

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

GUSTAVO HENRIQUE DINIZ PIMENTEL

Avaliação in vitro da microinfiltração bacteriana em implantes do tipo
Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse

BAURU

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

GUSTAVO HENRIQUE DINIZ PIMENTEL

Avaliação in vitro da microinfiltração bacteriana em implantes do tipo
Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade
de São Paulo para obtenção do título de
mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Wellington Cardoso
Bonachela

BAURU

2009

Pimentel, Gustavo Henrique Diniz

P649a Avaliação *in vitro* da microinfiltração bacteriana em implantes do tipo Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse / Gustavo Henrique Diniz Pimentel. – Bauru, 2009.

109p.: il.; 30cm.

Dissertação. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Dados curriculares

Gustavo Henrique Diniz Pimentel

Nascimento	29 de Abril de 1979
Naturalidade	Manaus - Amazonas
Filiação	Paulo Roberto Brandão Pimentel Maria das Graças Diniz Pimentel
1999-2003	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Federal do Amazonas - UFAM
2003-2005	Curso de Especialização em Prótese Dentária pela Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio-palatal - PROFIS
2007-2009	Curso de Pós-graduação em nível de Mestrado em Odontologia, área de concentração Reabilitação Oral, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP

DEDICATÓRIA

Dedicatória

À minha família

Meus Pais, meus grandes incentivadores. Estiveram sempre prontos a me apoiar, por mais absurdos que tenham parecido meus ideais. Capazes de abrir mão de seus próprios sonhos para realizar os meus.

Paulo André e João Paulo, meus irmãos. A saudade e a torcida de vocês sempre me deram forças pra não desistir. Juntos somos mais fortes.

Nely, minha vó. Nosso anjo da guarda.

Ao meu amor

Adriana, que me apoiou e me incentivou sempre. Com seu amor e seu exemplo me fez ver a importância dessa jornada em nossas vidas.

AGRADECIMENTOS

Agradecimentos

A DEUS, por minha saúde, por me dar forças e por permitir que eu sempre alcance meus sonhos.

Aos MEUS PAIS, PAULO e GRAÇA, por me incentivarem, por me amarem e por permitirem que eu concretizasse meus objetivos. Cada dia longe foi um dia a menos de saudade.

Aos MEUS IRMÃOS, PAULO ANDRÉ, por estar sempre disponível pra me ajudar, e JOÃO PAULO, por nossa parceria de sempre, pelo incentivo e por cada segundo aproveitado quando estive em Manaus.

À minha vó, NELY, por ter aberto mão de tudo pra cuidar de mim e de meus irmãos. Obrigado por me esperar voltar.

À minha namorada ADRIANA, pelo amor, incentivo e exemplo de dedicação. Isso tudo só foi possível porque tive tua companhia em todos os momentos que precisei.

Aos meus sobrinhos CAROL e LUÍS HENRIQUE por nos terem dado um novo significado de amor. A chegada de vocês nos deu novas razões.

Às minhas cunhadas, ANA PAULA, por ter aberto as portas dessa jornada, pela amizade e pelo amor de todos esses anos, e TATI, minha irmãzinha e meu ciúme. E aos meus sogros, PAULO e CÉLIA, e ao FERNANDO e ao MAURO. Obrigado por me receberam na vida de vocês e por comemorarem cada vitória minha.

Aos meus tios ÂNGELO, ROSÁRIO, LEONOR, AUXILIADORA e MARÍLIA (*in memorian*) e primos KAMILA, LORENA, LEO, MANOEL, CANDINHO, DANIELE, DANIEL, LEANDRO, MANU e CAROL.

Aos amigos DR. GÍLDER VASQUEZ e DR. FRANCISCO DIÓGENES (*in memorian*) pelo grande incentivo e por me mostrarem a beleza da Odontologia.

Ao meu primo LUCIANO AFONSO pelo incentivo de sempre.

Ao meu orientador, Prof. Dr. WELLINGTON CARDOSO BONACHELA, pela orientação, por confiar em mim e pela oportunidade de aprendizado que me proporcionou.

Ao Prof. Dr. GERSON BONFANTE, por todo o conhecimento transmitido e pelo carinho com que sempre me recebeu. As conversas em sua sala, com um articulador e/ou uma radiografia, foram as melhores aulas de prótese que tive.

Ao Prof. Dr. ACCÁCIO LINS DO VALLE, pela convivência amistosa desde a especialização.

Ao Prof. Dr. LUIZ FERNANDO PEGORARO que, mesmo com todos os afazeres de diretor, nunca deixou de transmitir seu conhecimento nas clínicas e seminários.

Aos demais docentes do departamento de Prótese da FOB-USP, Prof. Dr. VINÍCIUS DE CARVALHO PORTO, Prof. Dr. PAULO CÉSAR RODRIGUES CONTI, Prof. Dr. CARLOS DOS REIS PEREIRA ARAÚJO, Prof. Dr. JOSÉ HENRIQUE RUBO, Prof. Dr. PEDRO CÉSAR GARCIA DE OLIVEIRA, Prof. Dr. PAULO MARTINS FERREIRA, Prof. Dr. RENATO DE FREITAS, Profa. Dra. LUCIMAR FALAVINHA VIEIRA E Profa. Dra. KARIN HERMANA NEPPELENBROEK pelo convívio e pelos aprendizados transmitidos.

Aos amigos de mestrado:

CINTINHA, pela grande amizade que construímos nesses anos de mestrado. Minha fiel escudeira de todas as horas. Tua companhia nos mais simples programas foi sempre muito importante, seja na ajuda com pacientes ou nas “propostas gastronômicas”. Desculpa o “bico” por qualquer coisa. Tenho certeza que o nosso carinho e nossa amizade superarão qualquer barreira.

MARCELO, por todos os momentos que compartilhamos, em companhia da KARLA, desde a época de estágio. Obrigado pelo incentivo e pela torcida. Cada vez que tocaste a campainha da minha casa me chamando pra estudar contribuiu pra essa vitória.

PAULO MAURÍCIO (GENTE BOA), os dias de clínica não teriam sido os mesmos sem suas brincadeiras. E a PATI, pela agradável companhia. Sucesso nessa nova fase.

ZEZO E DANIEL, que fizeram com que o aprendizado de prótese fosse além das clínicas, laboratórios e anfiteatros. Vocês também foram grandes professores que tive.

FÁBIO KENJI, FÁBIO LORENZONI, ALINE, PRISCILA, DAVID, OSWALDO, ROSALYN, FELIPE, EMÍLIO,
JOÃO PAULO, MARCUS, ROBERTA, CAROL E BRUNA.

À minha amiga, "roomate" e irmã LULU. Obrigado por todo o amor e carinho.
Obrigado por suportar meu mau humor. Vou sentir saudade de nosso convívio diário.
To guardando um lugar especial pra ti em Manaus.

À amiga ANDRÉA pela amizade e pelo convívio em Bauru, principalmente na época da
pobreza. Obrigado por sempre fazer questão da nossa companhia. A saudade vai ficar
maior agora.

Aos amigos MARQUINHO, RENATINHA, BEBEL E FELIPE, LEO MAGALHÃES, ANDRÉ, LEO LEITE,
LUIZINHO, FERNANDA, CAROL, SIDNEY, EDWAL E PALHINHA que, mesmo de longe, fizeram
sentir a amizade e a torcida em cada sonho realizado.

Aos amigos da Dentística:

POLLIANA, pela amizade sincera e verdadeira que construímos logo nos primeiros dias
de convívio. Nossas academias, corridas e comilanças deixarão saudade.

FLÁVIA, pela amizade e pelo jeito carinhoso mesmo na hora de implicar. Cuida
direitinho da Lulu a partir de agora.

KARIN CHRISTINA, pela amizade espontânea, pelo carinho, palhaçadas e todos os
momentos que compartilhamos.

PAULA, pela companhia sempre presente, seja pra um chopp, pra academia ou um
jantar. Uma legítima Sampaio do Planalto Central.

LUCIANA (FRANCISCA) por estar sempre disposta a ajudar, com sua risada indiscreta e
seu jeito desastrado. Obrigado pela presteza e pelo carinho.

LOURDES, IVONE, RICARDO E EUGÊNIO por todos os momentos de convívio.

Aos amigos da Especialização em Prótese, em especial ao OZÂNIO, PATRÍCIA E ARTHUR,
JEAN E GI, LEANDRO, AMÍLKAR, MONI E SANTI, CHIQUINHO, LINA E LAURA por termos
mantido a amizade, mesmo com a distância.

Aos colegas de estágio BRUNO, ANTÔNIO, ELISA E GAÚCHO.

Aos atuais mestrandos:

LUANA, LUIZ E MAX. O pessoal de Aracaju. Obrigado pela recente (mas não menos importante) amizade construída. Sucesso nessa nova caminhada. Apesar da distância, estarei na torcida e sempre à disposição. LÍVIA AGUIAR E LÍVIA LOPES, pela amizade construída desde o curso de oratória.

Aos demais colegas de pós-graduação BUDA, THIAGO, MURILO, RAFAEL, DANIEL, DU MEIRA, FLORA, LUCIANA, ANA PAULA, ESTEVAM, RODRIGO, RENATO, ROMÃO, DUDU, NOEL, PEDRO, MÁRCIO, ANDRÉA E RENATA.

Aos amigos de Ribeirão Preto, GUILHERME, MONICA E PEDRO (valeu a torcida!),
GERMANA, PRI NÓBREGA, ANNELISSA, PRI PAGANINI E FLÁVIA.

Aos amigos do Centrinho e PROFIS, LUD, MANU, GEÍSA, ANA, KIZZE, MARIANA, THIAGO, MARCELO, GUILHERME, TATI, LARI, JOÃO, MILENA, SÉRGIO, GABI, WENDEL, FERNANDO, LUIZ E FRED.

Aos funcionários do departamento de prótese da FOB, DEBORAH, CLAUDIA, MARCELO E REIVANILDO.

Aos funcionários da Pós-Graduação da FOB, HEBE, CLEUSA E EDUARDO.

Ao Prof. Dr. EDGARD FRANCO MORAES JÚNIOR e Profa. Dra. STEFANIA KANO, por todos os conhecimentos de implantodontia transmitidos.

Aos amigos DANIEL REZENDE E ALINE SIQUEIRA.

Aos funcionários do IEO DANIELA, D. NICE, PAULA E ANA.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas, em especial à Profa. Dra. MARIA AUGUSTA BESSA REBELO, Profa. Dra. NIKEILA CHACON DE OLIVEIRA CONDE, Profa. Dra. ANGELA GARRIDO E Profa. Dra. JANETE MARIA REBELO. É com muito orgulho que saí aluno e volto professor dessa instituição.

Ao DEPARTAMENTO DE MICROBIOLOGIA DA FOB-USP.

AO MARCELO, responsável pelo CIP - CENTRO INTERGRADO DE PESQUISA E BIOMATERIAIS DA FOB-USP – por ceder a dependências dos laboratórios.

E a todos que participaram dessa caminhada. **Muito Obrigado!**

Agradecimentos Institucionais

À PROFA. DRA. SUELY VILELA, digníssima Reitora da Universidade de São Paulo.

Ao PROF. DR. LUIZ FERNANDO PEGORARO, Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

À PROFA. DRA. MARIA APARECIDA DE ANDRADE MOREIRA MACHADO, Presidente da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo.

Ao CONSELHO NACIONAL DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO (CNPQ) pelo fundamental suporte financeiro.

À empresa SIN – Sistema de Implante – pela doação dos implantes utilizados nessa pesquisa.

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

RESUMO

Três dos principais tipos de implantes disponíveis no mercado são: o hexágono externo, o hexágono interno e o cone morse. Um microespaço, presente entre o implante e o intermediário protético, permite a penetração bacteriana e colonização do interior do implante. Esse microespaço, juntamente com a colonização bacteriana, tem sido associado com a perda óssea ao redor dos implantes, característica da periimplantite. O objetivo desse trabalho foi comparar a possível contaminação bacteriana nesses três tipos de implantes, em um período de 24 horas, semelhante ao que acontece na condição de carga imediata. Para tal, foram utilizados 10 implantes de cada tipo, com seus respectivos intermediários protéticos, sendo o Grupo 1 de implantes Hexágono Externo (HE), Grupo 2 de Hexágono Interno (HI) e Grupo 3 de Cone Morse (CM). No interior de cada implante foram inoculados 2µL de meio de cultura (BHI). Os espécimes foram depositados individualmente em tubos de ensaio contendo 4 mL de BHI estéril. Após um teste de esterilidade, 100µL de BHI contendo *Enterococcus faecalis* foram inoculados em cada tubo. Após 24 horas em meio contendo bactérias, os espécimes foram removidos, desinfetados e reabertos. Com um cone de papel estéril, o material do interior dos implantes foi coletado e colocado em meio de cultura para avaliar a possível passagem de bactérias do meio externo para o interno dos implantes. O teste foi repetido por mais duas vezes (Teste I, II e III), com o cuidado de se lavar e esterilizar em autoclave os espécimes. Os resultados foram tabulados e o teste exato de Fisher foi aplicado com o nível de significância de 5%. Os resultados do teste I mostraram a contaminação de 8 implantes HE, 4 implantes HI e 2 implantes CM, sendo a contaminação no grupo HE estatisticamente significante maior que nos grupos HI e CM; o teste II mostrou a contaminação de 7 implantes HE, 4 implantes HI e 4 implantes CM, não havendo diferenças estatisticamente significantes; o teste III mostrou a contaminação de 10 implantes HE, 7 implantes HI e 3 implantes CM, revelando diferenças estatisticamente significantes entre o grupo HE e CM. Concluiu-se, portanto, que após um período de 24 horas, houve contaminação bacteriana em todos os grupos avaliados, sendo estatisticamente maior no grupo 1.

Palavras chave: implante, microinfiltração bacteriana, periimplantite.

ABSTRACT

ABSTRACT

Evaluation *in vitro* of bacterial microleakage in external hexagonal, internal hexagonal and morse-taper dental implants

Three main types of implants available in the market are: external hexagonal, internal hexagonal and morse-taper. A microgap, present between the implant and the abutment, enables bacterial penetration and colonization of the interior of the implant. This microgap, associated with bacterial colonization, has been related with bone loss around the implants, present in periimplantitis . The aim of this study was to compare the possible bacterial contamination in these three types of implants in a 24 hour period, similarly with immediate loading. 10 implants of each type, with their abutments, were used. The implants of Group 1 were external hexagonal (HE) type, Group 2 were Internal Hexagonal (HI) type and Group 3, morse-taper type(MC). 2 µL of brain-heart infusion (BHI) broth were added into each implant. The specimens were placed individually in glass culture tubes containing 4 mL of sterile BHI broth. After a test to assure sterility, 100 µL of BHI broth containing *Enterococcus faecalis* were inoculated in each tube. After 24 hours, the specimens were removed, disinfected and reopened. With a sterile paper cone, the material inside the implants were collected and placed in BHI to evaluate the possible passage of bacteria from the outside to the internal side of the implant. The test was repeated two times more (Test I, II and III). The Fisher exact test was used to compare the number of contaminated implants in each group, at a significance level of 5%. The results of test I showed contamination of 8 HE implants, 4 HI implants and 2 CM implants. The contamination in the HE group was statistically higher than CM and HI groups. Test II revealed contamination of 7 HE implants, 4 HI implants and 4 CM implants. No statistically significant differences were observed. Test III showed contamination of 10 HE implants, 7 HI implants and 3 CM implants, revealing statistically significant differences between HE and CM groups. It can be concluded that after a period of 24 hours, there was bacterial leakage in all groups studied, with statistically higher contamination in group 1.

Keywords: implant, bacterial microleakage, periimplantitis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Desenho da Macroestrutura e Biomecânica dos Implantes	25
2.2 Perda óssea ao redor dos implantes e Periimplantite	35
2.3 Carga Imediata.....	48
3 PROPOSIÇÃO	53
4 MATERIAL E MÉTODOS	57
4.1 Preparo do meio de cultura (BHI).....	59
4.2 Montagem dos Espécimes	62
4.3 Preparo das Bactérias	65
4.4 Experimento	67
4.5 Limpeza e reesterilização dos espécimes.....	72
4.6 Análise estatística	72
5 RESULTADOS	73
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	95
ANEXO	105

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Os implantes dentários têm revolucionado a prática da odontologia moderna. Pacientes completamente ou parcialmente edêntulos podem, agora, usufruir dos benefícios de restaurações fixas, sem se preocupar com a falta de estabilidade e conforto de suas próteses (Dibart *et al.*, 2005). O conceito de sucesso em restaurações retidas por implantes para os pacientes é bem simples: o paciente preocupa-se somente com estética e função. Os dentistas, porém, precisam de um critério um pouco diferente de sucesso. Em termos, sucesso pode ser descrito, na visão do profissional, em: (1) estabilidade biológica (sem perda de tecidos duros e moles, por causa de infecção ou sobrecarga); (2) estabilidade mecânica; e (3) possibilidade de higienização (Nentwig, 2004). Várias são as aplicações clínicas dos implantes, e o correto conhecimento de suas diferentes partes torna-se fundamental para se ter um tratamento satisfatório nos aspectos estéticos, funcionais e biológicos.

Decorrente de um maior acesso pelo surgimento de novas marcas de implantes, a demanda de pacientes vem aumentando, e a tecnologia empregada na confecção de suas próteses aumenta proporcionalmente. Diversos são os desenhos de implantes disponíveis no mercado, apresentando também diferentes custos, sendo a compreensão do correto funcionamento desses cada vez mais necessária (Covani *et al.*, 2006; Morris *et al.*, 2004). A maioria dos sistemas de implantes é composta por duas partes principais: uma intra-óssea (implante propriamente dito), que é instalada em uma primeira fase cirúrgica (implantes de dois estágios), e a outra uma conexão transmucosa (intermediário), que é instalada, normalmente, após o período predeterminado para a osseointegração do implante (Steinebrunner *et al.*, 2005). O principal modelo, e o mais conhecido, é o sistema de *Hexágono externo*, proposto por Brånemark, cuja forma de unir uma parte a outra é feita por um parafuso e um dispositivo anti-rotacional em forma de hexágono, localizado acima do implante. Outro tipo de implante disponível é o sistema de *Hexágono interno*, onde o dispositivo anti-rotacional situa-se na parte interna do implante. Apesar de algumas vantagens em relação ao sistema de hexágono externo, comparações

parecem ser ainda muito divergentes. A perda de parafusos, fratura de componentes e dificuldade de se assentarem os intermediários, com tecidos subgengivais profundos, são problemas comumente relatados quando se trabalha com conexões do tipo hexagonal. Para contornar alguns desses problemas, em 1985, foi proposta uma conexão *Cone Morse*, onde o intermediário, na forma de um cone, conecta-se internamente com o implante (Ding *et al.*, 2003). Seus idealizadores criaram-no com a intenção, dentre outras, de poder facilitar a estabilidade dos tecidos moles ao redor dos implantes devido à “ausência de espaço” (*gap*) entre o intermediário e o implante. Dessa maneira, ter-se-ia um implante “a prova de bactérias” e com máxima estabilidade mecânica (Nentwig, 2004).

Em todo sistema que utiliza um parafuso para unir o intermediário ao implante, o “*gap*” é observado entre essas duas partes (Dibart *et al.*, 2005; Gross, Abramovich e Weiss, 1999; Morris *et al.*, 2004; Scarano *et al.*, 2005). As conseqüências de uma fenda entre o intermediário e o implante podem ser mecânicas ou biológicas. Os problemas mecânicos relacionam-se com a micro-movimentação do intermediário e possíveis fraturas dos parafusos. Já o biológico tem a ver com a penetração de bactérias por esse espaço e conseqüente colonização das partes internas do implante, formando um nicho bacteriano nessa região (Buchmann *et al.*, 2003; Scarano *et al.*, 2005). O tamanho desse “*gap*” pode variar entre 40 e 100 μm (Buchmann *et al.*, 2003; Scarano *et al.*, 2005), enquanto que o tamanho de uma bactéria é de aproximadamente 0,5 μm (Dibart *et al.*, 2005).

Em se tratando da colonização bacteriana, alguns fatores devem ser considerados, como a inflamação dos tecidos moles periimplantares e a precoce perda de estrutura óssea ao redor dos implantes. Essas condições, que caracterizam a doença periimplantite (Botero *et al.*, 2005; Covani *et al.*, 2006; Heijdenrijk *et al.*, 2006), têm sido associadas à presença desse “*gap*” (Dibart *et al.*, 2005; Persson *et al.*, 1996). As possíveis hipóteses da presença bacteriana no interior do implante são: a colonização bacteriana durante a fase cirúrgica; e a penetração de bactérias pelo “*gap*”, após a reabertura do implante e instalação do intermediário, formando um nicho bacteriano no interior do implante (Dibart *et al.*, 2005; Jansen, Conrads e Richter, 1997). Torna-se importante salientar que estudos prévios nos implantes de hexágono externo levaram Adell *et al.* (1981) a

classificarem as perdas ósseas próximas às bases de assentamento desses implantes, determinando como aceitáveis perda de 1 mm no primeiro ano de função e 0,1 mm por ano subsequente. Atualmente, contudo, têm-se discutido que essa perda óssea peri-cervical inicial pode ser uma possível precursora da doença periimplantar.

Na tentativa de diminuir a permeabilidade bacteriana na junção implante-intermediário, várias soluções foram propostas. Dentre elas, o desenvolvimento de conexões cônicas (Cone Morse), com mínimo espaço entre as duas partes (Nentwig, 2004). Alguns estudos têm demonstrado que esse tipo de implante impede por completo a passagem de bactérias entre o meio interno e o externo, creditando a esse fato uma não reabsorção óssea nas regiões periimplantares (Dibart *et al.*, 2005; Steinebrunner *et al.*, 2005). Porém, pouco se sabe de como realmente esses implantes se comportam em relação à colonização bacteriana das partes internas, e se é realmente essa a explicação para a menor reabsorção óssea quando se utiliza esses sistemas.

Com base no que foi relatado em relação aos três diferentes tipos de conexões, é importante determinar se existe uma contaminação bacteriana imediata na colocação de implantes ou no momento de sua reabertura. A partir disso, pode-se discutir ainda qual o significado dessa contaminação precoce no processo de cicatrização tecidual e seu possível impacto nos tecidos periimplantares.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Desenho da Macroestrutura e Biomecânica dos Implantes

Em implantodontia, macroestrutura refere-se às características morfológicas internas e externas dos implantes. Quanto a esse aspecto, encontram-se disponíveis comercialmente vários sistemas de implantes, com diferentes formatos, superfícies, tamanhos e distâncias entre as roscas, assim como diferentes possibilidades de conexão entre implantes (porção endóssea) e intermediários protéticos.

O sistema mais conhecido, e o mais bem documentado, é o sistema de conexão hexagonal externa, proposto por Brånemark. Esse sistema possui uma conexão de forma hexagonal que age como mecanismo antirotacional, sendo, juntamente com o parafuso protético, o responsável pela estabilidade mecânica do conjunto implante/intermediário.

O primeiro trabalho longitudinal com a utilização dos implantes Brånemark foi publicado por Adell *et al.* (1981). Nesse trabalho, 2768 implantes, de 371 pacientes foram avaliados num período de 15 anos. O índice de sucesso de osseointegração observado na maxila foi de 81% e de 91% na mandíbula. Nesse mesmo trabalho, verificou-se uma reabsorção de 1,2 mm no primeiro ano de função, com perda de 0,1 mm a cada ano subsequente. Os autores relacionaram o sucesso com a qualidade do procedimento cirúrgico e da reabilitação protética, estabelecendo protocolos bem definidos para isso, e ressaltaram a importância de um íntimo contato entre o osso e o implante para que ocorra a osseointegração.

Albrektsson *et al.* (1981) determinaram um período de 3 a 6 meses de submersão dos implantes para poderem ser carregados proteticamente. Segundo os autores, esse seria o tempo necessário para permitir a formação óssea ao redor dos implantes, evitando as infecções e a migração epitelial. Essa submersão também contribui para manter o implante estável, evitando movimentações, o que poderia comprometer a osseointegração.

Após a consagração desse sistema, muitos outros foram propostos, na tentativa de “corrigir” alguns aspectos falhos do hexágono externo. Dentre esses, têm-se os sistemas de conexão interna. Essas conexões diferem bastante quanto à maneira de se conectar o intermediário ao implante. Cada empresa, diferente do que se tem com o sistema de hexágono externo, buscou seu próprio mecanismo e desenho, com características únicas, dificultando sobremaneira uma padronização. O sistema de Hexágono Interno foi introduzido no mercado para conseguir uma melhor estabilidade mecânica. Mais recentemente, o sistema Cone Morse vem ganhando bastante espaço, tanto comercialmente quanto clinicamente, na implantodontia. Esse sistema é tido como mais estável biomecanicamente e mais eficiente em termos de selamento bacteriano, devido à configuração da sua conexão.

Balfour e O'Brien (1995) compararam três diferentes tipos de implantes (um de hexágono externo, um hexágono interno e um octógono interno) quanto às propriedades mecânicas. O sistema de hexágono externo, quando submetido a forças laterais, apresentou danos irreparáveis quando comparado aos outros sistemas, sendo o sistema de hexágono interno o que exibiu melhor estabilidade. Os autores sugeriram que isso se deveu, principalmente, à altura do componente protético e ao tipo de titânio utilizado (comercialmente puro, no hexágono externo e liga de titânio no hexágono interno).

Quaresma *et al.* (2008) publicaram um trabalho de elementos finitos onde compararam os sistemas de hexágono interno e cone morse. Para esse estudo, foi criada uma coroa metalocerâmica simulada sobre os intermediários de cada sistema e uma força de 100N foi aplicada na cúspide vestibular. O estresse resultante foi medido na prótese, no intermediário, no implante e no osso adjacente. O sistema de hexágono interno provocou maior estresse no osso alveolar e na prótese, porém menor no intermediário protético. Já o sistema cone morse resultou em um maior estresse no intermediário, mas com um menor estresse no osso alveolar e na prótese. Os autores sugeriram que o sistema cone morse poderia levar a uma menor reabsorção óssea que o hexágono interno, acreditando que o formato do seu

intermediário protético dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese.

Em 2004, Nentwig publicou um trabalho de acompanhamento clínico de 56,8 meses de 5439 implantes do sistema *Ankylos* (Cone Morse). O autor descreve o sistema como sendo aplicável universalmente; com boa capacidade de estabilidade primária, mesmo em situações de osso pobre; capaz de distribuir a carga de maneira fisiológica no osso adjacente; com selamento bacteriano ideal entre o implante e o intermediário (gap free); capacidade de restauração protética simples e de custo acessível. Os critérios de sucesso utilizados foram: estabilidade clínica, ausência de inflamação dos tecidos duros e moles, ausência de perda progressiva de osso ao redor do implante e satisfação do paciente. O índice de sucesso variou entre 95,8% e 98,7%, dependendo da aplicação clínica, levando o autor a concluir que o sistema é bastante satisfatório quanto à aplicabilidade clínica e à manutenção da saúde periimplantar.

Em uma revisão de literatura de prótese sobre implantes, Binon, em 2000, discorreu sobre as diferentes conexões protéticas disponíveis no mercado e os diferentes tipos de componentes. Em relação à conexão protética, o autor afirmou que existem mais de 20 tipos diferentes de conexões, embora possam ser divididos em 2 grandes grupos: conexão interna e externa. Segundo o autor, as conexões internas resultam em uma interface mais estável porque existe um íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar protético que favorece a distribuição de cargas, protegendo o parafuso de retenção e resultando em uma conexão mais estável. Em relação aos componentes disponíveis, a adaptação, liberdade rotacional, propriedades físicas e adequado torque são fatores determinantes na estabilidade da conexão. Além disso, clinicamente deve-se procurar uma situação de adequada distribuição de cargas, sendo estas dirigidas ao longo eixo do implante, implantes em número, comprimento e distribuição adequada, passividade da prótese e controle de cargas oclusais.

Merz, Hunenbart e Belser (2000) realizaram um estudo de elementos finitos, comparando o sistema Cone Morse, com o sistema de conexão externa. Para tal,

utilizaram a simulação de carga cíclica de 380 N no longo eixo do implante, em 15° e 30°. Em todas as situações, a conexão cone morse mostrou-se mais efetiva na distribuição de forças para os implantes, enquanto que a conexão externa concentrou muito mais força nas roscas do parafuso protético, o que, segundo os autores, pode ser um indicativo do elevado número de falhas de parafusos nos sistemas de conexão externa.

Em 2001, Cibirka *et al.* examinaram a superfície da interface implante/intermediário após teste de fadiga. Nesse trabalho, foram utilizados 10 implantes do tipo hexágono externo, 10 implantes com um hexágono modificado e 10 implantes com uma conexão circular. Sobre os intermediários, foram confeccionadas coroas através do sistema *Procera*. Uma carga cíclica de 5.000.000 de ciclos, com forças variando entre 20 e 200N, foi aplicada sobre as coroas. Após a ciclagem, uma análise macroscópica e radiográfica foi realizada, não revelando alterações dignas de serem relatadas; e os valores de destorque foram anotados. Houve diferenças estatisticamente significantes entre o grupo de hexágono externo e o grupo circular, o qual teve os maiores valores de destorque.

Al-Turki *et al.* (2002) avaliaram o efeito de 2 níveis de desajuste na estabilidade da conexão. Em uma prótese total fixa foram introduzidos desajustes de 100-175µm na interface intermediário/prótese do implante distal e a carga foi aplicada na área de cantilever deste implante. Uma prótese sem desajuste foi utilizada como controle. Para cada nível de desajuste foram realizados 7 testes, com 7 parafusos. Os resultados mostraram que o destorque foi significativamente diferente em relação à localização para o desajuste de 100µm, mas não para o desajuste de 175µm e para o grupo controle. Após o equivalente a 144 dias de função, o valor médio de destorque para os 5 implantes esteve entre 3,3 e 4,4Ncm para o grupo controle e cerca de um décimo do torque aplicado (10Ncm) para os grupos com desajuste. Para o desajuste de 100µm, o valor de destorque para os implantes 1, 2, 3 e 4 foi significativamente inferior que o destorque do implante 5, próximo à área de aplicação de carga. Acredita-se que a força de tensão gerada nos parafusos tenha ultrapassado o limite de resistência dos mesmos, favorecendo o seu afrouxamento, além de corroborar com achados prévios que demonstram níveis

maiores de estresses nos implantes intermediários independente da localização dos desajustes. Para o grupo de 175 μ m, a instabilidade de parafuso também foi observada no implante 5, sugerindo que existem diferenças nos níveis aceitáveis de tolerâncias entre as complicações mecânicas e biológicas relacionadas ao desajuste. Dessa forma, os autores concluem que, níveis semelhantes de desajustes nos implantes terminais devem ser considerados clinicamente inaceitáveis.

Uma análise clínica retrospectiva foi realizada por Krennmair, Schmidinger e Waldenberger (2002) com implantes do sistema *Frialit-2* utilizados para próteses unitárias com uma conexão com hexágono interno de 5,5mm de altura. Em um período de 7 anos, foram avaliados 146 implantes, dos quais 93 coroas cimentadas com cimento provisório e 22 coroas parafusadas com parafuso oclusal e 31 com parafusos laterais. A taxa de sobrevida foi de 97,35% para os implantes e 96,4% para as coroas. A taxa total de complicação protética foi de 18%, tendo sido avaliado fratura de componentes, afrouxamento das coroas parafusadas, afrouxamento das coroas cimentadas, fratura da cerâmica e complicações teciduais. Não houve afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas com parafuso central, apenas em 1 prótese com parafuso lateral, e 9 coroas cimentadas tiveram que ser recimentadas. A taxa total de afrouxamento dos parafusos de intermediários foi de 3,5%. A taxa de afrouxamento dos parafusos laterais foi de 9,6%.

Squier, Psoter e Taylor (2002) avaliaram a redução da área de contato em uma conexão interna tipo cônica e o efeito da anodização (coloração da superfície de titânio) nos valores de destorque em 80 implantes *ITI*, divididos em 4 grupos: (1) conexão interna Standard de 24mm sem coloração; (2) conexão interna Standard com coloração; (3) conexão interna reduzida para 16,5mm sem coloração e (4) conexão interna reduzida para 16,5mm com coloração. O torque de apertamento dos intermediários foi aplicado por um controlador de torque a 35Ncm. O mesmo aparelho foi utilizado para o destorque. Após o torque de apertamento, todas as amostras foram armazenadas em ambiente seco e à temperatura ambiente, por pelo menos 30 dias, para minimizar o efeito do tempo no aperto dos intermediários. Os

resultados mostraram que os grupos 1, 2 e 4 obtiveram resultados de destorque homogêneos, sendo que o grupo 3 apresentou destorque estatisticamente superior (37,16Ncm). Apesar da redução de 31% da área de contato interna, as amostras do grupo 3 apresentaram os maiores valores de destorque. Os autores acreditaram que a adição da indexação octogonal à conexão cônica pode ser um indicativo de que ambas as superfícies (cônica e octogonal) desempenham um importante papel na resistência ao afrouxamento. Por outro lado, a anodização ou coloração do intermediário resultou em uma redução de 20% na resistência ao afrouxamento, sugerindo que a mesma pode estar atuando como um lubrificante.

Khraisat *et al.* (2004) avaliaram o efeito de cargas laterais no afrouxamento de parafusos em um sistema de implantes com conexão tipo hexágono externo. Para isso o destorque foi registrado antes e depois da aplicação de carga e comparando-se os resultados após a aplicação de cargas cêntricas e excêntricas. Além disso, a movimentação rotacional do intermediário e a superfície de contato dos componentes foram examinadas. Foram utilizados 15 implantes *NobelBiocare*, 15 intermediário do tipo *CeraOne* e 15 infra-estruturas fundidas. As fundições continham um orifício central para o acesso ao parafuso e foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Os parafusos de intermediário foram apertados a 32Ncm e depois reapertados após 10 minutos. O destorque inicial foi então registrado. Os parafusos foram novamente apertados e reapertados e as amostras submetidas à carga cíclica entre 0 – 50N, sendo a carga aplicada a uma distância de 11,5mm da superfície do bloco de resina que continha o implante. As amostras foram divididas em 3 grupos: (A) – carga aplicada perpendicular ao longo eixo do implante; (B) carga aplicada a 4mm do longo eixo do implante; (C) sem aplicação de carga. Após 1 milhão de ciclos, o destorque foi registrado. Os resultados mostraram que a diferença nos valores de destorque inicial e final foi maior no grupo A, sendo esta diferença significativa quando comparado aos grupos B e C. Não houve diferença entre os grupos B e C. Também foi observado o deslocamento rotacional dos intermediários do grupo B de 58 μ m e 53 μ m. Os autores concluem que o torque foi preservado no grupo submetido à carga excêntrica.

Cantwell e Hobkirk (2004) avaliaram a hipótese de que um sistema de implantes unitários apresentará perda da pré-carga mesmo com o aperto adequado dos parafusos e mesmo sem a presença de cargas externas. Para a análise um implante tipo hexágono externo foi montado em um bloco de resina. Um intermediário do tipo convencional foi conectado a um torque de 20Ncm, sendo que o mesmo continha 3 sensores colados em sua superfície externa e paralelos ao longo eixo do implante, os quais foram utilizados para medir a pré-carga. Cinco conjuntos de parafusos de ouro e cilindros de ouro foram testados. Os parafusos foram apertados a 12,06 Ncm com torquímetro eletrônico e a pré-carga foi monitorada por 15 horas. A pré-carga média produzida foi de $319,6N \pm 88N$. Foi observada uma redução da pré-carga em todos os testes, sendo que a maior redução foi observada dentro dos primeiros 2 segundos. E, mesmo após 15 horas, ainda se observou uma perda gradual da pré-carga. A perda média da pré-carga foi de $24,9\% \pm 8,28\%$, sendo que cerca de 40,2% desta perda média ocorreu após 10 segundos do aperto. Os autores creditam essa perda progressiva da pré-carga aos fenômenos de relaxamento e deformação plástica localizada.

A adaptação passiva de diferentes tipos de próteses fixas foi avaliada por meio de sensores utilizando o sistema *ITI* com intermediários sólidos por Karl *et al.* (2004). Foram avaliados 4 grupos de próteses fixas de 3 elementos com 10 amostras cada: (1) próteses cimentadas obtidas através da técnica de transferência; (2) próteses parafusadas obtidas a partir de componentes plásticos; (3) próteses parafusadas obtidas a partir de componentes pré-fabricados em ouro, e (4) próteses parafusadas cimentadas aos cilindros de ouro. A única diferença estatística observada foi entre os registros obtidos no grupo de próteses cimentadas aos cilindros de ouro e o grupo de próteses parafusadas fundida com cilindros pré-fabricados. Os autores observaram que todas as próteses apresentaram registros de estresses apesar de terem sido fabricadas por um técnico especializado e terem sido avaliadas clinicamente como adequadas e passivas, sugerindo que toda prótese apresenta certo grau de desajuste. Os resultados ainda sugerem que um mesmo padrão de qualidade pode ser obtido com as técnicas de fundição para próteses cimentadas e parafusadas, assim como parece não haver diferenças no

mecanismo de transmissão de estresses entre as próteses cimentadas e parafusadas. Os autores concluem que a precisão final da peça depende da precisão das técnicas de fabricação empregadas ou seja, transferência, modelos de trabalhos, tolerância dos componentes e fundição e habilidade do técnico. Observaram ainda que, não tendo sido encontrada diferenças entre as próteses obtidas a partir de cilindros plásticos e as próteses obtidas a partir de cilindros de ouro, parece não haver diferença na técnica de confecção das próteses utilizando esses 2 materiais. Os resultados obtidos neste trabalho comprovam que os métodos de avaliação clínica não são capazes de determinar a passividade das próteses, e dessa forma, a utilização de um método mais preciso como os sensores pode ser uma maneira de testar objetivamente a precisão das próteses.

Uma avaliação da perda óssea marginal após 5 anos de função foi realizada por Ricci *et al.* (2004) em um grupo de pacientes tratados com implantes do sistema *Frialit-2*. Cinquenta e um pacientes com 112 implantes participaram do estudo retrospectivo, compreendendo 10,7% implantes na região anterior, 89,3% na região de pré-molares e molares. As próteses, fixadas com parafusos horizontais (13,4%) ou cimentadas (86,6%), eram 46,4% elementos isolados e 53,6% próteses fixas posteriores. Após 5 anos de função, 100% dos implantes estavam em função e a média de reabsorção óssea foi de 2,17 mm, entretanto, 32 implantes (28,6%) apresentaram perda óssea maior que 3 mm. Entre as complicações protéticas observou-se 7,1% de afrouxamento de parafusos em 6 pacientes, tendo sido causado, provavelmente, por hábito parafuncional. Em 2 pacientes, as próteses foram consideradas inadequadas em relação a sua adaptação. Esses 5 implantes não apresentaram bons resultados clínicos e radiográficos na avaliação de 5 anos, com perda óssea de 5mm. As avaliações iniciais de 12, 24 e 36 meses apresentaram perda óssea, não indicativa de perda óssea progressiva ou de alguma patologia. Os autores questionaram o tempo necessário para que uma prótese desajustada resulte em perda óssea como ocorreu neste estudo.

Para avaliar a influência da macro e da microestrutura dos implantes no nível ósseo marginal, após carga funcional, Shin *et al.* (2006) instalaram 3 tipos de implantes em pacientes da seguinte maneira: o primeiro grupo recebeu 35 implantes

com colo usinado; o segundo grupo recebeu 34 implantes com colo tratado superficialmente; e um terceiro grupo recebeu implantes com colo tratado superficialmente e mini roscas. A análise radiográfica após 12 meses revelou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. O grupo com mini roscas no colo apresentou uma perda óssea de $0,18 \pm 0,16$ mm; o grupo com colo tratado superficialmente apresentou uma perda óssea de $0,76 \pm 0,21$ mm; e o grupo com colo usinado mostrou uma perda óssea $1,32 \pm 0,27$ mm. Os autores, portanto, preconizam a utilização de implantes com roscas no colo para uma melhor manutenção da crista óssea após a osseointegração dos implantes.

Na tentativa de classificar o espaço existente entre o implante e o intermediário protético, e comparar esse espaço em 4 grupos de intermediários, Kano *et al.* (2007) publicaram um trabalho onde 48 implantes do tipo hexágono externo foram divididos em 4 grupos: um grupo com intermediários usinados de Titânio, um grupo com intermediários pré-usinados em liga de Paládio, um grupo calcinado em Níquel-Cromo e um grupo calcinado em Cobalto-Cromo. Com microscópio ótico, o “gap” dos espécimes foi avaliado em 8 pontos distintos. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes quanto ao desajuste vertical. Quanto ao desajuste horizontal, o grupo de Titânio usinado foi o que mostrou estatisticamente significante maior desajuste que os demais.

Acredita-se que o estresse resultante de forças ao redor dos implantes tenha grande participação no processo de reabsorção óssea. O desenho do implante, diâmetro, propriedades do material e as características da superfície são fatores que podem estar diretamente relacionados com esse processo. Na tentativa de avaliar e comparar os efeitos de diferentes desenhos de implantes sobre o osso circundante Abu-Hamad *et al.* em 2007 realizaram um estudo de elementos finitos com diferentes desenhos de implantes. Nesse trabalho, três modelos experimentais de implantes foram construídos, todos com 4 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Intermediários com o mesmo diâmetro dos implantes foram instalados, com 5 mm de comprimento. O modelo 1 consistiu em um implante cilíndrico liso; o modelo 2, um implante com estrias horizontais simulando espiras, com 2 mm de

profundidade; e o implante modelo 3 com estrias longitudinais simulando, num corte transversal, uma estrela de 8 pontas. Um quarto modelo foi utilizado, semelhante ao modelo 1, sendo que com 4,5 mm de diâmetro. Cargas de 100 N foram aplicadas tanto longitudinalmente, quanto verticalmente. O estresse compressivo e a tensão gerada foram medidos na crista óssea ao redor dos implantes. Os autores concluíram que o desenho dos implantes tem participação fundamental nas forças geradas no osso ao redor dos implantes, e mostraram que o implante liso foi o que produziu menor estresse e tensão nessa região.

Considerando que, em implantes de duas partes, a posição da interface implante/intermediário exerce papel fundamental na manutenção-reabsorção da crista óssea periimplantar, um novo modelo de união tem sido proposto: *Platform Switching*. Esse método consiste em deslocar a união implante/intermediário mais para o centro do implante, protegendo assim o osso adjacente da ação das bactérias presentes nessa interface. Para avaliar a influência da união *platform switching* na crista óssea de implantes não submersos, Becker *et al.* (2007) realizaram um estudo histomorfométrico em cães. Para tal, os terceiros e quartos pré-molares, além dos primeiros e segundos molares, superiores e inferiores, de ambos os lados, foram extraídos. Após três meses, implantes de diâmetro largo foram instalados 0,4 mm acima da crista óssea com cicatrizadores de diâmetro compatível e de diâmetro reduzido, distribuídos de maneira aleatória. Os cães foram sacrificados em períodos de 7, 14 e 21 dias, e as peças submetidas aos procedimentos histológicos. Foram realizadas medidas da plataforma do implante (IS) à porção mais apical de epitélio juncional (aJE), à porção mais coronal de osso em contato com o implante (CLB) e à crista óssea (BC). As medidas foram, em geral, significativamente menores nos implantes de *platform switching*, exceto nas amostras de 28 dias que não mostraram diferenças estatísticas entre os grupos para as medidas IS-CLB e IS-BC. Os autores concluem que o conceito *platform switching* é eficiente.

Em 2008, Akça e Çehreli compararam a transmissão de forças por fotoelasticidade e por análise extensiométrica (Strain-Gauge) na região periimplantar de diferentes tipos de implantes de conexão interna cônica. Os modelos fotoelásticos utilizados no trabalho foram dos sistemas *SynOcta* (conexão cônica de

8°), *ITI* monobloco (implante de uma única parte), *AstraTech* (conexão cônica de 11°) e *Bicon* (conexão interna cônica por fricção de 1,5°). Após o posicionamento dos espécimes nas matrizes, foi aplicada carga estática de 75N, vertical e oblíqua (20°). Os autores sugeriram que a macroestrutura tem pouca relação com a perda óssea marginal, sendo muito mais importantes fatores como o tratamento de superfície e a rugosidade superficial; e concluíram que as conexões internas cônicas comportam-se de maneira similar aos implantes de corpo único, concluindo, ainda, que o aumento do diâmetro dos implantes pode reduzir de maneira considerável o estresse na região.

Para avaliar a eficácia do modelo *platform switching*, *Cappiello et al.* (2008) realizaram um estudo clínico e radiográfico em humanos. Nesse trabalho, foram instalados 131 implantes em 45 pacientes, sendo que 75 implantes utilizados com o conceito *platform switching* e 56 implantes com intermediários de tamanho compatível com a plataforma. Foram feitas radiografias antes e no fim da cirurgia, 8 semanas após a instalação dos implantes (momento da instalação das provisórias) e 12 semanas após receber carga. Os resultados mostraram que no grupo teste a média de perda óssea vertical foi estatisticamente significante menor que no grupo controle, confirmando a eficiência clínica do conceito *platform switching*.

2.2 Perda óssea ao redor dos implantes e Periimplantite

Após a consagração dos implantes do tipo *Brånemark*, estudos surgiram em busca dos motivos das falhas existentes nesse sistema. A principal falha estudada é a perda de osso marginal ao redor dos implantes, que chegou a ser aceita como natural do sistema, chamada de saucerização. Essa perda óssea, porém, está muito associada à colonização bacteriana das estruturas do implante. A colonização pode ser tanto da superfície externa, quanto dos espaços internos do implante. Internamente, a colonização bacteriana está relacionada com um espaço existente entre a porção protética do sistema (intermediário protético) e a porção endóssea

(implante). Tanto a colonização externa quanto a interna relaciona-se com a doença denominada Periimplantite.

Em uma revisão de literatura, Mombelli e Lang (1998) conceituaram periimplantite. Segundo os autores, a doença é definida como um processo inflamatório que afeta os tecidos ao redor dos implantes osseointegrados após estarem em função, resultando em perda óssea.

No ano de 1992, Baumann *et al.* avaliaram pacientes edêntulos parciais e totais para identificar a microbiota dos sítios periodontais e periimplantares. Os autores observaram que os microrganismos presentes nos edêntulos parciais, tanto nos sítios saudáveis como nos comprometidos eram semelhantes, no entanto, diferiam dos encontrados nos edêntulos totais. Os autores alertam ainda para a necessidade do tratamento periodontal prévio, antes da colocação de implantes em pacientes com comprometimento periodontal.

Com o objetivo de determinar a eficácia da utilização do diacetato de clorexidina como uma alternativa no controle do número de estreptococos do grupo *mutans*, em pacientes portadores de overdentures, próteses sobre dentes, Keltjens *et al.* (1992) acompanharam 31 pacientes durante oito semanas. Vernizes contendo clorexidina nas concentrações de 1% e 40% foram comparados a uma substância placebo (gel ou líquida). Os pacientes foram submetidos a exames clínicos e bacteriológicos, durante esse período e, segundo os autores, os resultados justificaram a utilização diária da clorexidina, em pacientes portadores de próteses do tipo overdentures.

Em 1993, Breeding *et al.* avaliaram três marcas comerciais de implante, o efeito de um selante adesivo (CEKA BOND®) e do torque requerido para afrouxamento dos parafusos de fixação, em trinta espécimes sob função simulada em carga cíclica, de 6 Kg. O experimento contou com 10 espécimes, de 3 marcas comerciais (Calcitek, Minimatic e Core-vent) sendo que em 15 (5 de cada marca) foi utilizado o selante e nos outros 15 (5 de cada marca) não foi utilizado nenhum material entre intermediário/implante. Concluíram que em uma das marcas

comerciais (Core – Vent – Dentsply) a adição do adesivo significou um aumento de força requerida para deslocar os parafusos.

Kallus e Bessing (1994) relataram que as complicações envolvendo o afrouxamento dos parafusos de fixação e/ou retenção estão relacionadas com o depósito de placa entre a prótese, o intermediário e o implante, fratura do parafuso e acúmulo de tecido de granulação entre ambos, resultando, muitas vezes, em fístula.

Quirynem *et al.*, em 1994, examinaram *in vitro* a existência de microinfiltração bacteriana entre os componentes dos implantes do sistema Brånemark®. Nesse estudo, os autores utilizaram 16 conjuntos de implante/intermediário. Em uma primeira etapa, 4 espécimes formados pelo conjunto implante/intermediário foram completamente imersos em meio de cultura previamente inoculado com bactérias provenientes da placa bacteriana de dez pacientes, permitindo o contato tanto da interface implante/intermediário com o meio de cultura, quanto da interface intermediário/parafuso. Outros 4 foram parcialmente imersos, deixando apenas a interface entre o implante e o intermediário em contato com o meio. Numa terceira combinação, os espécimes foram previamente inoculados com 1 µL de solução salina (Cloreto de Sódio 0,9%) e completamente imersos, enquanto que num quarto grupo os espécimes foram também inoculados, mas só parcialmente imersos. Os parafusos receberam o torque recomendado pelo fabricante (10N) e, após 7 dias de inserção no meio, em condições anaeróbicas, o material foi coletado do interior dos implantes e semeado em placa de Ágar-sangue. Em seguida, foi feita a contagem das unidades formadoras de colônia (UFC) de cada espécime. O experimento foi repetido nas mesmas condições, sendo todos os componentes (implantes, intermediário e parafusos) submetidos à esterilização por Óxido de Etileno. Os resultados das contagens das UFC foram comparados pelo teste de Kruskal-Wallis e mostraram maior contaminação nos espécimes que foram completamente imersos no meio. Os espécimes que foram parcialmente imersos, com a superfície interna seca mostraram uma contaminação estatisticamente significativa menor que os demais. Os autores sugeriram que, mesmo não estando completamente entendida,

essa contaminação bacteriana pode desempenhar papel importante tanto na etiologia quanto no tratamento da periimplantite.

Em trabalho de 1995, Ericsson *et al.* verificaram a presença de inflamação e reabsorção óssea em 5 cães labradores, após 3 meses da colocação de 6 implantes na área desdentada. Decorridos mais 3 meses, colocaram as conexões protéticas (intermediários) sem prótese e, conseqüentemente, sem carga, sendo os cães submetidos a rigoroso protocolo de higiene, por mais 3 meses. Os autores observaram que todos os cães apresentaram inflamação e reabsorção na região entre o componente protético intermediário e o implante.

Acreditando que o estresse gerado pelos implantes no osso periimplantar tem grande participação no processo de perda óssea, Papavasiliou *et al.* (1996) realizaram uma análise de elementos finitos comparando a distribuição de estresse de três diferentes sistemas de implantes. Os autores observaram uma grande concentração de estresse no osso cortical da crista óssea, e associaram esse achado com a reabsorção óssea dessa região.

Com a preocupação de pesquisar infiltração microbiana e adaptação marginal da interface intermediário/implante, Jansen, Conrads e Richter (1997) avaliaram 117 implantes de 9 marcas comerciais. Todos os intermediários utilizados foram "standard", com exceção do intermediário do implante *Frialit-2* que usou um anel de vedação de silicone. Os autores concluíram que, apesar da boa adaptação marginal entre a interface dente/restauração, não foi possível evitar a penetração bacteriana, e afirmaram existir a necessidade de modificar o selamento da área de contato entre o implante e o intermediário, sendo um promissor começo o anel de vedação utilizado no intermediário do *Frialit-2*, que possibilitou reduzir a infiltração, quando comparado com os intermediários do tipo "standard".

Segundo Weber (1998), o simples fato dos implantes estarem posicionados submucosamente leva ao entendimento de que os tecidos moles exercem papel fundamental, assim como na dentição natural, na proteção do osso marginal. Tem sido mostrado que uma remoção inadequada de placa bacteriana pode levar a inflamação desses tecidos, com conseqüente perda óssea, sendo, portanto, de

extrema importância a característica superficial do implante. Para o autor, não está claro o quanto esse fator pode ser considerado como fonte do fracasso, se comparado a outros fatores como quantidade e qualidade óssea, fresagem óssea inadequada, problemas funcionais e biomecânicos. Ele afirma que, qualquer que seja o desenho protético do implante, esse deve permitir que o paciente remova a placa bacteriana de maneira satisfatória.

A comparação clínica e microbiológica das estruturas periimplantares e periodontais foi o principal propósito dos autores Keller, Brägger e Mombelli (1998). Foram estudados 15 pacientes desdentados parciais, 7 mulheres e 8 homens, que portavam, no mínimo 1 prótese sobre implante parafusada e 8 dentes naturais. Os autores concluíram que as interfaces implantes-intermediários foram colonizadas por bactérias, sendo a composição da microflora do sulco periimplantar e desta interface influenciada pela microbiota dentária e que o modo de retenção da prótese teve pouca influência nos parâmetros clínicos e microbiológicos.

Com o objetivo de determinar a infiltração bacteriana através da interface protética e do parafuso de retenção implantes com pilares de titânio e coroas pré-fabricadas parafusadas lateralmente foram avaliados em 3 grupos que diferiam em relação à espessura e estrutura da camada de óxido de titânio do pilar de titânio. Guindy *et al.* (1998) avaliaram a infiltração bacteriana nos dois sentidos: de dentro do implante para a superfície e da superfície externa para o interior do implante. Em todos os espécimes houve infiltração bacteriana após 120 horas de incubação, tanto pela interface implante/pilar como pelo parafuso lateral de retenção da coroa, independente do tipo de pilar. No entanto, o principal caminho para a penetração bacteriana foi através do parafuso de retenção lateral, sendo que resultados anteriores demonstraram a presença de um desajuste marginal na interface implante/pilar inferior a 4 μ m.

Gross, Abramovich e Weiss (1999) compararam a microinfiltração na interface implante/intermediário em 5 diferentes sistemas de implantes com torque de 10 Ncm e 20 Ncm. Os sistemas avaliados foram o Spline, o Nobel, o Steri-Oss, o 3i e o ITI, sendo esse último o único do tipo cone morse. A infiltração foi observada em todos

os sistemas. O aumento do torque de 10Ncm para 20 Ncm diminuiu consideravelmente a infiltração, com diferenças estatisticamente significantes. Segundo os autores, todos os sistemas são passíveis de infiltração bacteriana, independente da configuração da interface implante/intermediário.

Estudos *in vitro* têm mostrado que espaços menores que 4 μ m entre os intermediários e os implantes não são suficientes para evitar infiltração de *Staphylococcus aureus*. Como prevenção a este problema, Besimo *et al.* (1999) experimentaram utilizar o verniz *Cervitec*, que contém na sua composição 1% de clorexidina. O experimento foi realizado para verificar penetração bacteriana, sendo metade dos espécimes colocados totalmente submersos na cultura e, a outra metade, parcialmente submersos, com seus parafusos transversos não submersos. Observaram, no ensaio para contaminação de fora para dentro, que em uma das seis amostras, submersas totalmente, houve infiltração na quarta semana e até a oitava semana não houve infiltração, nos demais espécimes; como também não houve contaminação dos espécimes que foram parcialmente submersos, em oito semanas; já no ensaio para contaminação, de dentro para fora, nenhum dos trinta espécimes contaminou em onze semanas. A concentração inibitória mínima da clorexidina, a 0,0001%, foi capaz de atuar sobre os estafilococos. Ressaltam no trabalho que não sabem por quanto tempo a interface ficaria livre de bactérias e que esse procedimento poderia ser recomendado como preventivo às inflamações periimplantares.

Para verificar a contaminação interna de implantes de dois estágios, com intermediários cimentados, Rimondini *et al.* (2001) avaliaram, após 2 meses de carregamento oclusal, 17 implantes do tipo hexágono interno, sendo que 8 implantes selados com um anel de borracha e 9 sem qualquer tipo de selamento. Após esses 2 meses, as próteses provisórias e os parafusos foram removidos e a contaminação orgânica e inorgânica foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura com espectroscopia por energia dispersiva (EDS). Os parafusos foram avaliados em suas porções coronárias, média e apical. Foram determinados "scores" para caracterizar a presença ou ausência de contaminação. A contaminação bacteriana foi mais observada no grupo sem selamento, onde 7 dos 9 implantes

apresentaram contaminação, enquanto que no grupo com selamento, somente 2 dos 8 implantes foram contaminados internamente. Não foi observada diferença quanto à morfologia bacteriana entre os grupos. Os cocos foram as bactérias mais comumente encontradas, enquanto que os bastonetes raramente. O autor conclui que ambos os grupos apresentam contaminação, mas que o uso de um vedamento de borracha parece reduzir a contaminação interna.

Em 2001, Hermann *et al.* avaliaram as mudanças ocorridas na crista óssea alveolar, relacionando-as com as dimensões das fendas entre 60 conjuntos de intermediários/implantes, colocados em 6 cães, todos numa altura de 1mm acima da crista óssea. Os autores acreditam que as reabsorções ósseas acontecidas ao redor dos implantes foram muito mais decorrentes da movimentação devido à colocação dos componentes protéticos, do que pela dimensão das fendas, entre implante e intermediário.

Piattelli *et al.* (2001) compararam a penetração de fluidos e de bactérias em implantes com intermediários cimentados e parafusados. Foram utilizados 12 implantes com intermediários cimentados e 12 com intermediários parafusados. A penetração de fluidos foi avaliada colocando-se um papel absorvente dentro dos implantes e agitando, em seguida, em um tubo de vidro contendo um corante. Após 10 minutos, o papel absorvente era avaliado por um microscópio eletrônico. No teste de infiltração bacteriana, 20 μ L de caldo era inoculado no interior de cada implante. Após a inoculação, os espécimes eram colocados em tubos contendo *P. aeruginosa* e mantidos por 72 horas nessa condição, tomando-se o cuidado de se trocar 50% do caldo contaminado por caldo estéril, a cada 24h, para garantir a viabilidade de bactérias. Depois das 72 horas, o conteúdo de cada implante era semeado em placas específicas para *P. aeruginosa*. A microscopia eletrônica revelou um “gap” variando entre 2 e 7 μ m nos implantes parafusados, enquanto que nos cimentados esse espaço foi sempre de 7 μ m, totalmente preenchido por cimento. Em todos os espécimes parafusados foi observada penetração de fluidos, enquanto que nos cimentados não foi observada penetração de fluidos em nenhum dos espécimes. O mesmo aconteceu quanto à penetração bacteriana, o que levou os autores a

concluir que os intermediários cimentados são melhores que os parafusados, no que diz respeito à penetração de fluidos e bactérias.

Em ensaio radiográfico de 2002, King *et al.* avaliaram a influência do tamanho da fenda (10 μ m, 50 μ m e 100 μ m), no nível de perda óssea, em implante não submersos, posicionados 1mm acima da crista óssea, de mandíbulas caninas. E compararam grupos com intermediários soldados aos implantes (peça única) e os que eram parafusados (peça dupla). Os autores concluíram que 1) a perda óssea independe do tamanho da fenda; 2) observada a melhor resposta dos implantes soldados aos seus intermediários, a permuta de componentes (2ª fase) poderia ter influenciado na cicatrização do tecido periimplantar e na reabsorção óssea alveolar e 3) a tentativa de fabricação de implantes e componentes, com pequenas interfaces teria efeito limitado nas respostas biológicas.

Piattelli *et al.*, em 2003, testaram a influência da altura da colocação de implantes, com relação à reabsorção da crista óssea, em macacos. No grupo I colocaram os implantes de 1 a 2 mm acima da crista óssea, no grupo II instalaram implantes ao nível ósseo e no grupo III, abaixo da crista óssea, cerca de 1 a 1,5 mm. Concluiu-se que quando a fenda foi movida coronalmente, ou seja, os implantes foram colocados em nível supra-ósseo, ocorreu menos perda óssea, ao contrário de quando a fenda foi movida apicalmente (implantes instalados em nível sub-ósseo). A função imediata ou precoce não foi correlacionada com a perda óssea. Os autores observaram que a razão para reabsorção óssea em implantes de 02 estágios é desconhecida, mas uma possibilidade poderia ser a presença do “*gap*” entre os componentes, que pode desempenhar um importante papel neste processo biológico.

Um estudo realizado em mandíbulas de cachorro por Brogini *et al.* (2003) avaliou histomorfologicamente a influência do desajuste marginal e o tempo da conexão do pilar nos tecidos peri-implantares. Foram utilizados três tipos de implantes: (1) submerso com duas peças; (2) não submerso com duas peças e (3) não submerso com peça única. A conexão dos pilares foi realizada na cirurgia para a instalação do implante para o grupo 2 e após 3 meses para o grupo 1. Os pilares

foram soltos e reconectados após 4, 8 e 10 semanas nos grupos 1 e 2 para simular as condições clínicas e, após 6 meses da cirurgia de instalação dos implantes, foram realizadas as análises histológicas. Nos dois grupos de duas peças (1 e 2) encontrou-se um infiltrado celular considerável ao nível da interface implante/pilar, que aparentemente reduzia gradativamente e progressivamente em direção ao tecido ósseo e ao tecido gengival marginal. Por outro lado, um infiltrado esparso foi encontrado no grupo de peça única (3). Não houve diferença entre os grupos 1 e 2 em relação à espessura do tecido gengival presente entre o tecido ósseo e o tecido gengival epitelial, à espessura de tecido gengival acima da interface implante/pilar (microfenda), e à perda óssea medida da interface implante/pilar e o nível do tecido ósseo alveolar. Os autores concluíram que a ausência de uma microfenda na interface implante/pilar pode ser associada a um reduzido acúmulo de células inflamatórias e a uma mínima perda óssea.

Com o objetivo de verificar a colonização bacteriana da superfície externa do sistema *Frialit-2* (Hexágono Interno) e comparar os achados microbiológicos com os parâmetros clínicos 2 anos após carga funcional, Buchmann *et al.* (2003) avaliaram 32 intermediários protéticos de 16 pacientes. Esses intermediários, após serem removidos dos pacientes, foram submetidos a testes microbiológicos específicos, onde foram feitas quantificações dos microorganismos presentes. Nenhuma correlação estatística pode ser feita entre a microbiota presente nas superfícies externas dos intermediários dos implantes e os parâmetros clínicos dos tecidos periimplantares. A análise da colonização bacteriana revelou grande quantidade de bactérias gram-positivas, e, freqüentemente, presença de bactérias patogênicas gram-negativas, porém em menor quantidade. Após 2 anos, os parâmetros clínicos do sistema foram compatíveis com as condições de normalidade dos tecidos periimplantares.

Em 2004, Vigolo *et al.* publicaram uma avaliação clínica prospectiva comparando próteses unitárias cimentadas e parafusadas em relação ao nível ósseo, aos tecidos gengivais e complicações protéticas. Foram selecionados 12 pacientes que receberam 2 implantes bilateralmente em igual condição óssea. Um

dos implantes foi aleatoriamente selecionado para receber uma prótese cimentada e o outro, uma prótese parafusada. Foram utilizados implantes do tipo hexágono externo e as próteses foram confeccionadas com intermediários tipo UCLA em ouro. Foram utilizados parafusos de ouro tipo *Gold-Tite* e torque de 30Ncm. As próteses metalocerâmicas foram cimentadas com cimento provisório e as próteses parafusadas foram seladas com resina composta. Após a instalação das próteses, os pacientes foram acompanhados a cada 3 meses no primeiro ano e a cada 6 meses nos anos subsequentes. A sobrevivência dos implantes foi avaliada segundo os critérios de ausência de mobilidade e sensibilidade ou parestesia, ausência de imagem radiolúcida e ausência de perda óssea marginal progressiva. O índice de placa supragengival, inflamação gengival, sangramento à sondagem, quantidade de gengiva ceratinizada ao redor do intermediário e profundidade de sondagem foram registrados no último controle de 4 anos. Tanto as próteses cimentadas como as próteses parafusadas foram removidas para acesso ao implante, o que possibilitou medir a altura do tecido gengival da plataforma do implante até a margem gengival. As condições dos tecidos gengivais e dos tecidos ósseo ao redor dos implantes foram semelhantes para os dois tipos de prótese. A perda óssea observada na análise de 4 anos foi de 0,8 mm para os dois tipos de próteses. Não foi observado qualquer tipo de complicação mecânica em ambos os grupos. Os autores concluíram que a escolha entre próteses cimentadas ou parafusadas parece ser apenas uma questão de preferência do clínico, uma vez que não foi possível determinar diferenças entre os dois métodos de retenção.

Em 2005, Steinebrunner *et al.* avaliaram a microinfiltração bacteriana na interface implante/intermediário de diferentes sistemas de implante, com diferentes desenhos de macroestrutura (*Brånemark System* – Hexágono Externo; *Frialit-2* – Hexagonal com Silicone de vedamento; *Camlog* – Conexão “tube in tube”; *Replace Select* – Conexão “tube in tube”; *Screw-Vent* – Hexágono Interno com fricção). Nesse trabalho, a microinfiltração bacteriana foi avaliada durante testes com carga dinâmica de dois pontos. Segundo os autores, a carga dinâmica poderia diminuir a estabilidade da interface implante/intermediário e com isso permitir a penetração de bactérias. Cinco diferentes sistemas de implantes, com oito combinações para

coroas unitárias de molares foram testadas. Os implantes foram incrustados em anéis de aço inoxidável com resina autopolimerizável, sendo as coroas de molares confeccionadas sobre intermediários para cimentação. Com uma micropipeta, o interior de cada implante foi inoculado com 5 µL de *Escherichia coli* em suspensão. Em seguida, o torque recomendado pelo fabricante foi utilizado para parafusar os intermediários. Depois de montados, os espécimes foram submetidos a testes de esterilidade para assegurar que a superfície externa estava livre de contaminação. Um modelo experimental idealizado pelos autores foi utilizado. Nesse modelo, os espécimes eram parcialmente imersos em um caldo, onde a interface implante/intermediário ficava em contato com o caldo e a parte oclusal sem estar imersa, recebia a carga dinâmica de 120 N. Em intervalos de ciclos regulares, 0,5 mL do caldo era coletado para avaliar a contaminação. Todos os espécimes apresentaram contaminação. Houve diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas *Camlog* e *Frialit-2*. O sistema *Camlog* foi o que necessitou maior número de ciclos para contaminar.

Scarano *et al.* (2005) avaliaram 272 implantes, de próteses cimentadas e parafusadas, extraídos de humanos por diferentes razões, num período de 16 anos. Nos implantes com próteses cimentadas, o autor relata a presença de um “gap” de 60 µm, com colonização bacteriana não só do gap, mas também das porções internas do implante. Nas próteses retidas por cimento, o gap citado pelo autor foi de 40 µm sem colonização bacteriana tanto do gap, quanto dos espaços internos.

A capacidade de selamento bacteriano em implantes do tipo Cone Morse, com intermediários friccionais, foi avaliada de duas maneiras por Dibart *et al.*, em 2005. Na primeira fase, 10 implantes de diâmetro largo e seus respectivos intermediários (*Bicon*) foram colocados em 10 mL de caldo BHI contendo uma mistura bacteriana. Após 24 horas, os intermediários foram removidos e o interior dos implantes foi avaliado por microscopia eletrônica. Na segunda fase, a mistura bacteriana foi depositada no interior dos implantes, que foram armazenados a 37°C por 72 horas em tubos contendo BHI estéril. A cada 24 horas, 20 µL desse BHI era pipetado e semeado em placas específicas. A microscopia mostrou um “gap” mínimo

de, aproximadamente, 0,5 μm . Segundo os autores, as bactérias foram capazes somente de colonizar a superfície externa dos implantes, mas não o interior. Na segunda fase, assim como na primeira, não foi encontrada contaminação bacteriana no clado BHI coletado dos tubos de ensaio. Os autores afirmam que o espaço entre o intermediário e o implante, nesse sistema estudado, é incapaz de permitir a penetração de bactérias, seja do meio interno para o externo, seja do externo para o interno.

Em 2006, Covani *et al.* avaliaram a colonização bacteriana interna e externa de implantes removidos de pacientes. Nesse trabalho, dez implantes de titânio puro e cinco implantes de titânio cobertos por hidroxiapatita foram extraídos de sete pacientes. O critério de remoção foi radiolucidez e mobilidade clínica. Os implantes foram removidos, mantendo o intermediário em posição, para se poder avaliar a colonização bacteriana da interface. Depois de removidos, foram fixados e seccionados longitudinalmente em quatro partes de 10 a 15 μm , e, em seguida, examinados em microscópio de contraste. A análise microscópica revelou presença de flora bacteriana na superfície de todos os implantes, principalmente cocos e filamentos. Os achados do trabalho suportam a teoria de que a colonização bacteriana no “gap” entre o implante e o intermediário pode representar fator etiológico de perda óssea ao redor dos implantes.

A capacidade de selamento de dois materiais, em cinco tipos de implantes foi avaliada por Duarte *et al.* (2006). Na primeira fase desse estudo, 2 μL de BHI foi depositado no interior de cada implante. No grupo experimental, com uma microescova estéril, foi aplicado um silicone especial, ou um verniz, entre o intermediário protético e o implante, previamente à aplicação do torque. No grupo controle, o mesmo caldo foi depositado no interior dos implantes, porém nenhum material de selamento foi utilizado. Em seguida, os conjuntos implante/intermediário foram colocados em tubos contendo 4 mL de BHI estéril, e mantidos em estufa por 72 horas para se excluir possíveis contaminações durante a manipulação. Todos os procedimentos foram realizados no ambiente estéril de um fluxo laminar. Na segunda fase, 100 μL de BHI contendo *Enterococcus faecalis* foram depositados em cada tubo. Os espécimes foram mantidos em estufa, sendo que a cada 7 dias, eram

trocados para um novo tubo com BHI, para manter a viabilidade da colônia. Os implantes foram reabertos em 7, 14, 21, 35, 49 e 63 dias. Sendo que, com um cone de papel absorvente estéril, o material contido no interior dos implantes era coletado e colocado em tubos com BHI estéril, para avaliar a presença de bactérias. Os resultados não mostraram diferenças significantes entre os materiais testados. Após 14 dias, todos os implantes do grupo controle já haviam sido contaminados. O mesmo, após 63 dias, aconteceu com os implantes do grupo experimental. Os autores relataram que os materiais testados podem retardar a contaminação bacteriana, sugerindo serem importantes durante o período de cicatrização dos tecidos.

Em uma revisão de literatura, Lazzara e Porter (2006) descrevem a importância do modelo “*Platform Switching*” no processo de reabsorção óssea ao redor dos implantes. Segundo os autores, quando os implantes de plataforma larga foram disponibilizados comercialmente, não havia componentes protéticos para esse diâmetro. Improvisaram, então, os componentes de plataforma regular para as soluções clínicas. Os achados radiográficos desse processo revelaram uma perda óssea ao redor dos implantes menor do que normalmente havia. Os autores creditaram esse achado ao fato da junção implante/intermediário estar deslocada mais para o centro da plataforma do implante, mantendo esse nicho bacteriano longe da crista óssea.

Com o objetivo de avaliar a infiltração bacteriana através da interface entre implantes de hexágono externo e intermediários calcináveis (n=10) e pré-usinados (n=10), Nascimento *et al.* (2008) realizaram um estudo *in vitro*. Em ambos os grupos, 3 µL de caldo bacteriano foram depositados no interior dos implantes. Em seguida, os espécimes foram depositados em tubos contendo 5 mL de caldo estéril e mantidos por 14 dias em condições anaeróbicas. A cada 24 horas, os tubos contendo os espécimes eram observados para avaliar possíveis contaminações. Os resultados mostraram contaminação de 1 espécime do grupo pré-usinado, após 24 horas; e 1 espécime do grupo calcinável, após 48 horas. Os autores concluíram que

ambos os grupos testados apresentaram baixo índice de infiltração bacteriana, sem diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

2.3 Carga Imediata

Com a consagração da osseointegração, alguns autores (Schnitman, 1990; Henry e Rosenberg, 1994; Randow, 1999) passaram a carregar os implantes de maneira precoce, sem mais esperar o período de “cicatrização óssea” de 3 a 6 meses que Brånemark preconizou. Esse procedimento é atualmente conhecido como carga imediata. A partir desses primeiros estudos da década de 1990, inúmeros outros surgiram, tornando o procedimento uma técnica viável.

Um trabalho de acompanhamento clínico de carga imediata foi publicado por Randow *et al.*, em 1999. Nesse trabalho, foi feita uma comparação clínica e radiográfica entre pacientes totalmente edêntulos que receberam implantes em 2 estágios cirúrgicos (carga tardia) com pacientes que receberam implantes em 1 estágio cirúrgico (carga imediata). Após 18 meses da instalação, nenhum dos implantes foi perdido em ambos os grupos, e a média de perda óssea ao redor dos implantes com carga imediata foi de 0,4 mm, enquanto que nos implantes de carregamento tardio foi de 0,8 mm. Esses resultados, portanto, levaram os autores a concluir que o procedimento de carga imediata, com prótese fixa na região interforame, é uma técnica confiável.

Com o objetivo de avaliar o comportamento dos tecidos moles ao redor de implantes submetidos à carga imediata, Romanos *et al.* (2002) instalaram 36 implantes do tipo cone morse (Ankylos) na região posterior de mandíbulas de macacos. No grupo controle, os implantes foram submetidos ao protocolo convencional de 2 estágios. E, após a osseointegração, os implantes foram reabertos e instaladas coroas provisórias em acrílico, para posterior restauração com coroas metálicas. No lado contralateral (grupo teste), os implantes foram submetidos à carga imediata, com a mesma seqüência do grupo controle. Após 3 meses, os macacos foram sacrificados e as espécimes foram examinadas histológica e histomorfometricamente. Segundo os autores, os achados histomorfométricos entre os grupos não foram estatisticamente significantes. O osso ao redor dos implantes

carregados imediatamente apresentou uma densidade estatisticamente significativa maior quando comparados com os implantes de dois estágios.

Em um trabalho de elementos finitos, Pierrisnard *et al.* (2002) avaliaram a influência de 3 tipos de implantes quanto a micromovimentação, o estresse gerado na região cervical e a distribuição de forças após o carregamento oclusal imediato. O primeiro desenho de implante avaliado foi o implante cilíndrico. O segundo, um implante modificado com dois orifícios no corpo do implante, para a passagem de dois pinos para ancoragem bicortical. Já o terceiro tipo, um implante expansível. Quanto à estabilidade inicial, o implante com pinos bicorticais se mostrou mais efetivo que os demais, sem levar em consideração a direção da força e o tipo de osso. Em osso de baixa densidade, com uma força longitudinal de 500N a capacidade de deslocamento desse implante foi menor 16 μm em relação aos demais. Os autores concluem que quanto à estabilidade inicial, o segundo tipo de implante é melhor que os demais. Porém, quanto à capacidade de distribuir forças, o implante expansível se mostrou melhor.

Em 2003, Meyer *et al.* testaram um desenho modificado de implantes para carga imediata. No trabalho, 32 implantes de corpo inteiramente cônico foram instalados nas mandíbulas de porcos, sendo que 16 receberam carga imediata e 16 não foram carregados, servindo como controle. Os achados clínicos mostraram imobilidade dos implantes. O corte longitudinal revelou íntimo contato de osso com o titânio, com fibras colágenas dispostas de maneira perpendicular ao longo eixo do implante. Os autores afirmam que esse desenho de implante pode ser utilizado sem que haja comprometimento da osseointegração, sendo uma alternativa para carregamento imediato.

Levando-se em consideração fatores fundamentais para se obter sucesso nos procedimentos de carga imediata, como estabilidade primária, qualidade óssea e ausência de micromovimentos durante a osseointegração, Romanos (2004) apresentou uma revisão da literatura sobre a utilização do implante *Ankylos* em carga imediata. Segundo o autor, a macroestrutura do implante desempenha papel fundamental na obtenção de uma boa estabilidade primária, com participação

importante também da microestrutura. A qualidade óssea parece ser fator decisivo no sucesso da osseointegração nesse tipo de procedimento. O autor diz que a carga imediata pode falhar em áreas de qualidade óssea comprometida, como na região posterior de mandíbulas. Ainda segundo o autor, é também um importante fator a ausência de movimentação logo após a instalação dos implantes, para permitir um íntimo contato de osso com a superfície do implante. A utilização de esplintagem, seja por barras de overdentures ou por próteses provisórias, contribui grandemente para a obtenção dessa imobilidade. O autor conclui que o sistema *Ankylos* consegue excelente estabilidade mesmo em regiões de osso pobre, seja na condição de carga imediata, seja na de carga tardia.

Para comparar a deformação dos tecidos periimplantares em condição de carga imediata com os tecidos periodontais, Cehreli *et al.* (2005) realizaram uma avaliação em cadáveres frescos utilizando próteses com e sem esplintagem. A técnica utilizada foi a do “*Strain Gauge*”, e os resultados revelaram deformação do osso marginal dos implantes menor que dos dentes naturais, em áreas de incisivo central e lateral. Os autores não acharam grandes diferenças quanto à deformação óssea entre as áreas com esplintagem e as áreas sem esplintagem. Porém, afirmam ser uma medida de segurança esplintar e recomendam seu uso, sempre que possível.

Em 2006, Devides e Franco utilizaram a técnica PCR (Polymerase Chain Reaction) para avaliar a microbiota oral, antes e após a instalação de implantes com carga imediata, em pacientes totalmente edêntulos. Foram instalados 75 implantes em 15 pacientes. Com o uso de papéis estéreis, foram coletadas amostras da placa bacteriana dos pacientes antes da colocação dos implantes e de 4 a 6 meses após. As amostras foram submetidas ao teste e os resultados mostram 13,3% dos sujeitos apresentando *A actinomycetemcomitans*; 46,7% apresentando *P intermedia* e não houve detecção da presença de *P gingivalis* para os edêntulos antes da colocação dos implantes. Após 4 e 6 meses da carga imediata, *A actinomycetemcomitans* foram encontradas em 60% e 73,3 % respectivamente; *P intermedia* em 46,7% e 53,3% respectivamente e *P gingivalis* em 46,7% e 53,3% respectivamente. Os autores concluem que a utilização de implantes leva a um aumento de

microorganismos patológicos na cavidade oral, no período em que foi realizado o estudo.

Crespi *et al.* (2007) avaliaram o comportamento clínico e radiográfico de implantes hexágono externo submetidos a carga imediata em alvéolos de dentes recém extraídos, em um período de 18 meses. No trabalho, 27 pacientes receberam 150 implantes com carga imediata nos alvéolos frescos e 10 em alvéolos cicatrizados. Todos receberam coroas provisórias no ato da cirurgia e coroas metalocerâmicas cimentadas sobre um munhão após 5 meses. O acúmulo de placa era de 2% e passou para 5% após os 18 meses. Já o índice de sangramento passou de 3% para 5,3% após os 18 meses. Não houve nenhum tipo de mobilidade ou soltura da prótese após esse período. Os achados radiográficos revelaram uma perda óssea, em média, de $0,65 \pm 0,58$ mm na mesial e $0,84 \pm 0,69$ mm na distal dos implantes mandibulares; e $1,13 \pm 0,51$ mm na mesial e $1,24 \pm 0,60$ mm na distal dos implantes maxilares. Não houve diferenças quanto à remodelação óssea entre implantes esplintados e não esplintados. Os autores concluíram que o procedimento de carga imediata pode perfeitamente ser utilizado tanto em osso cicatrizado quanto em alvéolos frescos.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Propõe-se neste estudo avaliar a microinfiltração bacteriana através da interface implante-intermediário de três sistemas de implantes (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) no período de 24 horas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparo do meio de cultura (BHI)

O meio de cultura utilizado nos testes desse trabalho foi o BHI (Brain-heart Infusion – Difco, Becton Dickinson, USA). O BHI apresenta-se na forma de pó, onde é adicionada água destilada na proporção de 3,7 g para 1000 mL para a formação de um caldo. Pesou-se 1,11 g de pó de BHI em uma balança de precisão, suficiente para 300 mL de água destilada. Em seguida, a água destilada, obtida através da destilação em um filtro, foi medida em uma proveta graduada. O pó e a água foram então misturados em um vidro com tampa e agitados até que fossem completamente homogeneizados.



Figura 1 – BHI (Brain-heart Infusion – Difco)



Figura 2 – Pó de BHI sendo pesado



Figura 3 – BHI sendo adicionado à água destilada



Figura 4 – Mistura sendo homogeneizada

Após a homogeneização da mistura, o caldo BHI foi esterilizado em tubos de ensaio de 10 mL com tampas rosqueáveis. Com o auxílio de uma pipeta de vidro de 20 mL, foram pipetados 4 mL de caldo em cada tubo de ensaio. Essa medida é suficiente para cobrir os espécimes (implantes) que foram utilizados, deixando-os completamente imersos no caldo. Os tubos de ensaio com 4mL de caldo eram tampados sem que as tampas fossem completamente rosqueadas. Essa manobra favorece o processo de esterilização que os tubos serão submetidos, pois permite que o vapor da autoclave entre em contato com o conteúdo dos tubos, realizando uma esterilização confiável.



Figura 5 – Mistura Homogênea



Figura 6 – BHI sendo pipetado

Os tubos contendo 4mL de BHI foram então colocados em recipientes específicos e enrolados em papel próprio para esterilização em autoclave. Em seguida, submetidos a um ciclo de autoclave de 110°C por 30 min. Após o ciclo, os recipientes contendo os tubos foram levados a uma estufa a 37°C por 24h, para assegurar esterilização adequada.



Figura 7 – BHI sendo pipetado em tubos de 10 mL com tampa rosqueável



Figura 8 – Tubos com 4 mL de BHI

Após 24h, o recipiente foi aberto no ambiente estéril do fluxo laminar e os tubos completamente rosqueados e acondicionados em temperatura ambiente, caso não fossem utilizados imediatamente.



Figura 9 – Tubos na estante

4.2 Montagem dos Espécimes

Trinta implantes e seus respectivos intermediários foram distribuídos em grupos:

- **Grupo 1 (HE):** 10 implantes do tipo hexágono externo (Revolution® Ref. SUR 3713, Lote F30155) e 10 intermediários mini-pilares cônicos para prótese parafusada (Mini-abutment Ref. AC 4103, Lote D4310 SIN – Sistema de Implante)
- **Grupo 2 (HI),** 10 implantes do tipo hexágono interno (Strong® Ref. SIHS 4511 Lote F30423) e 10 intermediários do tipo mini-pilares cônicos para prótese parafusada (Mini-abutment Ref. MA 4502, Lote F30253 SIN – Sistema de Implante)
- **Grupo 3 (CM),** 10 implantes do tipo cone morse (Revolution morse® Ref. SCM 4515, Lote LPF016) e 10 intermediários do tipo mini-pilares cônicos para prótese parafusada (Mini-abutment Ref. MAM 4802, Lote LPF031 SIN – Sistema de Implante).

Em um fluxo laminar, os implantes foram removidos de suas embalagens e, com uma pinça hemostática, apreendidos. Em seguida, com o auxílio de uma micropipeta, 2 µL de BHI estéril foram depositados no interior de cada implante. Em seguida, uma caixa de ponteiros estéreis foi aberta e uma ponteira para cada implante foi utilizada. Os intermediários protéticos foram removidos de suas embalagens e, com o auxílio de uma pinça, colocados sobre a plataforma do implante. Utilizando-se uma chave digital, os parafusos protéticos foram colocados

em posição e parafusados manualmente. Em seguida, com um torquímetro manual, os parafusos foram rosqueados até que se conseguisse o torque de 20 N.

Após ter sido dado o torque corretamente no parafuso dos intermediários, os conjuntos implante/intermediário contendo BHI em seu interior foram depositados individualmente nos tubos de ensaio contendo 4 mL de BHI. Os tubos foram desrosqueados e suas bocas flambadas antes e após a colocação do implante, na chama do bico de bunsen, sendo então numerados e organizados em uma estante para tubos, separados por grupo. Os tubos do Grupo 1 foram numerados de 1.1 a 1.10, assim como os do Grupo 2 de 2.1 a 2.10 e os do Grupo 3 de 3.1 a 3.10.



Figura 10 – Caixas dos Implantes



Figura 11 – Pipeta e caixa de ponteiros



Figura 12 – Implante HE apreendido e sendo inoculado



Figura 13 – Implante HE recebendo o torque



Figura 14 – Implante HE no tubo



Figura 15 – Implante HI apreendido e sendo inoculado



Figura 16– Implante HI recebendo torque



Figura 17 – Implante HI no tubo

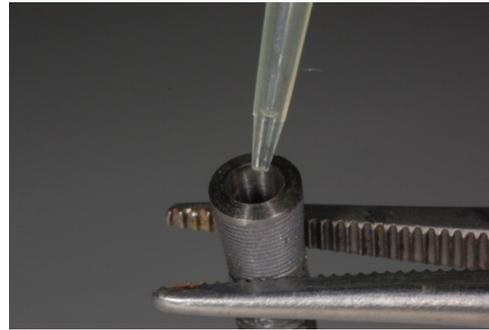


Figura 18 – Implante CM apreendido e sendo inoculado



Figura 19 – Implante CM recebendo o torque



Figura 20– Implante CM no tubo

Após a montagem de todos os conjuntos implante/intermediário, e após todos os tubos terem sido numerados e colocados em uma estante, todos os espécimes foram levados a uma estufa a 37°C por 24h. Essa manobra teve por finalidade assegurar que, durante a manipulação e os procedimentos de montagem dos implantes, não houve contaminação das amostras.



Figura 21– Estante com todos os tubos

4.3 Preparo das Bactérias

A bactéria utilizada nos testes desse trabalho foi a *Enterococcus faecalis*, uma bactéria gram-positiva, anaeróbica facultativa. Essa bactéria foi obtida a partir de uma cepa pura (ATCC 29212), após 18 dias a 37°C.

Previamente à utilização, as bactérias foram replicadas e avaliadas pelo teste de gram. Para replicação, uma alça foi aquecida na chama do bico de bunsen até ficar rubra. Após o resfriamento da alça, o tubo contendo as bactérias foi desrosqueado, suas bocas aquecidas na chama e uma alçada do seu conteúdo foi colhida. Em seguida, outro tubo contendo BHI estéril foi desrosqueado, sua boca aquecida na chama e a alçada misturada a seu conteúdo. Em seguida, a boca do tubo foi novamente aquecida e a tampa rosqueada. O tubo foi então colocado em

uma estufa por 24h a 37°C, garantindo um crescimento adequado da colônia de bactérias. As características morfológicas eram confirmadas após serem semeadas em placas KF específicas para enterococos (Difco, Becton Dickinson).

Após esse período na estufa, as bactérias foram então quantificadas segundo a escala 0,5 de McFarland. Esse procedimento visa uniformizar a quantidade de bactérias utilizadas, garantindo que cada tubo de ensaio recebesse quantidades equivalentes de bactérias. Para isso, utilizou-se um espectrofotômetro para fazer as leituras, revelando a absorvância de cada tubo. Foi feita a tara do espectrofotômetro com o tubo contendo água (branco). Em seguida, o tubo 0,5 da escala de McFarland foi lido, e sua absorvância deveria ficar entre 0,08 e 0,10, sendo utilizada como concentração da solução desejada (C_2). O tubo contendo a colônia de bactérias a ser utilizada foi lido também no espectrofotômetro, e seu valor utilizado como concentração inicial (C_1). Com os resultados obtidos das leituras no espectrofotômetro, aplicou-se a fórmula, onde C_1 corresponde à leitura do espectrofotômetro para a cultura a ser utilizada; V_1 o volume necessário para se conseguir essa concentração; C_2 a leitura da escala 0,5 de McFarland e V_2 o volume da solução final, que no caso eram tubos contendo 4mL de BHI:

$$C_1 V_1 = C_2 V_2$$

Portanto, na primeira leitura obteve-se: $C_1 = 1,604$; $C_2 = 0,1$; $V_2 = 4$ mL, que corresponde ao volume final a ser utilizado (um tubo de 4 mL de BHI). Aplicando-se a fórmula acima descrita, obteve-se um valor de $V_1 = 0,249$ L. Sendo assim, em um tubo de 4mL de BHI, acrescentou-se 249 μ L do tubo que continha a colônia de bactérias (C_1). Dessa maneira, uma solução final com concentração equivalente a escala 0,5 de McFarland foi obtida. A partir dessa solução foram feitas as inoculações de bactérias descritas no experimento a seguir.



Figura 22 – 249 μL da solução sendo inoculado no tubo



Figura 23– Aspecto da solução final com bactérias

4.4 Experimento

Após 24 horas em uma estufa a 37°C , os tubos com os espécimes implantados/intermediários foram avaliados para se ter certeza da não contaminação durante a manipulação e montagem dos conjuntos. O aspecto turvo do caldo BHI indicaria contaminação, assim como o aspecto límpido indicava esterilidade.

Estando todos os tubos livres de contaminação e a solução com as bactérias pronta segundo a escala 0,5 de McFarland, com o auxílio de uma micropipeta, 100 μL dessa solução foram inoculados em cada tubo de ensaio com os implantes. As micropipetas foram graduadas em 100 μL e uma ponteira para cada inoculação foi utilizada. O tubo contendo o caldo das bactérias foi aberto, sua boca aquecida na chama e o conteúdo pipetado na quantidade determinada. Em seguida, a boca novamente aquecida e a tampa rosqueada. O tubo contendo o implante foi aberto, sua boca aquecida e o caldo contido na pipeta inoculado no tubo. A boca do tubo foi

novamente aquecida na chama e a tampa rosqueada. O procedimento foi repetido para cada tubo do experimento, sempre utilizando uma ponteira para cada tubo. Sendo assim, assegurou-se que cada tubo de ensaio recebia, nas mesmas condições, a mesma quantidade de bactérias. Todos os procedimentos foram realizados em um fluxo laminar.

Após a inoculação, a estante com os tubos de ensaio voltou para a estufa, onde permanecia por 24 horas a 37°C. Esse procedimento permitiu o correto crescimento das bactérias no interior de cada tubo, dando ao caldo um aspecto turvo após esse período.



Figura 24 – Aspecto turvo do tubo com implante

Depois de 24 horas, os tubos contendo os conjuntos implante/intermediários foram removidos e colocados no fluxo laminar. Em seguida, o material contido no interior de cada implante foi colhido. Para isso, cada tubo foi aberto e, com o auxílio de uma pinça estéril, o conjunto implante/intermediário foi removido do interior e colocado em um criotubo contendo 2 mL de solução de Digluconato de Clorexidina 2% (Pharmacia Specifica - N° Reg. 2151228). A pinça foi então flambada com álcool absoluto na chama do bico de bunsen e recolocada em posição, sobre um campo estéril. Em seguida, o criotubo foi agitado em velocidade máxima por 1 minuto em

um agitador e, com o auxílio de outra pinça estéril, o conjunto implante/intermediário foi removido e enxugado com uma gaze estéril. O conjunto voltou então a um tubo contendo BHI estéril. O tubo foi desrosqueado, sua boca flambada em chama e o conjunto implante/intermediário depositado em seu interior. Em seguida, com uma pinça estéril o conjunto foi novamente removido e apreendido, a boca do tubo flambada e a tampa rosqueada. O tubo foi então colocado em estufa a 37°C por 24 horas. Essa manobra servia para verificar se o procedimento de descontaminação com Digluconato de Clorexidina 2% era efetivo. Após esse período, o aspecto límpido do caldo indicou que o procedimento de descontaminação adotado foi efetivo.



Figura 25 – implante no criotubo



Figura 26 – Implante sendo agitado

Após ser removido novamente do tubo, o conjunto foi então enxuto com uma gaze estéril e, com uma chave digital estéril, o parafuso foi desrosqueado e o intermediário protético removido com o auxílio de uma pinça estéril. Em seguida, um invólucro de cones de papel (Dentsply – Maillefer; Lote 736846) foi aberto e, com uma pinça estéril, um cone foi apreendido e levado cuidadosamente até o interior de cada implante, fazendo com que somente sua ponta tocasse o fundo da parte interna do implante. Essa manobra fazia com que o cone de papel absorvesse o

caldo contido no interior do implante. O aspecto úmido e a ponta franzida do cone indicavam que o material tinha sido corretamente coletado.



Figura 27 – Embalagens dos cones

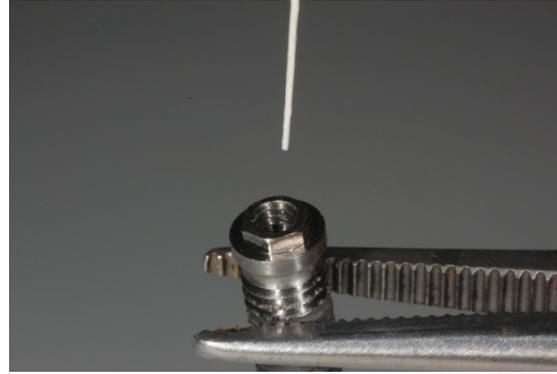


Figura 28 – Cone sendo posicionado no interior do implante



Figura 29 – Aspecto úmido e franzido do cone

Após ser coletado o material do interior do implante, o cone de papel foi depositado em um tubo contendo BHI estéril. Para isso, a tampa do tubo foi desrosqueada, sua boca flambada na chama e o cone depositado em seu interior. Em seguida, a boca do tubo foi novamente flambada e a tampa rosqueada. Esse procedimento foi realizado em todos os espécimes. Cada tubo foi numerado de acordo com o tubo dos conjuntos implante/intermediário. Em seguida, a estante contendo os tubos com os cones foi colocada em estufa por 24 horas a 37°C. Após

esse período, os tubos foram analisados e o aspecto turvo indicava qual espécime havia material contaminado em seu interior, indicativo de passagem de bactérias do meio externo para o interno dos implantes.



Figura 30 – cone sendo colocado no tubo

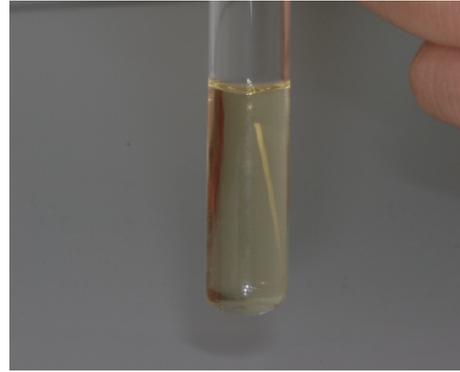


Figura 31 – caldo límpido e não contaminado

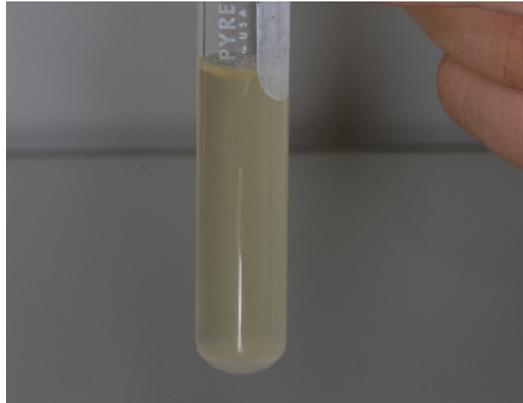


Figura 32 – caldo turvo e contaminado

O teste descrito foi repetido por mais duas vezes, sendo considerado Teste I o primeiro, Teste II o segundo e Teste III o terceiro. Para a reutilização dos espécimes, foi feita a limpeza e nova esterilização segundo o que será descrito a seguir.

4.5 Limpeza e reesterilização dos espécimes

Cada conjunto implante/intermediário, logo após o uso, foi individualmente colocado aberto em um criotubo contendo Digluconato de Clorexidina 2% e agitados em um agitador por um minuto em velocidade máxima. Em seguida, o conteúdo todo foi derramado em uma peneira e as peças lavadas individualmente em água corrente. Após a lavagem, cada implante, intermediário e parafuso foram enxutos com gaze e secos com ar de uma seringa tríplice. Cada conjunto foi armazenado em um compartimento de uma caixa numerada, para que os componentes de cada espécime testado fossem sempre os mesmos.

Para serem reutilizados, os espécimes foram embalados individualmente em embalagens para autoclave, numerados e submetidos a um ciclo de autoclave de 110°C por 30 minutos. Os procedimentos para os testes II e III foram os mesmos descritos para o teste I.



Figura 33 – implante embalado para esterilização

4.6 Análise estatística

Os dados obtidos de cada teste foram tabulados e submetidos à análise estatística por meio do Teste Exato de Fisher. Foi adotado o nível de significância de 5 %.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

As tabelas 1, 2 e 3 mostram os implantes que apresentaram contaminação nos testes I, II e III, respectivamente. Somando-se os resultados obtidos nos três testes, 25 implantes do grupo HE, 15 implantes do grupo HI e 9 implantes do grupo CM foram contaminados após período de 24 horas (tabela 4). A análise estatística mostrou que a quantidade de implantes contaminados no grupo HE foi estatisticamente maior quando comparada tanto com o grupo HI ($P=0,013$) quanto com o grupo CM ($P<0,001$). Apesar ter havido maior contaminação de implantes no grupo HI em comparação com o grupo CM, a diferença entre esses grupos não foi estatisticamente significativa ($P=0,187$). Na figura 34, observa-se que maior quantidade de implantes contaminados foi encontrada no grupo HE, seguido do grupo HI e CM, respectivamente.

Tabela 1. Resultados de contaminação no teste I

	HE	HI	CM
1	X	-	-
2	-	-	-
3	X	-	-
4	X	X	-
5	X	X	-
6	X	X	-
7	X	-	-
8	X	X	-
9	-	-	X
10	X	-	X

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse
(X) Contaminação; (-) Sem Contaminação

Tabela 2. Resultados de contaminação no teste II

	HE	HI	CM
1	X	-	X
2	X	-	X
3	-	-	X
4	X	X	-
5	X	X	-
6	-	X	-
7	X	-	-
8	X	-	-
9	X	X	X
10	-	-	-

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse
(X) Contaminação; (-) Sem Contaminação

Tabela 3. Resultados de contaminação no teste III

	HE	HI	CM
1	X	-	X
2	X	X	X
3	X	X	X
4	X	X	-
5	X	X	-
6	X	-	-
7	X	-	-
8	X	X	-
9	X	X	-
10	X	X	-

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse
(X) Contaminação; (-) Sem Contaminação

Tabela 4. Comparação entre os grupos quanto ao número de implantes contaminados em todos os testes

	HE	HI	CM
Implantes contaminados	25	15	9
	$P = 0,013^*$		$P = 0,187$
	$P < 0,001^*$		

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse

*Diferença estatisticamente significativa

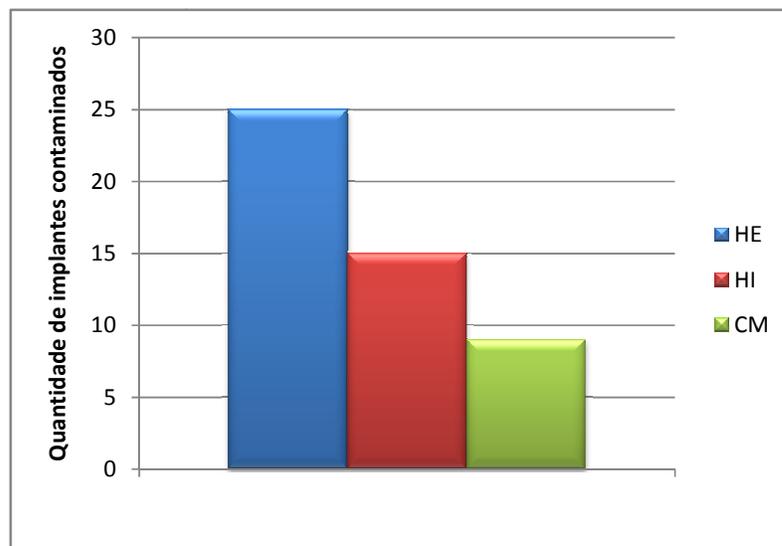


Figura 34. Total de implantes contaminados em todos os testes

A tabela 5 e a figura 35 mostram os resultados obtidos em cada um dos testes. No teste I, 8 implantes do grupo HE, 4 implantes do grupo HI e 2 implantes do grupo CM apresentaram contaminação. Na comparação entre os grupos, foi observada diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos HE e CM ($P=0,023$). No teste II, 7 implantes do grupo HE, 4 implantes do grupo HI e 4 implantes do grupo CM foram contaminados. Não foram registradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos. No teste III, 10 implantes do grupo HE, 7 implantes do grupo HI e 3 implantes do grupo CM apresentaram contaminação. Na comparação

entre os grupos, assim como no teste I, foi observada diferença estatisticamente significativa apenas entre os grupos HE e CM ($P=0,003$).

Tabela 5. Comparação entre os grupos quanto ao número de implantes contaminados no teste I

	HE	HI	CM
Teste I	8	4	2
	$P = 0,170$		$P = 0,629$
	$P = 0,023^*$		
Teste II	7	4	4
	$P = 0,370$		$P = 1,000$
	$P = 0,370$		
Teste III	10	7	3
	$P = 0,211$		$P = 0,179$
	$P = 0,003^*$		

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse

*Diferença estatisticamente significativa

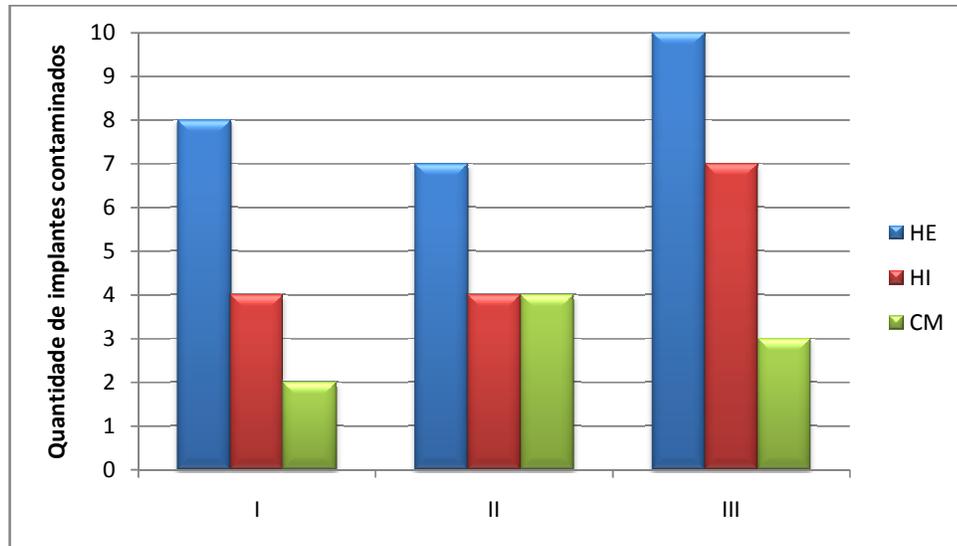


Figura 35. Implantes contaminados nos três grupos em todos os testes

A tabela 6 mostra a comparação entre os testes para cada grupo. Para nenhum dos grupos (HE, HI e CM) houve diferenças estatisticamente significantes.

Tabela 6. Comparação entre os testes para todos os grupos

	I	II	III
HE	8	7	10
	$P = 1,000$		$P = 0,211$
	$P = 0,474$		
HI	4	4	7
	$P = 1,000$		$P = 0,370$
	$P = 0,370$		
CM	2	4	3
	$P = 0,629$		$P = 0,675$
	$P = 1,000$		

HE: Hexágono externo; HI: Hexágono interno; CM: Cone Morse

* Diferença estatisticamente significativa

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A utilização de implantes como recurso na reabilitação de pacientes desdentados cresceu muito nos últimos anos, graças à consagração do titânio como elemento osseointegrável (Adell *et al.*, 1981; Albrektson *et al.*, 1981) e ao estabelecimento de um protocolo de tratamento inicial. Originalmente, preconizava-se 3 a 6 meses de submersão dos implantes do tipo hexágono externo, para então, após a osseointegração, serem confeccionadas as próteses sobre esses implantes (Albrektson *et al.*, 1981). Aliados a esses fatores, têm-se o grande avanço tecnológico empregado na fabricação dos materiais, possibilitando o surgimento de novos desenhos de implantes, e as dinâmicas modificações das técnicas cirúrgicas, estabelecendo novos protocolos.

Os novos implantes surgiram com o apelo de solucionar problemas encontrados no hexágono externo, como a presença de um espaço entre o intermediário e o implante (*gap*), favorecendo a microinfiltração; o afrouxamento do parafuso, aumentando esse espaço ainda mais e possibilitando uma maior e mais constante penetração de bactérias no interior dos implantes.

Em 1995, Balfour e O'Brien descreveram o sistema de hexágono interno como alternativa para próteses unitárias. Os autores relataram que o fato da conexão ser interna, com uma altura do anti-rotacional superior a do hexágono externo, possibilitaria uma melhor estabilidade, principalmente quando submetidos a forças laterais decorrentes da mastigação. Outro sistema que surgiu com boas propriedades mecânicas foi o sistema Cone Morse. Segundo Merz, Hunenbart e Belser (2000) a conexão do tipo Cone Morse provê uma melhor distribuição de forças ao longo do implante quando comparado com o hexágono externo, sejam essas forças laterais ou não. Quando se compara o sistema Cone Morse com o sistema hexágono interno, observa-se que o sistema Cone Morse promove um menor estresse no osso periimplantar. Esse fato pode ser devido ao desenho do

intermediário protético que dissipa, de maneira mais efetiva, as forças geradas na prótese (Quaresma *et al.*, 2008).

As conexões internas apresentam uma interface mais estável, pois possuem um melhor contato entre as paredes do intermediário e do implante, favorecendo a distribuição de cargas e protegendo seus parafusos de fixação protética (Binon, 2000). Dessa maneira, destacam-se claramente as grandes vantagens mecânicas das conexões internas, sejam elas cônicas e/ou hexagonais.

Um dos grandes desafios encontrados ainda na implantodontia é, sem dúvida, o entendimento de como se processa a reabsorção óssea ao redor dos implantes após sua colocação ou durante o uso. Adell *et al.* (1981) relataram uma reabsorção óssea de aproximadamente 1,2 mm de altura durante o primeiro ano de função, com mais 0,1 mm de reabsorção para cada ano subsequente. Identificar as causas dessa reabsorção passou a ser um dos maiores desafios das pesquisas em implantodontia. Diversas são as suposições, destacando-se: a colonização bacteriana da superfície dos implantes e do “gap” entre o intermediário e o implante (Quirynen *et al.*, 1994; Brogini *et al.*, 2003; Dibart *et al.*, 2005); o desenho e a falta de estabilidade mecânica do intermediário protético (Papavasiliou *et al.*, 1996; Abu-Hammad *et al.*, 2007). Dessa maneira, a literatura é muito divergente quanto às causas dessa reabsorção. Em 1995, Ericsson *et al.* observaram que em cães que receberam implantes e intermediários protéticos sem próteses, ou seja sem carga, a reabsorção óssea também estava presente. Esses achados, portanto, limitam em muito a teoria da participação mecânica no processo de reabsorção óssea, pelo menos como causa absoluta.

Seguindo essa linha de pensamento, Mombelli e Lang (1998) descreveram o que se entende por periimplantite. Segundo os autores, a doença caracteriza-se por um processo inflamatório que afeta os tecidos ao redor dos implantes, quando se encontram em função. Essa inflamação, assim como acontece nos tecidos periodontais, pode levar a grande perda óssea. Dessa forma, estudos são necessários para se elucidar como os diferentes tipos de implantes comportam-se

frente à colonização bacteriana, tanto da superfície externa, quanto das internas dos implantes (Covani *et al.*, 2006).

Acreditando também que a colonização bacteriana da interface implante/intermediário exerce papel fundamental na reabsorção óssea, Lazzara e Porter (2006) descreveram o conceito “*Platform Switching*”. Essa técnica consiste em utilizar implantes de bases de assentamento largas, com intermediários de diâmetro menor. Dessa maneira, desloca-se a junção implante/intermediário mais para o centro da plataforma do implante e, conseqüentemente, mais distante da crista óssea. Os autores revisaram vários trabalhos e os achados clínicos revelam uma diminuição da reabsorção óssea quando este procedimento é adotado. Becker *et al.* (2007) avaliaram, em cães, as medidas clínicas de implantes com e sem “*Platform Switching*”. Os autores observaram que o conceito parece ser eficiente na preservação da crista óssea periimplantar, corroborando os achados descritos por Lazzara e Porter (2006).

Além das mudanças na macroestrutura dos implantes, outros grandes progressos foram creditados a protocolos cirúrgicos menos invasivos e com menores períodos de espera para osseointegração. Quando Brånemark descreveu o protocolo cirúrgico dos implantes (Albrektsson *et al.* 1981), ele defendia a submersão dos implantes por um período de 3 a 6 meses para que ocorresse a osseointegração. Só após esse período é que seria feita a reabertura desse implante, e a exposição ao meio externo com um cicatrizador, depois com um intermediário protético, para em seguida ser confeccionada a prótese sobre o implante, com conseqüente carregamento oclusal. Na década de 1990, alguns autores passaram a não mais esperar o período de osseointegração para confeccionar a prótese (Schnitman, 1990; Henry e Rosenberg, 1994; Randow, 1999). Esse procedimento ficou conhecido como carga imediata ou implantes não submersos, dentre outras denominações.

O comportamento dos tecidos periimplantares quando se utiliza a carga imediata ainda é um assunto controverso. Romanos *et al.* (2002) relatam que a densidade do osso quando submetido ao carregamento imediato é superior ao

carregamento tardio. O sucesso do procedimento é creditado ao tipo de osso e à estabilidade primária dos implantes, quase não enfatizando a presença ou ausência de bactérias nas superfícies do implante. Já Devides e Franco (2006) constataram que a presença dos implantes na cavidade oral aumenta sobremaneira a quantidade de bactérias patogênicas. Esses achados levam a concluir que as bactérias utilizam os implantes como nicho para sua fixação e posterior reprodução, principalmente nos primeiros momentos após a colocação das fixações.

Sendo assim, é importante determinar qual sistema de implantes possui uma menor infiltração bacteriana nas condições de carga imediata, ou seja, nas primeiras horas decorrentes da sua instalação; e se existe um sistema capaz de contaminar menos, promovendo uma menor quantidade de acúmulo de bactérias durante a cicatrização dos tecidos periimplantares.

Vários trabalhos descrevem métodos para a avaliação da infiltração bacteriana em testes laboratoriais. Resumidamente, as avaliações restringem-se a verificar a capacidade de penetração de bactérias do meio interno para o meio externo; e do meio externo para o interno dos implantes (Quirynem *et al.*, 1994; Besimo *et al.*, 1999; Steinebrunner *et al.*, 2005; Dibart *et al.*, 2005; Duarte, *et al.* 2006; Nascimento *et al.*, 2008).

A técnica utilizada neste estudo avaliou a passagem de bactérias do meio externo (tubo com 4mL de BHI com *Enterococcus faecalis*) para o meio interno (interior do implante) com os espécimes completamente imersos em meio de cultura contaminado, assim como a descrita por Duarte *et al.* (2006).

Em 1994, Quirynem *et al.* observaram que a penetração de bactérias acontece nos implantes do tipo Brånemark mesmo quando esses não foram completamente imersos em meio contaminado. Os resultados estão de acordo com os achados deste trabalho, que verificou que, num período curto de tempo, as bactérias já são capazes de colonizar as superfícies internas de implantes, principalmente de hexágono externo.

Os resultados de Piatelli *et al.* (2001) também suportam o fato de que a penetração de bactérias através da interface implante/intermediário ocorre no sistema de hexágono externo, quando se avalia a capacidade de infiltração do meio externo para o meio interno. Os autores, porém, relatam que a utilização de próteses cimentadas diminui essa contaminação.

Neste trabalho, apesar do sistema Cone Morse ter se mostrado mais efetivo no vedamento da interface implante/intermediário, todos os três sistemas avaliados (Hexágono Externo, Hexágono Interno e Cone Morse) apresentaram algum grau de contaminação bacteriana, contrastando com os achados de Dibart *et al.* (2005). Esses autores relataram não haver infiltração bacteriana nos implantes de um sistema de conexão interna cônica, tanto na avaliação de dentro pra fora, quanto de fora pra dentro dos implantes. Porém, a falta de meio de cultura estéril no interior dos implantes nos testes de fora para dentro pode ter mascarado os resultados. Já nos testes de dentro para fora, o reduzido volume interno, gerando grande concorrência por nutrientes, pode também ter contribuído para um resultado falso negativo.

Os resultados de Gross, Abramovich e Weiss (1999) estão de acordo com os achados deste estudo. Os autores acharam infiltração bacteriana em todos os tipos de implantes estudados, inclusive nos de configuração Cone Morse.

Corroborando também os resultados deste estudo, apesar da metodologia adotada avaliar a capacidade de infiltração do meio interno para o externo, Steinebrunner *et al.* (2005) observaram contaminação bacteriana em todos os tipos de implantes avaliados, sejam de conexão interna ou externa. Os autores utilizaram uma carga cíclica de 120N, nas coroas sobre os implantes, onde somente a interface implante/intermediário ficava em contato com meio de cultura. Então, a cada 5400 ciclos, amostras do meio eram coletadas para avaliar a passagem de bactérias. Os achados suportam a hipótese de que a carga oclusal pode acelerar e favorecer a penetração de bactérias, independente do sistema de implantes utilizado.

Em 2006, avaliando a eficiência de dois materiais de selamento da interface implante/intermediário em cinco tipos de implante, Duarte *et al.* observaram que o selamento das margens dos implantes pode retardar em até 63 dias a contaminação interna de implantes de hexágono externo e interno. No grupo controle, os autores não utilizaram selantes na interface, observando que no máximo em 14 dias todos os espécimes já apresentavam contaminação. Os resultados estão de acordo com os achados deste trabalho, pois foi observada também a contaminação dos espécimes mesmo com o emprego de substâncias seladoras.

Além de testes laboratoriais, estudos clínicos também suportam os resultados deste trabalho. Covani *et al.* (2006) observaram, em implantes extraídos de pacientes, grandes colonizações bacterianas no seu interior. Rimondini *et al.* (2001), analisando os intermediários e os parafusos das próteses provisórias de implantes de hexágono interno também verificaram que a infiltração ocorre nesse tipo de implante, em dois meses de avaliação.

Apesar de mostrar que todos os sistemas apresentaram contaminação, os resultados do presente trabalho revelaram um menor grau de infiltração em implantes do tipo Cone Morse, em 24 horas. No primeiro teste, 8 implantes do grupo HE, 4 do grupo HI e 2 do grupo CM contaminaram, revelando diferenças estatisticamente significantes entre o grupo HE e o CM. No segundo teste, 7 implantes do grupo HE, 4 do grupo HI e 4 do grupo CM apresentaram contaminação. Apesar do grupo HE ter contaminado mais que os outros, esses resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. No terceiro teste, 10 implantes do grupo HE, 7 do grupo HI e 3 do grupo CM apresentaram contaminação. Houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo HE e o CM.

A ausência de infiltração bacteriana já foi descrita como importante para a saúde periimplantar. Portanto, parece ser sugestivo que implantes do tipo Cone Morse sejam mais indicados para procedimentos de carga imediata, já que conseguem um menor grau de infiltração bacteriana nas primeiras horas, sendo

esse aspecto importante na cicatrização dos tecidos, e na manutenção da saúde periimplantar.

Outro fator que pode influenciar a contaminação e sobrevivência bacteriana no interior dos implantes é o volume interno dessas estruturas. No presente estudo, esse volume interno foi verificado nos três diferentes desenhos de implantes avaliados (ANEXO A). Uma possível interferência dessa condição é que quanto menor o volume interno, menor a quantidade de nutrientes disponíveis, dificultando, assim, a proliferação bacteriana. Nesse estudo, no entanto, não foi verificada uma relação entre o volume interno dos implantes (maior nos implantes HI, seguidos dos implantes HE e CM) e a contaminação bacteriana observada (maior nos implantes HE, seguidos dos implantes HI e CM).

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Após um período de 24 horas, observou-se que houve contaminação bacteriana em alguns espécimes de todos os grupos avaliados (HE, HI e CM), sendo estatisticamente maior no grupo HE.

Gustavo Henrique Diniz Pimentel

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, El-Maaytah M. Effect of dental implant cross-sectional design on cortical bone structure using finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007 Dec;9(4):217-21.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981 Dec;10(6):387-416.
3. Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Aug;28(4):391-9.
4. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(2):155-70.
5. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Jan-Feb;15(1):38-42.
6. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995 Jan;73(1):36-43.
7. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WH. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Summer;7(2):220-7.
8. Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2007 Dec;34(12):1089-96.
9. Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Sep-Oct;14(5):654-60.

10. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
11. Botero JE, Gonzalez AM, Mercado RA, Olave G, Contreras A. Subgingival microbiota in peri-implant mucosa lesions and adjacent teeth in partially edentulous patients. *J Periodontol*. 2005 Sep;76(9):1490-5.
12. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993 Sep-Oct;6(5):435-9.
13. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of dental research*. 2003 Mar;82(3):232-7.
14. Buchmann R, Khoury F, Pingel D, Lange DE. The microflora recovered from the outer-surfaces of the Frialit-2 implanto-prosthetic connector. *Clinical oral implants research*. 2003 Feb;14(1):28-34.
15. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):124-32.
16. Cappiello M, Luongo R, Di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Aug;28(4):347-55.
17. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clinical oral implants research*. 2005 Oct;16(5):540-8.
18. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001 Mar;85(3):268-75.
19. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent*. 2006 Sep;15(3):298-304.
20. Crespi R, Cappare P, Gherlone E, Romanos GE. Immediate occlusal loading of implants placed in fresh sockets after tooth extraction. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Nov-Dec;22(6):955-62.

21. Devides SL, Franco AT. Evaluation of peri-implant microbiota using the polymerase chain reaction in completely edentulous patients before and after placement of implant-supported prostheses submitted to immediate load. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):262-9.
22. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Sep-Oct;20(5):732-7.
23. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):865-72.
24. do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF, Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Feb;37(2):177-80.
25. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol*. 2006 Nov;77(11):1828-32.
26. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*. 1995 Mar;22(3):255-61.
27. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb;14(1):94-100.
28. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *Journal of oral rehabilitation*. 1998 Jun;25(6):403-8.
29. Heijdenrijk K, Raghoobar GM, Meijer HJ, Stegenga B, van der Reijden WA. Feasibility and influence of the microgap of two implants placed in a non-submerged procedure: a five-year follow-up clinical trial. *J Periodontol*. 2006 Jun;77(6):1051-60.

30. Henry P, Rosenberg I. Single-stage surgery for rehabilitation of the edentulous mandible: preliminary results. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1994 Nov-Dec;6(9):15-22; quiz 4.
31. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jul-Aug;12(4):527-40.
32. Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 Mar-Apr;9(2):169-78.
33. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Nov-Dec;22(6):879-85.
34. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.
35. Keller W, Bragger U, Mombelli A. Peri-implant microflora of implants with cemented and screw retained suprastructures. *Clinical oral implants research*. 1998 Aug;9(4):209-17.
36. Keltjens HM, Creugers TJ, Schaeken MJ, Van der Hoeven JS. Effects of chlorhexidine-containing gel and varnish on abutment teeth in patients with overdentures. *Journal of dental research*. 1992 Sep;71(9):1582-6.
37. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004 Apr;91(4):326-34.
38. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002 Oct;73(10):1111-7.
39. Krennmair G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):78-85.

40. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb;26(1):9-17.
41. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jul-Aug;15(4):519-26.
42. Meyer U, Wiesmann HP, Fillies T, Joos U. Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 Jul-Aug;18(4):489-99.
43. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol 2000.* 1998 Jun;17:63-76.
44. Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):125-33.
45. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):171-7.
46. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996 Dec;76(6):633-40.
47. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clinical oral implants research.* 1996 Jun;7(2):90-5.
48. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001 Sep;72(9):1146-50.
49. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol.* 2003 Mar;74(3):346-52.

50. Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 May-Jun;17(3):353-62.
51. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol*. 2008;34(1):1-6.
52. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clinical oral implants research*. 1994 Dec;5(4):239-44.
53. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow-up study. *Clinical oral implants research*. 1999 Feb;10(1):8-15.
54. Ricci G, Aimetti M, Stablum W, Guasti A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jul-Aug;19(4):597-602.
55. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol*. 2001 Dec;72(12):1652-7.
56. Romanos GE. Present status of immediate loading of oral implants. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):189-97.
57. Romanos GE, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D. Histologic and histomorphometric evaluation of peri-implant bone subjected to immediate loading: an experimental study with *Macaca fascicularis*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):44-51.
58. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol*. 2005;31(6):269-75.
59. Schnitman PA, Wohrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two-stage threaded implants: methodology and results. *J Oral Implantol*. 1990;16(2):96-105.

60. Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Sep-Oct;21(5):789-94.
61. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):24-7.
62. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20(6):875-81.
63. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr;19(2):260-5.
64. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1998 Jan;79(1):79-89.

ANEXO

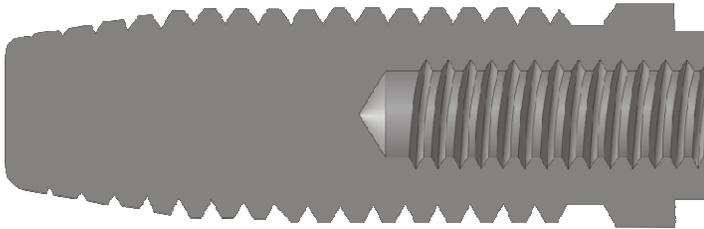
ANEXO**Anexo A – Representação gráfica dos volumes internos dos implantes testados.
Dados fornecidos pelo fabricante**

Figura 1 – Perfil interno do implante hexágono externo sem o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 14,87 mm³.

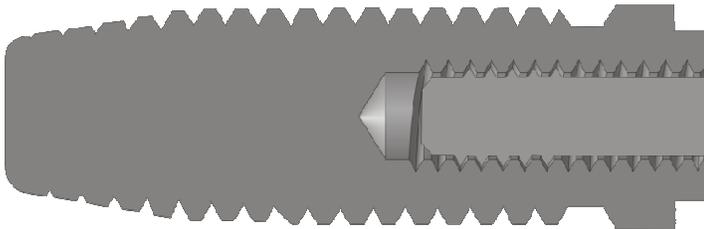


Figura 2 – Perfil interno do implante hexágono externo com o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 4,52 mm³.

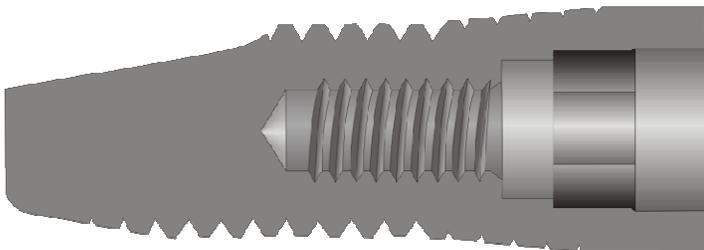


Figura 3 – Perfil interno do implante hexágono interno sem o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 29,28 mm³.

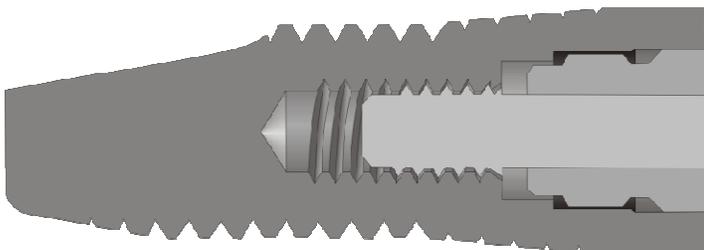


Figura 4 – Perfil interno do implante hexágono interno com o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 10,33 mm³.

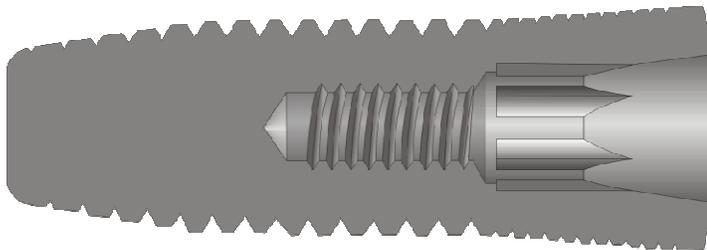


Figura 5 – Perfil interno do implante Cone Morse sem o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 22,62 mm³.

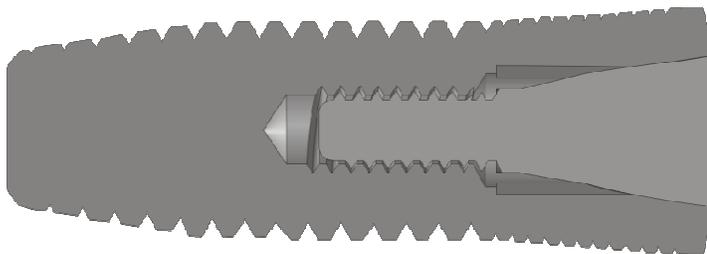


Figura 6 – Perfil interno do implante Cone Morse com o parafuso do intermediário, correspondendo a um volume de 3,59 mm³.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)