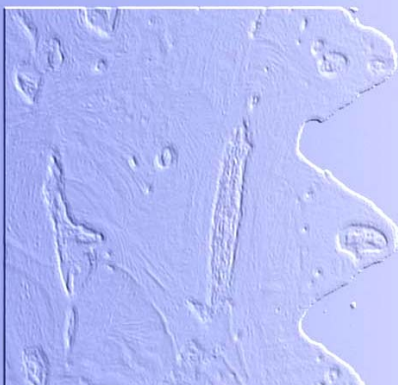
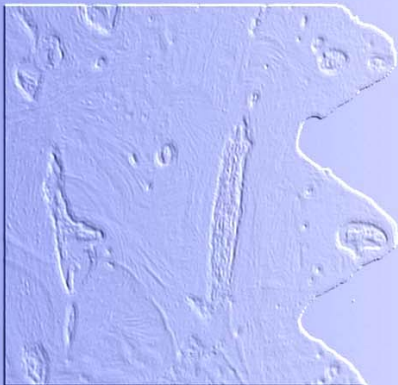
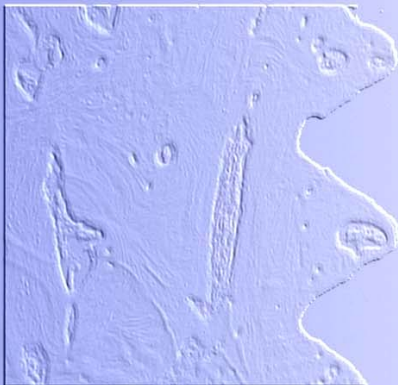
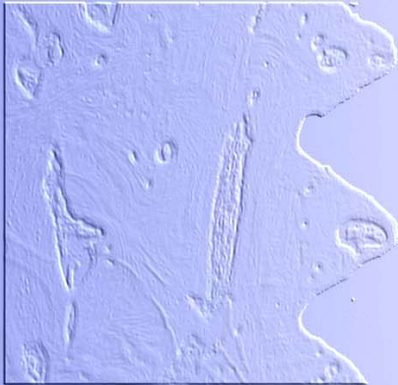
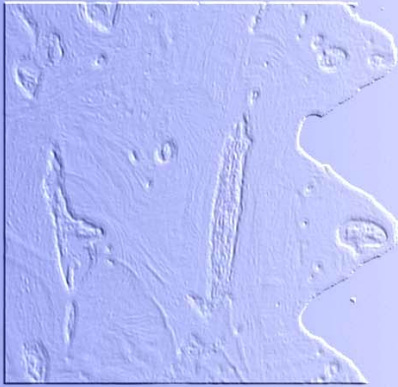
6 Conclusão



om base na literatura consultada e na metodologia aplicada no

desenvolvimento deste trabalho foi possível concluir que:

- os implantes Colosso, desenvolvidos neste trabalho, atenderam os requisitos da osseointegração;
- esses implantes, quando devidamente selecionados segundo seus diâmetros e comprimentos, podem ser instalados em qualquer região desdentada dos maxilares;
- esses implantes, na sua aplicação clínica, apresentaram 98,33% de sucesso.



7 Referências
Bibliográficas

7 Referências Bibliográficas

- 1 ALBREKTSSON T., SENNERBY, L. Direct bone anchorage of oral implant: clinical and experimental considerations of the concept of osseointegration. *Int. Prosthodont.*, v. 3, n. 1, pg. 30–41, 1990.
- 2 ALBREKTSSON, T. et al The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxilofacial Implants*, v. 1, n. 1, p. 11-25, 1986.
- 3 ALBREKTSSON, T. et al. Experimental studies on oxidized implants: a histomorphometrical and biomechanical analysis. *Appl. Osseoint. Res.*, v. 1, n. 1, p. 21-4, 2000.
- 4 AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. 1916, Race St, Philadelphia, p. 19103.
- 5 BAIER, R. E., MEYER, A. E. Implant surface preparation. *Int. J. Oral Maxilofac. Implants*, v. 3, n. 1, p. 9-20, 1988.

-
- 6 BINON P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent.* v. 3, n. 1, p. 3-14, 1996.
- 7 BINON, P. et al. The role of screws in implant system. *Int. J. Maxillofac. Implants* , v. 9, p. 48-63, 1994.
- 8 BRANEMARK, P.I., ZARB, G. A. (Eds.) *Protesis tejido-integrada: la oseointegración en la odontología clínica.* Berlin: Quintessence, 1987. 350p.
- 9 BUSER, D. et al Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. a histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed. Mater. Res.*, v. 25, n. 7, p. 889-902, 1991.
- 10 BUSER, D. et al. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature Pigs. *Int. J. Oral Maxillof. Implants*, v. 13, n. 5, p. 611-9, 1998.
- 11 CARLSSON, L. et al. Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 3, n. 1, p. 21-4, 1988.
- 12 CARVALHO, P.S.P. et al. Fundamentos da implantodontia. *3l Innovations J.*, v. 5, n. 2, p. 6-13, 2001.

-
- 13 CAVALCANTI, J. H. et al, Tratamentos e caracterização da superfície dos implantes osseointegrados, *Rev. Bras. Implantod.*, v. 2, n. 1, p. 21-5, 1996.
- 14 CESCHIN, J.R. Implante na reabilitação bucal. São Paulo: Panamed, 1984. p. 63.
- 15 COCHRAN, D. L. et al. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 7, n. 3, p. 240-52, 1996.
- 16 DAVIES, J. E. Mechanisms of endosseous integration. *Int. J. Prosthodont.*, v. 11, n. 5, p. 391-400, 1998.
- 17 De JESUS, R.R.T *Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, por meio de ensaio de fadiga*. Bauru, 2003. 201 p. Tese (Doutorado em reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 18 ELIAS, C. N. Limpeza, preparação da superfície e dos implantes osseointegráveis Master Screw. *Rev. Bras. Implantod.*, v. 5, n. 2, p. 10-12, 1999.

-
- 19 ELIAS, C. N. Implantes osseointegráveis: conceitos e bioengenharia. Rio de Janeiro: Universidade Federal Fluminense, 2001. (Apostila)
- 20 ELIAS C. N., LIMA J. H. C. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação, *Rev. Bras. Implantod.*, v. 7, n. 21, p. 21-5, 2001.
- 21 EMBACHER FILHO, A. A natureza e a osseointegração. *Implantare*, v. 1, n. 1, p. 6-10, 1993a.
- 22 EMBACHER FILHO, A. Osseointegração em implante agulhado de Scialon. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 47, n. 1, , p. 973-76, 1993b.
- 23 FEIGEL, A., MAKEK, M. The significance of sinus elevation for blade implantology: report of an autopsy case. *J. Oral Implantol.*, v. 15, n. 4, p.237-48, 1989.
- 24 GOHEEN, K. L. et al., Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants, *Int. J.Oral Maxillofac. Implants*, v. 9, n. 2, p. 149-55, 1994.
- 25 GROISMAN, M. et al., Implantes revestidos com hidroxiapatita: uma análise clínica retrospectiva de 5 anos. *Rev. Bras. Implantod.*, v. 4, n. 4, pg.17-20, 1998.

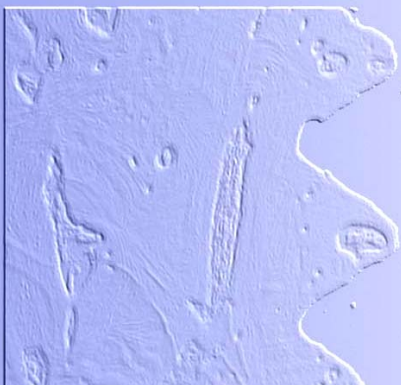
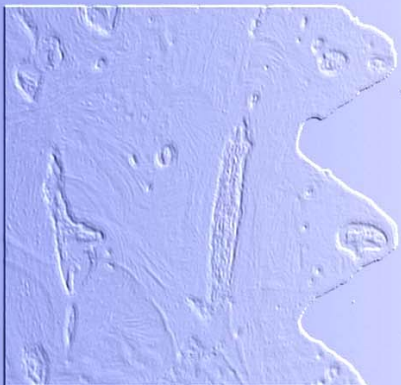
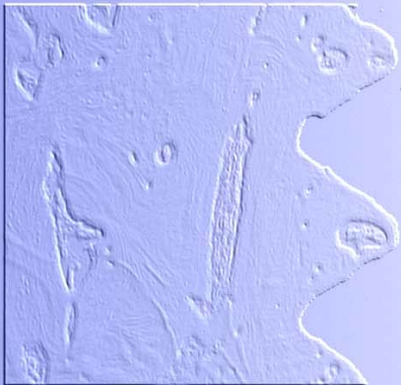
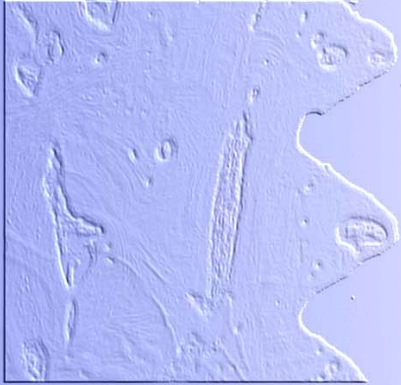
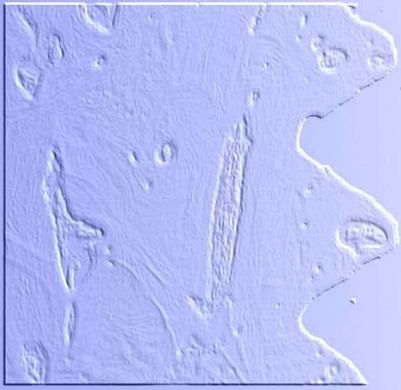
-
- 26 HAN, C. H. et al. Quantitative and qualitative investigations of surface enlarged titanium and titanium alloy implants. *Clin. Oral Implants Res.*, v.9, n.1, p.1-10, 1998.
- 27 HENRY, P. J. et al. Removal torque comparison of TiUnite and turned implant in the Greyhound dog mandible. *Appl. Osseointegrat. Research*, v. 1, n. 1, p. 15–17, 2000.
- 28 IVANOFF C.J., et al. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. *Clin. Oral Impl. Res.*, v.7, n. 2, p. 120 - 7, 1996.
- 29 KAWAHARA, H. Implantology and biomaterials in stomatology. Bunkio Ku: Ishiyaku, 1980. 333p.
- 30 KLOKKEVOLD, P. R. et al. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: a torque removal study in the rabbit. *Clin. Oral Implants Res.*, n. 8, p. 442-47, 1997.
- 31 LI D., LIU, B., WU, J. Interface óssea de implantes citologicamente influenciada por uma superfície modificada por jato de areia: um estudo preliminar in vitro, *Int. J. Oral Implantol.*, v. 20, n. 10, p. 65-70, 2001a. (Artigo n. 11)

-
- 32 LI D. et al. Avaliação da osseointegração de implantes dentários de titânio através da superfície modificada pelo jateamento com areia: um estudo “in vivo” da biomecânica da interface. *Implant. Dent.*, n. 7, p.67-71, 2000. (Edição em português)
- 33 LI, D. et al. Efeitos do tratamento com abrasão de areia considerando propriedades químicas e topográficas da superfície do titânio. *Implant Dent.*, n. 9, p. 67-71, 2001b. (Edição em português)
- 34 MASUDA, T. et al. Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I: In vivo studies. *Int. J.Oral Maxillofac. Implants*, v. 13, n. 1, p. 17-29, 1998.
- 35 MISH, C. E. Crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Postgraduate Dent.*, v. 2, n. 3, p. 3-17, 1995.
- 36 PALMA, V. C. Implantes do sistema TF em alvéolos imediatamente após exodontia com e sem membrana de osso bovino: estudo histológico em cães. Araçatuba, 1998. 101p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista.

-
- 37 PASSI, P. et al. Histologic investigation on two titanium screw dental implants in humans. *Quintessence Int.*, v. 20, n.6,p. 429-34, 1989.
- 38 PEBÉ, P. et al Prova de contratorque e análise histomorfométrica de várias superfícies de implantes em dentes caninos: um estudo piloto. *Implant Dent.*, , v. 1, n. 2, p. 7-14, 1998. (Edição em português)
- 39 SAKAGUCHI, R. L., BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int. J.Oral Maxillofac. Implants*, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995.
- 40 SENNERBY, L., MIYAMOTO I. Insertion torque and RFA analysis of TiUnite and SLA implants: a study in the rabbit, *Appl. Osseointegration Res.*, v. 1, n. 1, p.31-3, 2000.
- 41 SERSON, D. Implantes orais: teoria e prática. Porto Alegre: Artes Médicas, p.4- 5, 1985.
- 42 SCHROEDER et al. Implantologia Dental. São Paulo: Panamericana, 1994.
- 43 PIEKERMANN, H. et al. Implantologia. Porto Alegre: tes Médicas, 2000.

-
- 44 SYKARAS, N. et al Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration: a literature review. *Int. J. Oral Maxillof. Implants*, v. 15, n. 5, p.675-90, 2000.
- 45 TAKESHITA, F. et al. A quantitative study on the interface between bone tissue and blade-vent implants using the image processing system. *J. Oral Implantol.*, v. 15, n. 3, p. 154-9, 1989.
- 46 VENABLE, C. S., STUCK, G. W., BEACH, A. The effects on bone of the presence of metals based upon eletrolyses. *Annals of Surgery*, v. 105, n. 6, p. 917 – 37, 1937.
- 47 VIDIGAL JÚNIOR., G. M. et al. Análise de três diferentes implantes osseointegrados. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v. 47, n 5, p. 1135–9, 1993.
- 48 XAVIER, S. P. Caracterização e avaliação da biocompatibilidade do titânio submetido a diferentes tratamentos de superfície. Araçatuba, 2002, 104 p. Tese de (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 49 WARREN, P. et al A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement of TiO₂ grit-blasted implantes in the posterior maxilla and mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 17, n. 3, p.399-404, 2002.

-
- 50 WEISS, C.M. A comparative analysis of fibro-osteal and osteal integration and other variables that affect long term bone maintenance around dental implants. *J. Oral Implant.*, v. 13, n. 3, p. 467-87, 1987.
- 51 WENNEMBERG, A., ALBREKTSSON, T., ANDERSSON B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 11, n. 1, p.38-45, 1996.
- 52 WENNEMBERG, A. et al. A histomorphometric evaluation of screw-shaped implants each prepared with two surface roughnesses, *Clin. Oral Implants Res.*, v. 9, n. 1, p.11-9, 1998.
- 53 WHITTAKER, J., GAREY, D. I., JAMES, R. A. Implant-tissue interface: a case history. *Int. J. Oral Implantology*, v. 15, n. 2, p. 137-140, 1989.



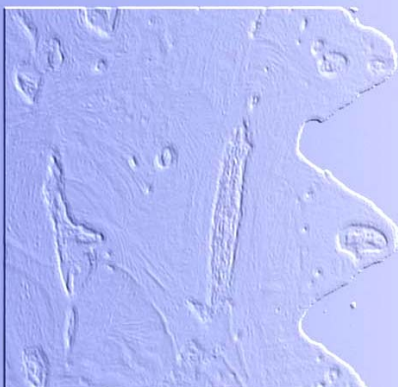
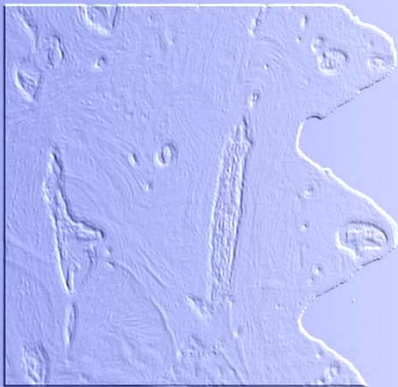
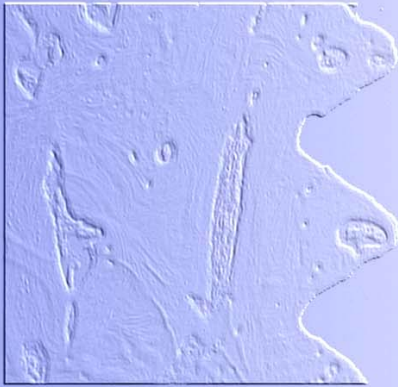
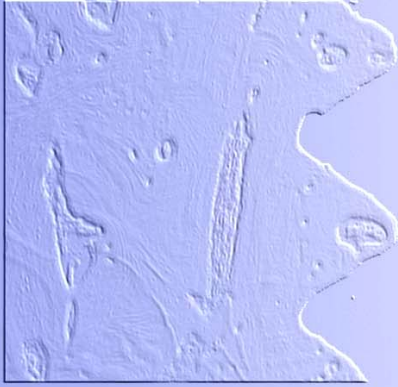
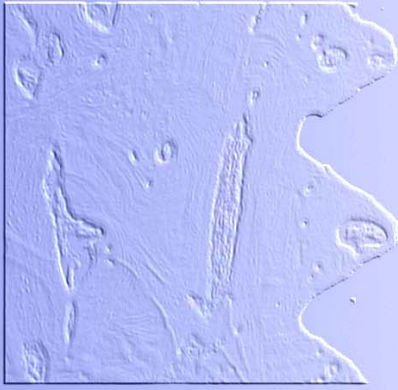
Abstract

Abstract

EMBACHER FILHO, A. *Colosso project: developement of an osseointegrated implant system - from teory to practice*. Araçatuba, 2003. 102p. Tese (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.



Despite the high clinical success index alongside of the years with the Branemark system implants, scientific research's has proved that many details, when incorporated to the implants improved then significantly. The implant outer surface modification when made irregular propitiate a quicken osseous regeneration and a qualitative interface, much better than that exclusively machined. Bigger attachments, guided to the implant interior propitiate greater stability and minor loose of the fixation screws of the prosthetic pillars, besides create more adequate mechanicals conditions for the cervical perimplantar bone. This study developed a implant that incorporate present day



RESUMO

RESUMO

EMBACHER FILHO, A. **Projeto “Colosso”:
desenvolvimento de um sistema de implante
osseointegrável. Da teoria à prática.** Araçatuba, 2003.
102p. Tese (Doutorado em Cirurgia e Traumatologia Buco-
Maxilo-Facial) - Faculdade de Odontologia, Universidade
Estadual Paulista.



Apesar dos altos índices de sucesso clínico observado ao longo dos anos com os implantes de Branemark, pesquisas científicas dão conta de que vários detalhes, quando acrescentados aos implantes, o melhoravam significativamente. A modificação da superfície externa do implante ao ser tornada irregular propicia uma regeneração óssea mais rápida e uma interface qualitativa e quantitativamente superior àquela exclusivamente usinada. Encaixes mais longos direcionados para o interior dos implantes propiciam maior estabilidade e menor soltura dos

parafusos de fixação dos pilares protéticos, além de criarem condições mecânicas mais adequadas para o osso perimplantar cervical. Este trabalho desenvolveu um implante que incorpora aspectos atuais tidos pela literatura como mais adequados para um melhor resultado clínico a curto, médio e longo prazo.

Palavras-chave:

Implante osseointegrado, osseointegração

Anexos

Anexo A

FICHA DE REGISTRO DE TRABALHO PROGRESSIVO Nº 000000									
Nome da	Código:	Matéria prima:	Ø: mm		Laudo nº	Desenho			
Descrição do trabalho executado	Local da execução	Cronologia do processo			Número de peças			Tempo por peça aprovada	Operador
		Data	Horário inicial	Horário final	Processadas	Aprovadas	Reprovadas		
01									
02									
03									
04									
05									
06									
07									
08									
09									
10									
11									
12									
13									
Observações:									

ANEXO A – Reprodução da *Ficha de Registro de Trabalho Progressivo*