



**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

**Precisão de adaptação de
Intermediários transmucosos Unitários
em Sistema Nacionais de Implantes
Compatíveis com Hexágono Externo**

Heli Benedito Brosco

**Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia de Bauru, da
Universidade de São Paulo,
como parte dos requisitos
para obtenção do Título de
Livre Docente**

Bauru - 2001

1- INTRODUÇÃO

O conceito sobre implantes era controverso até algumas décadas atrás e a Odontologia era cuidadosa na aceitação do termo Implante dentário. Mesmo assim acreditava-se que o ideal de uma reabilitação não seria a perda de estruturas dentárias nas próteses fixas, bem como próteses removíveis que não traduziam a eficiência dos dentes ausentes. A restituição artificial era mais lógica e desejável, contudo poucos profissionais se envolviam nesse tipo de tratamento e as informações eram adquiridas fora das Faculdades e dos treinamentos em cursos de especialização.

A partir do momento em que foram surgindo pesquisas com sólidos princípios científicos e os acompanhamentos clínicos em longo prazo, a implantodontia tornou-se um meio aceitável para a prótese tradicional. Hoje, sua incorporação na prática é evidente em todas as especialidades e clínica geral. Independente da experiência passada da Odontologia, a implantodontia utiliza vários métodos e conceitos exclusivos que não estão presentes em nenhuma especialidade existente. Sua aceitação por parte dos profissionais e pacientes requer normas para o ensino e prática, especialmente para os professores de implantodontia. A instrução deste tema deve superar o desafio dos implantes e orientar sobre o futuro.

A implantodontia não está presente para substituir todos os procedimentos reabilitadores. As próteses parciais ou totais, fixas ou removíveis tem suas indicações baseadas na condição anatômica, saúde, desejos do paciente e prioridades econômicas. A Implantodontia apenas modifica os limites destes critérios e é bom saber quando o implante deve ser incorporado no tratamento proposto.

Em 1994, o número de implantes colocados nos Estados Unidos era calculado, em média de menos de dois implantes por paciente. Esta é uma evidência da inclusão dos implantes unitários na substituição das próteses parciais fixas com perda de um único dente (**WATSON**, 1996), tendo se tornado um dos procedimentos mais comuns para esta indicação. Trabalhos científicos com observação a longo prazo sobre a substituição de um único dente por implante osseointegrado foi publicado em 1990 por **JEMT; LEKHOLM; GRONDHAL**, acompanhando o desempenho de 23 implantes, colocados, 21 na maxila e 2 na mandíbula. Esta publicação resultou de observações do comportamento clínico realizados no período de dezembro de 1982 a novembro de 1985. Foram utilizados interfaces hexagonais entre intermediários cilíndricos e cilindro de ouro para prevenir o afrouxamento do parafuso durante a função.

O implante unitário exige, para sua resolução protética, um intermediário transmucoso antirrotacional com característica de embricamento perfeito para estabilizar a conexão ao implante. Parece que a busca por uma conexão ideal ainda continua, sendo o modelo para o hexágono externo do implante, o mais usado.

O primeiro “abutment” para dentes unitários foi idealizado por **LEWIS** et al., (1988), confeccionado através de um tubo plástico calcinável com base de encaixe hexagonal para ser utilizado com implantes Bränemark e que recebeu o nome de “Abutment UCLA” *Universable Castable Long Abutment*. A partir daí uma série de modelos foram desenvolvidos estando atualmente o Sistema “ProCera” (**ODEN** et al., 1998), um “abutment” personalizado, como o mais atual.

Os fatores que afetam a conexão através do parafuso de fixação foram identificados e incluem o encaixe deficiente dos componentes, um aperto

insuficiente do parafuso, carregamento oclusal mal distribuído e desenho inadequado do parafuso. O encaixe inadequado chega até a 66µm entre o intermediário e o corpo do implante na dimensão vertical e 5,3 graus na dimensão rotacional (**BINON**, 1996). Também foram relatados discrepâncias horizontais de até 99µm (**BARRETT**, 1993). Uma chave de alto torque é geralmente, sugerida pelo fabricante para o aperto do parafuso do intermediário transmucoso. O torque aplicado é convertido em força de tensão no parafuso pré carregado (**JORNEUS; JEMT; CARLSSON**, 1990).

De acordo com os princípios mecânicos, o parafuso de fixação do intermediário deve reunir características específicas para um bom desempenho quando o implante em função: um ângulo de 30 graus, com desenho de rosca em forma de V é geralmente usado para a conexão metal-metal que permite o alongamento ou o pré carregamento do metal a fim de prevenir a soltura do parafuso. A liga do metal a ser utilizado na fabricação do parafuso também é muito importante, devendo reunir propriedades que favoreça o pré carregamento no momento do seu aperto inicial.

Os acompanhamentos clínicos em implantes unitários sempre demonstram um relativo percentual de afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação do intermediário transmucoso. O intercâmbio de componentes entre sistemas de implantes cresce a cada dia pela grande variabilidade de empresas que os comercializam dentro da similaridade do Sistema Bränemark.

Toda literatura a respeito do assunto relata os problemas de insucessos clínicos pela falta de precisão entre os componentes que se incorporam ao sistema protético. A folga existente entre os hexágonos de implante e intermediário é um fator que merece atenção pelo fato de ser um grande responsável pela liberdade de movimento entre os hexágonos quando

submetidos a carga de mastigação. Instalado o movimento inicia um processo de desrosqueamento do parafuso podendo levar deformações aos hexágonos, aumentando a liberdade do movimento. Deste processo podem originar-se forças laterais sobre o parafuso de fixação do “abutment” que sobrecarregado é levado à fratura pelas forças de cisalhamento aplicadas de forma intermitente durante a função mastigatória.

Nosso mercado nacional conta, atualmente, com vinte e dois sistemas de implantes disponíveis no comércio e a maioria deles similares ao sistema , que podemos chamar de original, o Sistema Bränemark. Nossa preocupação reside no fato de que em nosso mercado interno não existe um departamento federal que fiscalize nossos produtos para autorização de mercado, como ocorre nos Estados Unidos, a FDA. As autorizações, aqui emitidas são apenas pelos requisitos de área física e não por comprovações científicas. A aceitação no mercado se efetiva através da difusão de informações sobre resultados clínicos oriundos de profissionais que, na maioria deles, sem formação adequada para realizar esse tipo de análise.

Nosso compromisso dentro das Universidades é procurar identificar a qualidade dos produtos disponíveis no mercado utilizando metodologias científicas que norteiem informações e tragam contribuição para a consolidação dos resultados clínicos com suporte biológico.

A implantodontia moderna tem evoluído a passos largos. Sua contribuição nos processos reabilitadores tem sido incorporada em todas as especialidades odontológicas. A concorrência de mercado faz o custo mais acessível dos componentes dos sistemas nacionais e assim uma possibilidade maior a nossos clientes com disponibilidade financeira limitada. As resoluções protéticas tem à sua disposição, um grande número de componentes que apesar da similaridade, apresentam origens diferente. Fica a dúvida se a

justeza dos componentes entre si oferecem uma condição satisfatória. Para avaliar esses aspectos nos propusemos a verificar a qualidade dos hexágonos dos implantes e intermediários transmucosos, utilizando como referencial o Sistema Brånemark.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

Os sistemas de implantes osseointegrados em dois estágios cirúrgicos provaram ser uma alternativa real na solução dos problemas de edentulismo. Uma revisão dos dados estatísticos nos fornece uma clara evidência de que essa modalidade de tratamento oferece uma solução efetiva dos problemas associados ao edentulismo total e parcial. Entretanto, análises estatísticas demonstraram que existem diferenças nos graus de sucesso entre diferentes sistemas de implantes, como também variações nos graus de sucesso entre os implantes na maxila e mandíbula.

BRANEMARK et al. (1977), se preocuparam com a limpeza da superfície dos implantes e componentes. A necessidade se faz presente em razão do material ser resultado de usinagem de peça de titânio que pode depositar esquirlas de metal e impurezas na superfície dos componentes usinados. Após a usinagem todo elemento deve ser submetido a um processo de limpeza mecânica e química rigorosa. Destacaram este fato, como um dos fatores preponderantes para a obtenção do contato direto entre o implante e o osso, bem como o mais íntimo contato entre componente e implante, pois qualquer partícula estranha, como limalha ou lascas do metal das ferramentas utilizadas na confecção do implante compromete a perfeita adaptação.

KASEMO (1983), relatou sobre as propriedades superficiais do metal sob os seguintes aspectos: preparação do implante, tipos de união, processos químicos na interface e composição química cristalográfica. Concluiu que os processos biológicos que ocorrem devido à introdução de um implante

inorgânico originam interações químicas na interface, entre o implante e os tecidos; os fatores que contribuem para o sucesso do titânio puro como material para implantes podem ser uma combinação da inércia química, de alta constante dielétrica e de algumas outras propriedades bioquímicas específicas dos seus óxidos.

O conhecimento de que as características de superfície dos materiais de implante representam aspectos importantes na longevidade e função, levou **KASEMO; LAUSMA** (1985), à realização de estudos e ao desenvolvimento de novos métodos de preparo e limpeza de superfície, com ênfase no controle de contaminantes superficiais.

LEKHOLM; ADELL; BRANEMARK (1985), afirmaram que a fratura do parafuso do intermediário e do implante são as únicas complicações referentes aos componentes do sistema de implantes, sendo que a fratura dos parafusos do intermediário ocorre em menos de 3% dos casos e pode ser devido à falta de adaptação da prótese, e, a prótese também pode ser responsável pela ocorrência de implantes fraturados.

JEMT (1986), apresentou um novo sistema de implantes chamado *CeraOne* que utiliza um pilar cerâmico. Dentre as vantagens alcançadas com este sistema, o desenho do *abutment* permite: a) uma área máxima de contato do titânio com os tecidos moles; b) a polimerização final da coroa de resina no *abutment*, otimizando a função entre a resina e o cilindro de titânio; c) a colocação da interface resina/titânio 1mm no interior da margem de tecido mole, eliminando a visualização do metal; d) utilização de todos os componentes metálicos em titânio puro, eliminando teoricamente os problemas de corrosão. O autor ainda comenta sobre a diversidade de formas geométricas, a fim de melhorar as condições estéticas e de higienização.

ALBREKTSSON; JACOBSSON (1987), mostraram-se preocupados com o desejo de conseguir um resultado cada vez maior em área de osseointegração. Tratando-se, o implante, de elemento usinado em máquina, está sujeito a contato e contaminação pelas ferramentas e elementos químicos. Consideraram que o papel dos pequenos contaminantes não está bem esclarecido, mesmo assim é aconselhável o cuidado e manutenção da superfície altamente limpa, pois o objetivo é a obtenção e a manutenção da osseointegração por um longo prazo.

COX; ZARB (1987), relataram. que entre as complicações protéticas observa-se um alto número de fraturas das infra-estruturas (12 das 26 infra-estruturas fraturaram), atribuindo à liga utilizada e ao desenho da infra-estrutura, sendo o problema resolvido com a substituição da liga (liga de prata paládio tipo III para tipo IV) e mudança no desenho da prótese. Relatam ainda que dois parafusos de ouro fraturaram e, no momento de sua substituição, as próteses não apresentavam boa adaptação e foram refeitas. Segundo os autores a falta de adaptação passiva da prótese pode colocar os componentes sob tensão, podendo levar à sua fratura ou micro-fratura do osso ao redor do implante e perda óssea.

WORTHINGTON; BOLENDER; TAYLOR (1987), relataram os problemas e complicações ocorridos durante os 4 anos de experiência com o Sistema Brånemark. A maioria dos problemas foram iatrogênicos e passíveis de serem evitados, mediante um correto planejamento. Entre as complicações da fase protética foram citadas fratura das próteses, problemas fonéticos e fratura dos parafusos de ouro. Segundo os autores, o afrouxamento ou fratura dos parafusos de ouro não é um fato comum, mas comparado às falhas dos outros componentes, talvez seja o problema mais comum e sugeriram como

causas as forças excessivas colocadas sobre o sistema, a falta de adaptação entre prótese e intermediários e repetidos apertos nos parafusos.

LEWIS (1988), afirma que a restauração de dentes unitários apresenta um desafio na reabilitação dos implantes. Este artigo descreve um novo método de proceder a restauração de dentes unitários diretamente sobre implantes Brånemark sem a utilização do intermediário de titânio. Com a utilização do UCLA este procedimento pode prover uma estética e função adequada. A porção inferior do cilindro possui um hexágono interno correspondente ao hexágono do implante, uma vez em posição previne seu movimento rotacional. São apresentados em plástico com o parafuso de fixação. O parafuso se fixa às roscas do implante e retém o componente em posição. Com a utilização deste componente são eliminados o componente intermediário e o cilindro de liga áurea. O modelo de gesso permite a transferência do implante para a confecção da restauração devendo-se ter cuidado especial com a moldagem para a transferência correta do implante.

O cilindro UCLA plástico é personalizado no modelo de gesso, através do recorte em altura e enceramento para prover uma estrutura de acordo com o dente a ser reabilitado. Posteriormente à fundição do padrão em cera, a cerâmica é aplicada para completar os procedimentos de laboratório. Quando bem indicado, esta técnica proporciona um bom resultado estético e menor oportunidade de rotação e afrouxamento do parafuso, quando comparado com métodos convencionais de conexão de restauração com o intermediário cilíndrico.

LEWIS (1988), preconizou uma técnica para restauração com componente acoplado diretamente sobre o implante, sem a necessidade de intermediário. Este método alcança resultados estéticos e saúde do tecido e resolve freqüentes problemas de limite interoclusal. A proposta deste artigo foi

desenvolver um componente personalizado para utilização em conexões múltiplas com acoplamento direto ao implante.

A aplicação desta nova tecnologia para pacientes parcialmente edêntulos requer considerações de alguns fatores interrelacionados. A colocação do implante em posição inadequada causa resultado danoso à coroa protética. Em contrapartida o sistema Brånemark foi idealizado para reabilitar pacientes totalmente edêntulos. Quando usamos seus componentes para pacientes parcialmente edêntulos, alguns problemas ocorrem como a limitação do espaço interoclusal para comportar o intermediário, o cilindro e a cerâmica da coroa a ser restaurada. Ressalte-se ainda, a exposição da margem do intermediário que permanece supragengival e o contorno da restauração definitiva limitada com o uso dos componentes convencionais.

A experiência do autor, na fase inicial de fabricação de restaurações fixadas diretamente no implante, requer a utilização de um modelo de gesso com transferência do implante em posição exata, no qual será encerado o padrão restaurador. O padrão restaurador é um componente pré usinado em plástico com o nome de "UCLA" eliminado no processo de fundição. A base interna deste componente é circular para uma melhor adaptação ao implante, diferindo do contorno hexagonal dos intermediários convencionais, o que limita a sua utilização em restaurações unitárias. Isto permite a rotação do componente que não é travado no hexágono do implante.

A observação do comportamento clínico foi realizado durante dois anos em 45 pacientes com a utilização do componente "UCLA". Observou-se que a perda óssea no pescoço do implante não foi excessiva, fratura do implante ou prótese não ocorreu e o eletrogalvanismo não foi notado utilizando liga de ouro.

JENSEN; BROWND; DELORIMIER (1989), afirmam que a falta de um único dente anterior na maxila, pode ser tratada com implantes

osseointegrados, mas que o planejamento protético pré-cirúrgico deve ser exato e específico e que para o estabelecimento da posição exata do implante, a posição dos incisivos inferiores deve ser estudada para a emergência do implante no arco superior, assim como o espaço suficiente para colocação do *abutment*, e da coroa deve ser providenciado. Se o implante for colocado mais vestibularizado ou palatinizado, os resultados fonéticos e estéticos podem ser afetados. Para alcançar resultados estéticos e funcionais assegurados, um “splint” cirúrgico com marcador de profundidade é sugerido.

LEWIS et al. (1989), estabeleceu uma técnica para resolver dificuldades de angulações de implantes com a utilização do componente “UCLA”. O autor discute o problema do orifício para corrigir pequenas inclinações e a fabricação de coroas telescópicas para as angulações mais severas. O “UCLA” é um componente plástico que conecta diretamente ao implante, eliminando o componente intermediário, assegurando estética com a emergência da cerâmica a nível subgengival e a possibilidade de corrigir angulações do implante.

Quando o implante é instalado com moderada inclinação para vestibular, a restauração será comprometida pela localização do conduto de acesso do parafuso de fixação que estará localizado em local indevido. O modelo de gesso com a transferência do implante podemos corrigir angulações com o enceramento do componente “UCLA” adequado para cada implante.

Angulações severas em implantes múltiplos podemos compensá-las com coroas telescópicas, sendo que, para este caso o componente “UCLA” deverá ser com base hexagonal para não permitir movimento durante a função, pois pela constante colocação e retirada, funcionam como elemento isolado. O metal utilizado é sempre uma liga de ouro e este em contato com o titânio não resulta em problemas eletrolítico na cavidade oral. A adaptação do padrão

deve ser muito bem determinada no modelo de gesso, sendo o polimento realizado cuidadosamente com pasta de diamante para não danificar a adaptação. Afirma o autor que discrepância de 4 a 8 micra tem sido notadas na adaptação entre implante e padrão.

JOHANSSON; PALMQVIST (1990), avaliaram as complicações ocorridas com 49 próteses fixas implanto-suportadas em um período de 9 anos, utilizando o sistema Nobelpharma . Relatam que a ausência de fratura de parafusos de ouro, tido como a parte mais frágil do sistema, pode ter sido resultado da boa adaptação das próteses.

GARCIA-ESTELLER et al. (1991), verificaram em seu estudo que é importante no primeiro tempo cirúrgico se colocar o implante com uma angulação correta, fazendo com que o eixo axial da fixação coincida com o da futura restauração. Os autores concluíram que o uso do *abutment CeraOne* proporciona vantagens, já que a estrutura sadia dos dentes vizinhos é mantida e a adequada adaptação subgengival da coroa protética aos tecidos gengivais, proporciona melhores resultados estéticos. Relatam ainda que outro fator importante é quando acontecer um impacto forte sobre a coroa protética, esta se fraturaria primeiro, por existir uma interface de cimento entre a coroa e o pilar, o que se contrapõe com o sistema tradicional que é em monobloco, onde a fratura seria primeiro no parafuso que une a prótese ao pilar, trazendo as complicações relativas a ruptura do parafuso.

A restauração de dentes unitários foi objeto de interesse de **JEMT** et al. (1991). Cento e sete implantes foram colocados para suportar restauração de dente unitário, sendo que 92 pacientes participaram do estudo envolvendo multicentros. Somente três implantes (2.8%) foram perdidos após um ano em função clínica. O restante das restaurações tiveram sucesso estético com a

utilização de componentes modificados. A condição gengival foi saudável ao redor das coroas de forma idêntica aos dentes adjacentes

O maior problema relatado no período de observação foi o afrouxamento do parafuso do *abutment*. Vinte seis por cento dos parafusos permaneceram sem problemas, contudo a tendência de afrouxamento dos parafusos foram diminuindo ao longo do período de observação.

De acordo com **KLINGE** (1991), o dente natural é mantido no osso por um ligamento periodontal, enquanto os implantes podem ser classificados em relação ao osso suporte como sendo um sistema de anquilose. Diferentes mecanismos de conexões permitem variadas porcentagens de reações em ambas as situações principalmente quando dente e implantes são esplintados por meio de um aparelho protético rígido. Também é interessante e importante a possibilidade de diferentes influências bacterianas. Perdas marginais foram induzidas em implantes e em dentes naturais de cães beagle, sugerindo que o processo de destruição é mais lento nos implantes. Entretanto o processo patológico ao redor do implante pode ser usado tanto em bocas parcialmente dentadas como nas edentadas. Novas pesquisas poderiam ser feitas explorando o potencial de perda tecidual e manutenção a longo prazo dos tecidos marginais ao redor dos implantes.

LEWIS (1991), preconiza mais uma técnica com resolução estética para as prótese sobre implantes. Trata-se do intermediário cônico, em duas peças usinadas em titânio com cinta de um, dois e três milímetros, cuja finalidade é localizar a nível subgengival para promover um perfil estético à restauração. O desenho também dá condições para que haja um contato titânio-titânio entre implante e intermediário com o benefício de ser um componente usinado previamente, com a justeza na base de assentamento melhor controlada. Este componente não é indicado para próteses unitárias.

O intermediário cônico tem a vantagem de localizar a porcelana abaixo da margem gengival sendo que esta tem a capacidade de acumular menor quantidade de placa que o metal. Um cilindro de ouro é assentado sobre este intermediário que receberá um padrão de cera personalizado para ser fundido em liga áurea. Com a utilização de um intermediário cônico de 1mm com o cilindro de ouro em posição, temos uma altura interoclusal comprometida em 5,3 mm, enquanto que com o intermediário convencional cuja altura mínima é de 3mm temos a altura interoclusal é comprometida em 6mm.

Acima do colar o componente possui uma conicidade de 15 graus, o que favorece a relação de adaptação da prótese múltipla.

SORENSEN; AVERA; TOMAS (1991), com o objetivo de avaliar a fidelidade nas interfaces, compararam a interface implante-intermediário e intermediário-prótese de 4 sistemas de implantes: grupo 1 - 3i; grupo 2 - *Collagen- Osseodent*; grupo 3- *Collagen- Osseotite*; grupo 4 - *Nobelpharma*. O cilindro de ouro foi avaliado após a confecção da infra-estrutura e aplicação da porcelana e através de observação direta com auxílio de um microscópio com unidade de medição e aumento de 200x. Segundo os autores, devido aos valores discrepantes encontrados, deve existir diferentes níveis de tolerância na confecção dos vários componentes de implantes.

Em 1992, **ANDERSSON** introduziu um novo conceito de restauração para dentes unitários com um novo desenho de componente pré fabricado para o sistema Brånemark. O desenvolvimento partiu do Instituto de Biotecnologia Aplicada, Suécia, em cooperação clínica com vários clínicos e pesquisadores de outros centros. A restauração unitária através do componente *CeraOne* (35 coroas) foi analisada em 32 pacientes tratados de maio de 1988 a outubro de 1990. A seleção do componente foi determinada para que seu ombro ficasse

2mm abaixo do nível gengival após a cicatrização. A parte retentiva hexagonal possuía 3.8 mm e a parte inferior uma cinta de 1,2,3,4 e 5 mm de altura. Para a fixação do componente no implante utilizou-se parafuso de ouro com a utilização de um dispositivo contra-torque, aplicando uma força de aperto de 32 Ncm. A finalidade do contra torque era de oferecer uma resistência ao aperto do parafuso para proteger a interface osso-implante. Uma cápsula de Santoprene® (Monsanto, Brussels, Belgium) foi colocada por fricção para proteger o componente instalado, mantendo a gengiva em posição. A moldagem do *CeraOne* foi feita com um componente de impressão plástico (Delrin®, Du Pont, Stockholm, Sweden). O modelo de trabalho foi realizado com uma réplica *Delrin* na transferência do componente *CeraOne*. As 35 coroas foram fabricadas com a utilização de uma cápsula de alumina sinterizada na qual a cerâmica foi fundida e três delas foram em metalocerâmica.. Da amostra, 25 coroas foram submetidas à carga por 4 a 12 meses e 10 coroas por 13 a 24 meses. Os resultados relatam que três pacientes tratados receberam parafusos de titânio em lugar de parafusos de ouro e que nenhum destes afrouxaram, enquanto um dos parafusos de titânio afrouxou após 12 meses. Segundo os autores, os parafusos de ouro têm sido usados em lugar dos de titânio, porque o atrito entre o ouro e o titânio é menor que aquele entre titânio e titânio, e também, por ser possível obter uma maior carga prévia com os parafusos de ouro. Assinalam ainda que os pacientes, assim como os dentistas, ficaram muito satisfeitos com os resultados estéticos alcançados utilizando este novo conceito.

BINON; WEIR; MARSHALL (1992), investigaram a composição superficial dos implantes Bränemark em comparação com outros três sistemas de implantes de Ti c.p. tipo parafuso, envolvendo emissão espectroscópica. Os sistemas estudados foram: *Nobelpharma*, *Core-Vent*, *Osseodent* e *Implant*

Innovations. Os implantes analisados demonstraram vários graus de contaminação, sendo que também foram notadas variações na fabricação, produção e eficiência dos métodos de limpeza. O implante *Osseodent* foi o que apresentou a superfície mais limpa e a composição química superficial menos contaminada, seguido pelo implante *Nobelpharma*, *Innovation* e *Swede-Vent*. A camada de óxido mais fina foi observada no implante *Osseodent*, cujo tratamento superficial é a energia de superfície em rádio-frequência. Os autores recomendaram uma rotina de análises superficiais como parte do protocolo de fabricação dos implantes dentais, para garantir uma superfície biologicamente limpa, aceitável para a implantação em tecidos vivos, já que a espessura da camada de óxido e a contaminação da superfície dependem das condições de fabricação, da limpeza subsequente à usinagem e do método de esterilização.

BINON et al. (1992), concluíram em seu estudo que existem dois sistemas disponíveis que preencheram ou excederam o critério de “design” e combinação estabelecido pelo sistema sueco original. Componentes destes dois sistemas podem ser combinados com outros e aqueles do sistema sueco para atingir um nível aceitável de compatibilidade. É prudente, contudo, inspecionar cuidadosamente a adaptação de todos componentes em um implante limpo e antes do uso. Ainda que estes sistemas reúnam padrões altos de combinação, eficácia biológica a longo prazo deve ainda ser documentada em testes clínicos.

HANSEN; DEBOER; WOOLSEY (1992), afirmaram que quando um diagnóstico cuidadoso é realizado durante a instalação dos implantes, próteses em dentes unitários podem proporcionar muitos anos de serviço útil e eles podem ser incorporados facilmente à próteses múltiplas implanto-suportadas subsequentes se o planejamento precoce apropriado é usado e a necessidade

surge. Quando necessário, um *abutment* angulado pode ser usado com alguns sistemas para corrigir o posicionamento indesejado do implante, mas infelizmente, estes *abutments* sacrificam a possibilidade de resgate da restauração através do parafuso. Segundo os autores, forças de torque rotacionais possuem uma tendência de desparafusar conexões retidas à parafuso e os primeiros esforços para prevenir conexões parafusadas à implantes unitários se afrouxarem durante a função envolveram medidas como travamento com os dentes adjacentes e projeções desenhadas para ajudar a reduzir tendências rotacionais. Por outro lado, sistemas de implantes para dentes unitários possuem um mecanismo que permite uma relação de travamento entre o implante e o *abutment*, já que um parafuso de ouro, com alta resistência à tensão, mostrou-se segurar o *abutment* ao implante com excelente confiabilidade. Relatam ainda que implantes isolados posteriores devem ser posicionados de forma a receber forças oclusais ao longo dos seus longos eixos quando a restauração está em máxima intercuspidação com o dente oposto e que contatos oclusais prematuros e excursivos de restaurações suportadas por implantes isolados devem ser evitados.

JEMT; LINDÉN; LEKHOLM (1992), em uma análise retrospectiva de 1 ano de 127 próteses fixas parciais suportadas por 354 implantes osseointegrados, realizada na Clínica Brånemark de Göteborg, observaram que o número total de complicações é menor do que em próteses fixas totais implanto-suportadas. 49% das maxilas tratadas e 20,8% das mandíbulas apresentaram próteses com parafusos de ouro soltos no primeiro retorno, e apresentaram estáveis no retorno seguinte, após um segundo aperto dos parafusos. Esse afrouxamento dos parafusos de ouro foi o responsável pelo problema mais comum registrado na maxila, a mobilidade das próteses.

O problema da estabilidade do parafuso de fixação foi observado em estudo de **JORNEUS; JEMT; CARLSSON** (1992), calculando-se o máximo de forças in vivo para pacientes com restauração em dentes unitários sobre implante. A avaliação da força oclusal, com parâmetros geométricos, foi individual para cada paciente medindo a capacidade de força na junta do parafuso. Diferentes desenhos de parafusos foram testados e os resultados foram comparados com situações clínicas. O parafuso em liga de ouro de cabeça plana e alto aperto de 32 Ncm produziram os melhores resultados, sendo indicado para restaurações de dentes unitários.

LEWIS; LLAMAS; AVERA (1992), fizeram algumas considerações em relação ao sistema "UCLA". Ressaltaram que a adaptação entre o *abutment* "UCLA" e o implante é superior aos componentes convencionais da Nobelpharma. Embora as discrepâncias verticais fossem semelhantes, a fidelidade horizontal da interface dos componentes do *abutment UCLA* eram de superioridade significativa sobre os componentes da Nobelpharma. Os autores ainda comentaram que os processos de fundição são mais sensíveis tecnicamente, enquanto os componentes usinados são mais precisos. Uma fundição com má adaptação da mesma forma que não será retida pelo parafuso, também exercerá forças sobre este implante, resultando em sua perda e ou fratura.

MEFFERT; LANGER; FRITZ (1992), realizaram uma revisão de literatura sobre os implantes e comentaram os materiais disponíveis para sua confecção, sendo eles à base de metais e ligas metálicas, cerâmicas e carbono e polímeros, sendo que atualmente o titânio ou ligas de titânio são os metais de escolha para os implantes osseointegrados. Ressaltaram que, proteticamente, a introdução do *abutment UCLA* eliminou o colar metálico na margem cervical, apesar de problemas relacionados com irregularidades de fundição e a

interface entre o ouro e o titânio no sulco gengival tenha criado algumas dificuldades clínicas. O desenvolvimento do *abutment* unitário também camuflou o colar metálico e manteve a interface de titânio no sulco.

PATTERSON; JOHNS (1992), avaliaram o tempo de fadiga dos parafusos utilizados nos implantes. Segundo os autores, quando um parafuso é apertado ao máximo, uma pré-carga é aplicada ao parafuso induzindo uma força compressiva nos componentes que estão unidos e com a ação de uma força externa, parte dessa força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando assim a força de tensão no parafuso. A ausência da adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré- carga é aplicada e o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido a semanas. Quando o contato é parcial e a pré-carga é capaz de unir os componentes através de alguma deformação nas superfícies de contato tem-se uma articulação, onde quanto maior for a pré-carga aplicada no sistema, maior será o tempo de fadiga do parafuso. Concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, é necessário assegurar-se que os parafusos foram apertados ao máximo, aumentando o tempo útil dos mesmos e para que isso ocorra, recomendam que o torque apropriado seja aplicado.

BREEDING et al. (1993), preocupados com a soltura de parafusos, realizaram estudo verificando a quantia de torque necessário para soltar parafuso utilizando um selante adesivo aplicado ao parafuso do abutment antirotacional fixado ao implante. Instituiu um grupo controle sem a aplicação do selante A metodologia envolveu a aplicação de uma carga de 6 Kg durante a simulação de movimentos intraorais. Foram gerados movimentos em 2 períodos de tempo simulados, representando 1 e 6 meses. Não foi encontrada

diminuição significativa ($\alpha < .05$) no torque requerido para soltar os parafusos após o mesmo período de tempo quando usado *Calcitek Omnilock* ou *Stryker Minimatic*. As amostras *Core-Vent Bio-Vent*, contudo exibiram uma significativa diminuição ($\alpha < .05$) na quantia de torque requerido para soltar os parafusos em somente 1 mês de teste. A adição do selante adesivo aumentou significativamente ($\alpha < .05$) a força de torque necessária para soltura dos parafusos somente nas amostras *Core-Vent*.

Afirmaram que implantes osseointegrados são uma opção de tratamento de sucesso para muitos indivíduos edêntulos e parcialmente edêntulos; contudo, podem ocorrer problemas com as restaurações. O primeiro obstáculo pode ser a falha na osseointegração. A prótese ou restauração também podem apresentar outros problemas como falha nos abutments em próteses cimentados soltura ou quebra dos parafusos nas próteses parafusadas. Essa investigação foi feita somente em implantes unitários com *abutments* parafusados, examinando e comparando a quantia de torque necessário para desapertar os parafusos de 3 diferentes combinações *abutment* parafusado antirotacional implantes unitários após aplicação de força durante a simulação de movimentos intra-orais sob 2 diferentes períodos de tempo. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito no torque necessário para soltar os parafusos sob mesmas condições experimentais.

GELB; LAZZARA (1993), relataram que limitações em posições, qualidade ou dimensão do osso freqüentemente requerem que os implantes sejam colocados numa inclinação axial não ideal. O uso de *abutments* pré-angulados pode ser o método de escolha quando as limitações anatômicas impedem a colocação axial de um implante. Dessa forma um implante pode ser restaurado de acordo com as exigências estéticas do clínico e do paciente. Os autores concluíram que a adesão a uma hierarquia de objetivos durante a

colocação do implante resultará no posicionamento apropriado do implante de maneira que possam ser maximizados os procedimentos restauradores e estéticos da maneira mais previsível.

JAARDA; RAZZOOG; GRATTON (1993), afirmam que o constante afrouxamento dos parafusos também pode ser atribuído a um torque inadequado. Foi avaliada a influência da experiência do operador na quantidade e consistência do torque obtido através do aperto manual dos parafusos protéticos de implantes. Os resultados mostraram uma diferença significativa na variação entre os grupos, comparando a variação dentro de cada grupo com os dois comprimentos de chaves, sendo que a chave de 20 mm produziu significativamente valores menores de torque de inserção que a chave de 37 mm. Concluíram que os indivíduos com pouca experiência em implante (grupo 3) não foram capazes de dar o torque necessário aos parafusos; os indivíduos com experiência em implantes (grupo 4) tenderam a gerar mais torque que o recomendado; nenhum dos indivíduos apresentou consistência na aplicação do torque; e se o conceito de torque ideal e pré-carga é válido, os clínicos devem usar algum tipo de dispositivo para garantir a obtenção de um torque satisfatório.

Em estudo realizado em 1993, **JEMT; PETERSSON**, tiveram como objetivo investigar problemas restauradores e pós-inserção em pacientes providos de implante unitário suportando restaurações. Este estudo foi realizado com um grupo de 50 pacientes que tinham implante unitário suportando restaurações. Estes implantes foram avaliados por um período de 3 anos após a colocação da coroa. Um dos 70 implantes (1,4%) inseridos foi perdido durante o período. A taxa de sucesso foi de 98,5%. A complicação mais freqüentemente encontrada foi o parafuso do *abutment* em dente unitário soltar-se. Este problema estava associado com fístulas durante o primeiro ano

de estudo. A complicação mais severa foi que 3 dentes adjacentes tiveram que ser tratados endodonticamente devido à desvitalização acidental mediante trauma cirúrgico durante inserção do implante. Isso indica que a superfície do osso marginal adjacente ao implante foi reduzida em 0,5mm diante da coroa de inserção após 3 anos.

LAZZARA (1993), comparou os resultados estéticos entre uma prótese sobre *abutment* standard Nobelpharma e uma prótese direta ao implante, utilizando *abutment* UCLA de ouro pré fabricado (Implant Innovations Inc./3i), em um relato de caso clínico. O resultado indica o uso do *abutment* UCLA, isto é, havia menos de 2mm de altura de tecido mole acima do implante, espessura gengival vestibulo-lingual mínima (que permitia visualizar a cor do metal por translucidez) e distância intermaxilar limitada. O autor defendeu a utilização do *abutment* UCLA por permitir que a porcelana fosse aplicada diretamente à sua superfície, emergindo subgengivalmente, oferecendo, dessa maneira, maior naturalidade com anatomia e melhor aceitação tecidual, o que comprovado com a instalação da prótese na boca. A prótese sobre o *abutment* standard demonstrou ser mais curta que os dentes adjacentes, com contorno mais bojudo e expondo o metal do *abutment*.

McCARTNEY; VERMILYEA; FOSDAL et al. (1993), definem que *abutments* de titânio não apresentam comprometimento estético na mandíbula, mas pode ser problemático na maxila. A colocação de implantes na região anterior da maxila resultou em novas tecnologias, permitindo conexão direta das próteses ao implante, com um *abutment* tipo UCLA. Este *abutment* é disponível também em plástico moldado (Implant Support Systems Inc., Irvine, Calif.) ou pré - fabricado em metal (Implant Innovations Inc., Palm Beach, Fl.). Quando estes são usados, o material estético de faceta pode ser estendido abaixo da mucosa alveolar, evitando exposição antiestética de metal.

PHILLIPS (1993), comentou sobre os materiais para implantes dentários e enfatizou que mais freqüentemente usam-se metais e ligas metálicas, sendo que inicialmente foram utilizadas selas cirúrgicas de ligas de aço inoxidável e de cobalto-cromo, devido às suas propriedades aceitáveis. Relatou ainda que outros materiais têm sido motivo de pesquisas, tais como as cerâmicas, polímeros, compósitos e o titânio, sendo este o material de eleição utilizado atualmente. Concluiu que a tendência de tratamentos conservadores para doenças bucais continuará a se acelerar, podendo-se antecipar que os implantes dentários se tornarão uma opção freqüente, como tratamento preferencial.

TARNOW (1993), em um relato de caso clínico, descreveu todos os passos para se conseguir estética na instalação de uma prótese isolada sobre implante na área do canino superior. O implante deve ser colocado, segundo o autor, 3-4mm apicalmente a junção cimento-esmalte dos dentes adjacentes. Após a moldagem do implante com transferentes de conexão antirotacional que duplicam a posição do hexágono do implante, o autor recomendou que a escolha do *abutment* fosse criteriosa. Por exemplo, os *abutments* para coroas isoladas, devem possuir um recurso de união antirotacional ao implante, como o *abutment* tipo *UCLA*, que adapta-se perfeitamente ao implante e pode ser contornado por qualquer forma e por qualquer metal, sendo os erros de impressão a desvantagem para este sistema. O autor cita ainda que a *Implant Innovations Inc (3i)* desenvolveu um *abutment UCLA* de ouro pré-fabricado, onde após realizar o enceramento, a porcelana é aplicada. O autor previu que, no futuro um *abutment* totalmente cerâmico de óxido de alumínio seria criado, com encaixe ao hexágono do implante, aplicação direta da porcelana e ausência de corrosão entre a cabeça do implante e o *abutment*.

VIDIGAL JUNIOR et al. (1993), realizaram um estudo com o objetivo de analisar e comparar com o auxílio do microscópio eletrônico de varredura, as superfícies dos implantes *TF*, *SR-PRESS*, *Screw-Vent*. Os autores relatam que segundo a literatura, aspectos físicos e químicos de superfície são base para a discussão do grau de biocompatibilidade de diferentes implantes inorgânicos. Foram utilizados três implantes osseointegrados encontrados no mercado nacional, e que, segundo os fabricantes são compostos de titânio puro. Essas amostras foram então analisadas com microscópio eletrônico de varredura no modo de elétrons secundários, com uma aceleração de 20kV. Com um aumento de 20X, foi possível observar na superfície dos implantes *TF* e *SR-PRESS*, regiões escuras que estão ausentes da superfície do implante *Screw-Vent*, essas regiões escuras resultam de uma menor produção de elétrons secundários, causada por algum tipo de modificação superficial, como a presença de contaminantes ou a formação de algum composto. No aumento de 500X, direcionou-se a observação para as regiões consideradas contaminadas e no implante *TF*, constatou-se a presença de partículas contendo alumínio, no implante *SR-PRESS*, foram observados resíduos ricos em ferro, e no *Screw-Vent*, não foram encontradas partículas contaminantes na superfície. Concluíram que os implantes *SR-PRESS* e *TF* apresentam agentes contaminantes e que os três implantes analisados apresentam diferenças de superfície.

CARDIOLI; CASTAGNA; CONSOLATI (1994), realizaram estudo com o propósito de acompanhar dados clínicos de 47 pacientes com 67 implantes unitários. Os implantes (3i) foram instalados segundo o proposto por Brånemark na técnica cirúrgica de dois estágios. Em 17 pacientes, os implantes foram instalados imediatamente após a extração com o uso de membrana GORETEX. Em todos os pacientes, a qualidade do osso era entre 2

e 3, e a quantidade de osso era entre A e B. A reabilitação protética foi realizada 6 semanas após a segunda fase cirúrgica seguindo o protocolo para substituição de dente isolado. Foram usadas 40 coroas metalo-cerâmicas e 27 coroas metaloplásticas sobre *abutments CeraOne* ou *UCLA* (para compensar posição desfavorável). As coroas foram desenhadas para evitar ou reduzir contatos durante movimentos laterais e protrusivos. Foram examinados após 26 meses, os aspectos da resposta peri-implantar (placa supragengival, inflamação gengival, sangramento à sondagem, quantidade de gengiva ceratinizada ao redor do *abutment* e profundidade de sondagem à partir da margem gengival), aspectos radiográficos da reabsorção óssea, e estabilidade dos implantes. Três fracassos ocorreram; dois dos implantes imediatos foram perdidos na segunda fase cirúrgica e um implante no sexto mês de carga apresentou perda óssea vertical provavelmente devido a peri-implantite e foi, então, removido. Outras complicações incluíram três fístulas resultantes de *abutment* desadaptado. Os exames clínicos da mucosa peri-implantar demonstravam boa qualidade das interfaces implante- mucosa. A média de reabsorção óssea no último controle foi 1,3mm com variação de 0,5mm a 2,8mm. Os autores concluíram, dentro das limitações de um estudo a curto prazo, que o índice de sucesso foi de 94,4% e que as complicações foram, na maioria, decorrentes de problemas mecânicos dos *abutments* e tecidos peri-implantares e que os implantes osseointegrados apresentam comportamento similar na reabilitação de arcos total ou parcialmente desdentados e em dentes isolados.

EKFELDT; CARLSSON; BORJESSON (1994), realizaram um estudo retrospectivo sobre a evolução clínica de uma restauração em um dente único suportada por implante osseointegrado. Foram instalados 93 implantes para restaurações únicas em 77 pacientes, avaliados num período de três anos. Os

resultados indicam que somente foram perdidos dois implantes, um antes da segunda fase cirúrgica e o outro durante o primeiro ano de funcionamento; o problema mais freqüente foi o afrouxamento do parafuso dos pilares onde em 43% desses parafusos foi necessário o seu reaperto após a instalação da prótese e, por esse motivo, nove coroas cimentadas foram perdidas, sendo preciso repetir a confecção das mesmas. Concluíram que essa alternativa de tratamento oferece resultados prometedores para a reposição de um dente único e que os resultados funcionais, biológicos e estéticos foram de bons a excelentes; as complicações com o precoce afrouxamento do parafuso do *abutment* não são alterações requeridas no método.

FUGAZZOTTO; ARCIERI (1994), relataram dois casos clínicos de implantes isolados com duas opções restauradoras usando o sistema IMZ, discutindo as vantagens e desvantagens de cada uma delas. Em ambos os casos foram usados implantes cilíndricos IMZ com superfície tratada (plasma spray) na substituição imediata do elemento dentário 11 (incisivos centrais). As opções restauradoras foram apresentadas com a principal preocupação em evitar a rotação da restauração final. Na primeira, um conjunto de duas peças é parafusado ao corpo do implante IMZ convencional. A cobertura deste conjunto é apertada com uma chave de torque no sentido horário, o que proporciona uma base não rotacional para a inserção da restauração, que é fundida e cimentada. São relatadas como vantagens desta opção, a possibilidade de fundir uma coroa morfológicamente próxima ao dente substituído, mesmo em dentes com pequena distância vestibulo-lingual, como os incisivos; a ausência de necessidade de cobertura do acesso ao parafuso comacrílico e a possibilidade do uso do sistema com implantes de 3,3mm de diâmetro. Como desvantagem é relatada a estabilidade insuficiente para suportar cargas oclusais na região posterior, recomendando o uso de implantes com hexágono

externo. A segunda opção é a restauração de um implante IMZ com hexágono externo usando uma coroa de porcelana aplicada em metal semi-precioso, provida de acesso para o parafuso. Como vantagem é apresentada a maior resistência às forças rotacionais, o que proporciona o seu uso em todas as áreas da boca. Como desvantagem, a necessidade de um volume aumentado da coroa na região do cingulo para a passagem do parafuso, o que pode significar problemas em incisivos, tais como, desconfortos, fonética alterada e perfil de emergência da restauração comprometido. Relataram ainda, a preferência de implantes cilíndricos aos implantes em forma de parafuso para maxila ou áreas posteriores da mandíbula.

KALLUS; BESSING (1994), avaliaram a ocorrência de parafusos de ouro e do intermediário soltos após 5 anos da instalação das próteses e nas próteses confeccionadas em ouro tipo III e com dentes de resina utilizaram-se componentes do sistema Brånemark e tiveram os parafusos de ouro apertados manualmente, com força máxima em seqüência padronizada. Os autores concluíram que parece haver uma correlação clinicamente significativa entre a desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos, mas os resultados não são conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos e próteses com pobre adaptação também podem ter parafusos bem apertados. As falhas dos parafusos de ouro puderam ser relacionadas com a desadaptação das próteses e consideradas dependente do operador de alguma forma, pois o aperto e a avaliação clínica da adaptação em si, são variáveis dependentes do operador.

LAZZARA (1994), relatou a vantagem do hexágono externo no momento da transferência, quando este tipo de dispositivo transfere a posição do implante diretamente para o modelo de trabalho, possibilitando uma boa estética e função, podendo o dente, ser construído no *abutment* estabilizado

sobre o hexágono do implante. O autor concluiu, que deve existir uma interação entre o cirurgião, o protesista e o protético, para um melhor planejamento, facilitando a seleção do *abutment* e com isso a construção de uma restauração ideal.

Para **LEWIS** (1994), a técnica do *abutment UCLA* foi a primeira técnica popular para confecção de restaurações estéticas em implantes osseointegrados no paciente parcialmente desdentado. Embora os princípios mecânicos e biológicos desta técnica fossem diferentes daqueles incorporados aos modelos de *abutments* de titânio, previamente empregados, foi uma maneira de oferecer aos pacientes resultados estéticos satisfatórios. A restauração terminada é retida no implante com parafusos de liga de titânio, que tem o mesmo diâmetro dos parafusos dos *abutments* convencionais, portanto, eles se adaptam ao mesmo canal dentro do implante. O resultado é uma prótese que não é comprometida pela distância inter - oclusal limitada, produzindo deste modo um resultado estético. Apesar da distância vertical mínima, o perfil gengival é um tanto natural e gradual, aparecendo como um dente na margem gengival sem necessidade de sobreposição das margens. O acesso para a higiene oral é excelente ao redor deste tipo de contorno e a porcelana de alto brilho acumula pouca placa. O *abutment UCLA* é uma técnica que conecta a restauração dental diretamente aos implantes, ao invés de aos *abutments* cilíndricos transmucosos. O primeiro caso relatado, por LEWIS e outros, foi realizado por causa do problema da distância inter - oclusal limitada, que resultava em um espaço entre os implantes e a dentição oposta que não era adequado para os *abutments* transmucosos e cilindros de liga de ouro. A confecção da restauração para os implantes eliminava o *abutment* e os cilindros de ouro. Esta técnica superava a dificuldade da distância inter - oclusal limitada e tinha potencial para uma melhor estética.

LIMA VERDE; MORGANO; HASHEM (1994), afirmaram que a inclinação desfavorável do implante é um problema comum que pode comprometer estética, fonética e função do implante suportado fixando próteses. Muitos métodos têm sido estudados para compensar implantes mal posicionados; entretanto, varias técnicas são complicadas e dispendiosas. A técnica que combina um uso do *abutment* tipo *UCLA* de plástico hexagonal com uma rosca manualmente fixada no parafuso para situação difícil é relativamente barata e de aproximação não complicada para eliminação do problema causado pela inclinação desfavorável do implante.

QUIRYNEN et al. (1994), realizaram um estudo no qual examinam in vitro, a existência de infiltração microbiana através dos componentes do Sistema Brånemark. Trinta e dois implantes conectados a abutments com aperto de 10Ncm foram colocados em meio líquido de cultura à base de sangue, e previamente inoculado com microorganismos do meio bucal. A amostra foi dividida de em dois grupos sendo o primeiro composto por 16 elementos, imersos parcialmente no líquido, até a altura da metade do *abutment*, cobrindo a união implante *abutment* e o restante imersos totalmente para avaliar a infiltração através da parte superior do componente. Após 7 dias de incubação anaeróbia, os microorganismos da parte interna dos implantes foram coletados e incubados em placas de agar sangue em condições anaeróbias.

Microorganismos foram encontrados em ambos os grupos, sendo em maior número naqueles imersos totalmente. A importância clínica deste fato é que a infiltração bacteriana na junção *abutment*-implante pode ter um papel relevante na ocorrência de peri-implantite nos implantes osseointegrados, contudo são necessários outros estudos para esclarecer o mecanismo etiológico bem como o tratamento.

SHARIFI; PANG; CHAI (1994), descreveram duas técnicas de restauração alternativas para manter o acesso do parafuso de retenção. Segundo os autores, a estabilidade do parafuso de união das restaurações implanto-suportadas em um só dente, tem melhorado significativamente com um sistema de *abutment* (*CeraOne*) que utiliza um parafuso composto por uma liga de ouro, o qual é ajustado de acordo com um torque prescrito. O sistema de *abutment* requer a cimentação da restauração ao *abutment* e isto, não permite, o acesso ao parafuso do *abutment* quando se deseja remover a restauração.

SCHULTE (1994), realizou estudo sobre níveis de tolerância na manufatura do hexágono externo de seis sistemas de implantes e concluiu que há diferenças consideráveis no controle da qualidade entre eles. Afirma que um bom controle de qualidade permite que sejam prevenidos problemas, tais como fraturas, afrouxamento do parafuso de retenção, contaminação bacteriana e perda de estética.

VEDOVATO (1994), afirma que há uma relação íntima entre a implantodontia, a Odontologia conservadora e a estética que é proporcionada pelos componentes de alta precisão para a realização de próteses parafusadas, resultando em um alto grau de satisfação do paciente e do cirurgião dentista.

WEINBERG; KRUGER (1994), publicam uma nota técnica para relevância da utilização dos intermediários com hexágono para a estabilização do intermediário ao implante. Segundo o autor, a capacidade não rotacional é recomendada para prótese com múltiplos implantes, bem como para implantes unitários. O travamento da interface intermediário ao implante facilita o posicionamento do componente angulado e ajuda o torque no parafuso de retenção. Forças biomecânicas são concentradas na crista óssea e distribuída

ao longo do implante. Intermediário Brånemark não rotacional pode ser usado em lugar do intermediário estandar para todas as próteses múltiplas, mantendo a posição e orientação do intermediário posicionado ao implante. Os intermediários *Estheticone* também podem utilizar do benefício antirrotacional. Como conclusão o autor não desaprova qualquer tipo de industrialização.

BALFOUR; O' BRIEN (1995), compararam e avaliaram a conexão implante-*abutment* rosqueado quanto à torsão, flexão e fadiga cíclica, registrando-se a carga máxima aplicada até o limite de tolerância. Três grupos de implantes com diferentes desenhos foram testados com seus respectivos *abutments* para coroa unitária: 1) implantes com hexágono externo de 0,7mm, de titânio comercialmente puro; 2) implantes com octógono interno de 0,6mm, de liga de titânio; 3) implantes com hexágono interno de 1,7mm, de liga de titânio. Todas as amostras foram conectadas aos seus *abutments*, ajustadas a 22,6 Ncm e registradas após 10 minutos, conforme recomendação dos fabricantes para minimizar o afrouxamento do encaixe entre as roscas. Sob carga lateral (torque), os grupos 2 e 3 revelaram concentração de falhas apenas nos *abutments* deixando os implantes ilesos. Também os grupos 2 e 3, de hexágono interno, mostraram uma resistência à fadiga maior que o grupo 1, de hexágono externo, em mais de 50%. Portanto, a danificação dos implantes do grupo 1 pode ser atribuída à maior maleabilidade do material (titânio comercialmente puro) e à conexão protética mais curta (0,7mm). Os testes de carga sob impacto (flexão compressiva) revelaram que o desenho do grupo 2 foi o sistema mais fraco. O grupo 3 mostrou ser o desenho testado mais efetivo, com maior estabilidade lateral, talvez devido ao alargamento de um grau na base do hexágono. Em todos os grupos testados, sob carga acima do limite de tolerância, exceto no teste de flexão compressiva o implante fraturou entre o maior diâmetro da rosca interna e o menor diâmetro da superfície

externa do implante, que é o seu ponto mais fraco. Os autores concluíram que as diferenças no desenho do implante afetam a resistência e a durabilidade dos componentes, e por isso, certas características, tais como material e tamanho do implante, devem ser avaliadas para maximizar a integridade estrutural dos componentes.

BINON (1995), utilizou em seu estudo três parâmetros que influenciam a combinação *abutment* implante, colocados juntos para verificar a precisão geral do torneamento e a consistência. São eles : o diâmetro da cabeça do implante, a diferença nas medidas do hexágono (de lado a lado) entre implantes e a diferença nas medidas do hexágono (lado a lado) em um único implante. Quanto menor o valor do índice encontrado, maior a precisão e consistência do processo de fabricação do componente.

CHAI; STEIN (1995), verificaram a possibilidade da utilização de restaurações dentais de titânio de múltiplas unidades, através da precisão de fundição e porosidade desse material. Para tanto foi confeccionada uma réplica que simulava um preparo para prótese parcial fixa de três elementos, na qual as fundições seriam adaptadas e analisadas. O titânio puro foi fundido no aparelho para fundição automática (Cyclarc, Cia J. Morita, Osaka, Japão) para a obtenção de 30 fundições de 3 elementos. Além disso, 12 fundições de liga de ouro-paládio foram feitas e serviram como grupo controle. As variáveis analisadas no mensuroscópio móvel foram : a) densidade de fundição (porosidade) e b) adaptação marginal (precisão). Os resultados mostraram que o titânio pode ser usado para fundição de prótese parcial fixa quando os procedimentos forem realizados de forma criteriosa. Apesar disso, o espaço marginal da liga de ouro-paládio foi menor do que os grupos de titânio

DIXON et al. (1995), desenvolveram um sistema para gerar níveis de forças controlados sobre o complexo implante-*abutment*-coroa, medindo e

registrando os micromovimentos neste complexo. Três grupos de implantes foram criados para esta pesquisa: 10 implantes 4mm x 13mm com hexágono externo (Minimatic); 5 implantes 3,5mm x 10mm e 5 implantes 3,5mm x 15mm com hexágono interno (Spectra System), e 10 implantes 4mm x 13mm com octógono interno (Calcitek Omniloc). Para cada sistema, foram obtidos 5 *abutments* retos e 5 angulados (Minimatic e Calcitek: 25°, Spectra System: 30°), onde cada um foi intercambiado a um dos 10 implantes de cada sistema. Estas conexões foram montadas em anéis de 14 polegadas com resina composta fotopolimerizável, cujo módulo de elasticidade de 10,5 Gpa era similar ao do osso mandibular, simulando, dessa forma, as condições orais onde o osso absorve as forças transmitidas à união implante-*abutment*. Foram aplicadas medidas de torque manuais aos parafusos dos *abutments* (29 Ncm) e após 10 minutos, cada amostra foi novamente submetida ao mesmo valor de torque. Três minutos após, a força necessária para perder cada parafuso de *abutment* foi registrada. Depois disso, cada parafuso de *abutment* foi registrada (29 Ncm) e 10 minutos após submetida ao mesmo torque inicial. Cada acesso ao parafuso foi selado com Reprovil e cada amostra colocada sobre uma máquina que gerava uma carga constante. Sondas conectadas a um computador foram montadas em cada lado da porção da coroa em resina que simulava um primeiro pré-molar superior, registrando movimentos rotacionais e de inclinação. A máquina foi calibrada para aplicar uma carga de 26,69 N a uma distância de 2,5mm do centro do parafuso do *abutment*. O grupo *Spectra-System* exibiu uma média significativamente maior de deflexão e rotação que o Minimatic. A quantidade média de torque para perder os parafusos de *abutment* foi similar ou maior no grupo Spectra-System que nos demais. Não houve diferenças significantes entre *abutment* retos e angulados para rotação, deflexão e torque requerido para perder os parafusos. Para os autores, as

pequenas mudanças no torque requerido para perder os parafusos do *abutment* não foram grandes suficientes para causar a perda da união implante-*abutment* e, portanto, não seriam de importância clínica. A separação da união entre as duas partes do *abutment*, que foi observada em algumas das amostras do *abutment* angulado Spectra-System durante a carga, poderia resultar, segundo eles em irritação do tecido mole, fadiga do parafuso ou ambos.

ENGQUIST; NILSON; ASTRAND (1995), fizeram uma avaliação retrospectiva dos resultados de restaurações de dentes isolados em implantes Brånemark realizadas em dois centros durante o período de 1984-1989. Cinquenta e oito pacientes com 82 implantes foram observados na sua maioria por dois anos. Além dos implantes *standard* (25 implantes) outros tipos foram usados a medida em que foram introduzidos no mercado e que foram indicados (29 implantes auto-rosqueantes *standard*; 19 implantes auto-rosqueantes *cônicos*; e 9 implantes auto-rosqueantes *Mark II*). Durante o período do estudo, 4 *abutment* diferentes foram lançados pelo fabricante. Dois tipos de *abutments* foram usados em poucos casos (8). O terceiro tipo foi usado para a maioria das coroas (58). O último tipo de *abutment* (*CeraOne*) foi usado em 14 casos. Sessenta e seis coroas foram parafusadas às funções através de perfurações de acesso na face palatina. Quatorze *abutments CeraOne* foram fixos com parafusos de liga de ouro (32Ncm) e as coroas foram então cimentados com fosfato de zinco. Quarenta e uma coroas foram feitas de porcelana fundida ao metal ou à cápsula cerâmica e 39 foram de acrílico ou de ouro-acrílico. Acompanhamento clínico foi realizado levando em consideração as complicações técnicas, acompanhamento radiográfico, e nível ósseo marginal. A estabilidade inicial foi boa exceto em 2 casos, entretanto, nestes casos a estabilidade na conexão do *abutment* foi boa. Dois dos 82 implantes foram

perdidos. Um deles (região45) não estava integrado na conexão do *abutment*. O outro (porção 13) tinha uma área radiolúcida ao redor da porção apical da fixação 1 mês após a conexão do *abutment*. A média de perda óssea marginal foi de 0,6mm (variação de 4,5 à + 1.0mm) no primeiro ano, e de 0,1mm no segundo ano. Uma maior perda óssea foi observada ao redor das fixações cônicas. Concluiu-se que devido ao curto período de avaliação (1 a 2 anos), o índice de sucesso não foi calculado, entretanto, os resultados para um só dente seriam tão favoráveis como aqueles para maxila edêntula.

HAACK et al. (1995), realizaram estudo com o objetivo de desenvolver um método para avaliação do estresse no parafuso do *abutment UCLA* e para determinar o torque de “alongamento” máximo sem deformar o parafuso. Segundo os autores, um problema comum associado com restaurações sobre implantes dentais é o afrouxamento dos parafusos que unem a prótese ao implante. Foi desenvolvido um método para determinar a pré-carga inicial nos parafusos dos *abutments* tipo *UCLA*, medindo com um indicador de torque digital o alongamento logo após aplicar forças de torque conhecidas para apertar os parafusos. Foi medido, também, o torque necessário para afrouxar esses parafusos, logo após o aperto do parafuso de ouro e de titânio com um torque de 32 e 20 Ncm respectivamente. Foram utilizados parafusos de *abutment* de ouro e parafusos de titânio para unir um implante de titânio a um *abutment* hexagonal *UCLA* de ouro. Foi calculado o estresse e as forças de “alongamento” em três regiões de cada parafuso; o “alongamento” dos parafusos após aplicar as forças de torque recomendadas pelo fabricante permaneceu dentro dos limites de elasticidade. Os autores concluíram que o estresse induzido foi 57,5% e 56% da força produzida para o parafuso de ouro e titânio, respectivamente, e que o ajuste dos parafusos além dos níveis recomendados pode produzir deformação plástica. Seguindo o torque

recomendado pelo fabricante, a pré carga média foi de 468,2 (\pm 57,9)N com os parafusos de ouro e de 381,5 (\pm 72,9)N com os parafusos de titânio.

HAAS et al. (1995), em seu estudo, relatam que setenta e seis implantes de dentes unitários foram colocados em um período de seis anos. Dois implantes (2,63%) foram removidos durante todo o período. Todos os outros receberam coroas de dentes unitários implantados estéticos e funcionais colocados em um *abutment* único ou em *abutment CeraOne*. A complicação mais comum observada foi o afrouxamento do parafuso, o qual ocorreu com 12 coroas. Entretanto, foi possível reduzir claramente a ocorrência do afrouxamento do parafuso aplicando um torque definido. Foram investigados parâmetros peri-implantares em 56 implantes que estavam no lugar por mais de um ano. A função aceitável de um implante foi demonstrada com parâmetros clínicos e radiográficos pré-estabelecidos. Foram apresentados os resultados de 76 implantes dentais unitários Brånemark colocados durante 6 anos. As estatísticas de sucesso foram analisadas para todos os 76 implantes, e todos os outros parâmetros clínicos (índice de placa simplificado, índice gengival, profundidade de bolsa, mobilidade dental e exame radiográfico) foram completados para 56 implantes em função por mais de 1 ano. A complicação mais comum observada foi o afrouxamento do parafuso. Apesar da margem submucosa da coroa, a mucosite peri-implantar não foi o maior problema. Devido aos resultados clínicos e estéticos favoráveis encontrados no estudo o aumento de colocação de implantes para restaurações dentais unitárias pode ser recomendado.

JAARDA; RAZZOOG; GRATTON (1995), avaliaram a compatibilidade entre os parafusos protéticos dos diferentes sistemas de implantes, através da análise do torque máximo que um parafuso protético era capaz de suportar. Utilizaram parafusos de 4 fabricantes (3i, Implamed, Nobelpharma e Implant

Support Systems) e dois tipos de metal (ouro e titânio). Os parafusos foram colocados em um cilindro de ouro usando um torquímetro até a fratura. Concluíram que 3 grupos foram estatisticamente diferentes . Os resultados mostraram que existe uma falta de padronização entre os componentes denominados compatíveis. Componentes de diferentes empresas comerciais intercambiados têm o potencial de sobrecarregar os componentes do sistema.

SHEARER (1995), revisando a literatura, relata que os implantes osseointegrados, como uma opção de tratamento tem tido muito êxito e que nos últimos anos há ênfase no progresso dos implantes e se tem desprezado a melhoria estética. As técnicas de enxerto ósseo e de regeneração tecidual guiada tem permitido uma colocação mais apropriada de dispositivos de implantes em muitas situações; as fábricas de implantes continuam melhorando seus componentes, o que possibilita a elaboração de próteses suportadas por implantes para uma grande variedade de pacientes, mas é necessário outros avanços na manipulação dos tecidos moles, particularmente nas papilas interdentais, para otimizar os resultados estéticos.

VIDIGAL JUNIOR et al. (1995), realizaram um estudo verificando a interface de conexão implante e componente intermediário através da microscopia eletrônica, correlacionando os achados com possíveis efeitos clínicos. Utilizou cinco diferentes tipos de implantes em titânio comercialmente puro, disponíveis no comércio brasileiro: *Brånemark System TM*, *Screw-Vent*, *IMZ*, *TF* e *SR-Press*. Os implantes foram fixados em um suporte, com seus intermediários acoplados. A amostra foi então analisada através da Microscopia Eletrônica (DSM-960, Carl Zeiss), com uma aceleração de 20 Kv e a média distância focal de 29mm.

O resultado da análise variou de acordo com a marca do Implante. O SR-Press mostrou um gape entre as partes ao redor de 50um e o TF implante

um espaço de até 150µm, o que facilita o acúmulo de placa bacteriana no meio bucal. O implante Brånemark apresentou boa adaptação entre as partes, com espaço de 20µm. O *Screw Vent* e *IMZ* mostraram a melhor adaptação, não apresentando espaços entre as partes.

Este estudo propõe que a interface entre implante e intermediário deve ser considerada da mesma forma que próteses com término sub gengival, tendo efeitos nos tecidos periodontais. Portanto a adaptação da interface é importante para evitar o crescimento bacteriano na área e favorecer a higiene, além de causar periimplantite que pode comprometer a manutenção da osseointegração.

BINON (1996), estudou o hexágono externo de 3 sistemas de implantes, avaliando a precisão de adaptação dos componentes. A dimensão média entre as faces opostas dos hexágonos dos implantes foi de 2,685 a 2,700 mm. A folga rotacional entre abutment e implante variou de 1,6 a 5,3 graus. Os componentes avaliados nestes estudos foram hexágono externo de implantes parafusados da *Steri-Oss* (Hexlock 3.8x14mm; Steri-Oss, Yorba Linda, Ca); Lifecore 4,0x13mm e Calcitek 3,75x13mm. Correspondentes análogos e dois diferentes tipos de abutments *Steri-Oss* e *Calcitek* e 3 da *Restores System* também foram avaliados.

A amostra em um total de 10 de cada grupo foram analisadas com micrômetro digital com precisão de 1µm. A avaliação implante abutment foi realizada com um transferidor calibrado com precisão de $\pm 0,25$ graus. Os 3 sistemas de implantes avaliados demonstraram bom padrão de usinagem e a liberdade rotacional variou de 1,6 a 5,3 graus, com o sistema *Restore* variando de 1,6 a 2,2; *Hexlock da Steri-Oss* com 2,4 a 2,6 e o *TreadLoc da Calcitek* com 3,5 a 5,2 graus. Estes valores foram melhores quando comparados com a literatura que apresentou valores de 4,0 a 6,7 graus.

DRAGO; WAGNER (1996), apresentaram relato clínico que ilustra um procedimento simples para transferir a orientação de dois ou mais *abutments* hexagonais a partir do modelo mestre na boca. Afirmam que o uso de implantes para restaurar a dentição de pacientes parcialmente desdentados tem aumentado com o passar dos anos. Os resultados estéticos ideais dependem da colocação satisfatória do implante. Ocasionalmente, os implantes são colocados em posições não ideais e isso pode exigir uma modificação no modelo da prótese, aumentando a dificuldade técnica. Nesses casos, podem ser usados *abutments* pré-angulados ou especialmente fabricados. Concluíram que esse procedimento reduziu o tempo necessário para orientar esses *abutments* no laboratório e em situações clínicas e que pode também reduzir os riscos do paciente inalar ou engolir os parafusos ou *abutments*.

ISA; HOBKIRK (1996), estudaram os efeitos de diferentes graus de desadaptação das infra-estruturas na distribuição das forças oclusais. Três diferentes condições de transmissão de cargas foram avaliadas: 1) carga de 50N sobre o cantilever a 10,5 mm do centro do implante 5; 2) carga de 230N sobre o implante 3; 3) carga de 230N aplicada entre os implantes 3 e 4. Foram criados desajustes de 0, 10, 30, 60 e 110, um nos implantes 1, 3 e 5. Os autores concluíram que nenhum dos 3 métodos estudados foi capaz de produzir barras com adaptação precisa, sendo os resultados mais precisos e consistentes obtidos com o procedimento de fundição sobre fundição.

JACOBSON; PETERSON; KIM (1996), relatam que um *abutment* especialmente fabricado pode ser posicionado em seis diferentes orientações no hexágono do implante. Em avaliação a longo tempo de *abutments* especialmente fabricados sugeriu-se que a principal preocupação no uso de *abutment UCLA* não foi a adaptação de um modelo individual a um implante, mas a adaptação de uma restauração de um implante até múltiplos implantes.

Quando mais de um *abutment* de implante vai ser colocado, o número de possíveis orientações aumenta e faz com que este passo consuma tempo. Uma dificuldade com *abutments* é que deve ser mantido firmemente em posição. É imperativo que o *abutment* seja mantido em uma posição fixa enquanto o parafuso do mesmo é apertado. As vezes o modelo mestre de trabalho não é preciso, ou seja, quando a posição de um implante análogo no modelo é incorreta, é necessário um procedimento para corrigir o modelo sem fazer uma nova moldagem. Portanto, análogos podem ser reposicionados com precisão no modelo mestre sem ter que submeter o paciente a outra moldagem.

MOSCOVITCH; SABA (1996), em seu estudo, relataram que o prognóstico a longo prazo de uma prótese implanto-suportada depende de fatores como qualidade da osseointegração, higiene oral, desenho da oclusão e a estabilidade associada. Segundo os autores, o conceito oclusal depende de variáveis como número de implantes suporte, comprimento e diâmetro dos implantes, localização e angulação dos mesmos, qualidade do osso, presença ou ausência de dentes e extensão do cantilever na prótese. Relatam ainda que, a presença de sinais como desgaste excessivo, afrouxamento prematuro do parafuso do abutment, fratura do parafuso do abutment ou perda precoce do agente de união nas próteses provisórias cimentadas, sugere instabilidade oclusal; e a restauração provisória permite a oportunidade das correções destas limitações prévias à confecção da prótese definitiva, já que, um mal alinhamento do corpo do implante pode afetar a estética e a fonética.

ROSSI JUNIOR (1996), relata que os componentes que possuem hexágono interno (que adaptam-se no hexágono externo do implante) do sistema *3i Implant Innovations*, alcançam uma maior precisão e previne o micro-movimento entre implante-*abutment*. Segundo o autor, esta precisão de

adaptação baseia-se no novo desenho interno do hexágono, os cantos internos foram redimensionados com a adição de um pequeno avanço; o que torna praticamente nula a possibilidade de micro-movimento, prevenindo o afrouxamento do parafuso de fixação.

CLAYTON (1997), realizou estudo avaliando a capacidade de retenção de vários agentes cimentantes. Foram utilizadas 10 amostras para cada condição. Os agentes cimentantes foram o óxido de zinco eugenol (Temp Bond), cimento de ionômero de vidro (Fuji I), cimento de ionômero de vidro híbrido (Vitremmer), cimento resinoso (Panavia) e o fosfato de zinco. Os corpos de prova foram submetidos a força de tração com a cimentação do cilindro de ouro sobre o intermediário *CeraOne*. Sob as condições do experimento, o fosfato de zinco mostrou uma média retentiva de 164% maior que o ionômero de vidro e 49% que o cimento resinoso. A avaliação da adaptação marginal foi realizada através da Microscopia Eletrônica. A maior média de adaptação foi o fosfato de zinco com 62 um, que o autor considerou um limite clinicamente aceitável. Salienta que parece existir um fator de compensação na geometria do *CeraOne* através de suas paredes paralelas. A distância entre a parede do *CeraOne* abutment e a parede do Cilindro de ouro é de aproximadamente 30 um circunferencialmente, exceto nos ângulos do hexágono em que a distância é em média de 70 um e a parte superior do abutment até o entalhe do cilindro possui a média de 300um.

HAGIWARA; SUZAKI; IGARASHI (1997) , estudaram a compatibilidade de 3 sistemas de Implantes que foi avaliada através da análise da interface implante-intermediário e intermediário-cilindro de ouro. Os resultados das medidas do desajuste vertical para a interface intermediário cilindro de ouro na análise Intra-Sistema foram: 10,12um (3I); 14,31um (Nobelbiocare); 27,15um (Steri-Oss). Na análise entre-sistemas, a combinação intermediário 3i-cilindro

de ouro *Nobelbiocare* teve um desajuste de 8,67um e a combinação intermediário *Nobelbiocare*-cilindro de ouro 3i um desajuste vertical de 15,62um. Os autores concluíram que a adaptação dos componentes tanto na análise intra-sistema como na análise entre-sistemas pode ser considerada clinicamente aceitável, mas uma compatibilidade segura é obtida com componentes do mesmo sistema.

JANSEN; CONRADS; RICHTER (1997), relatam que os implantes de dois estágios resultam em fendas e espaços entre implante e abutment, podendo agir como nichos para desenvolvimento de bactérias com possibilidade de reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. As fendas entre implante e componentes são inevitáveis e seu significado clínico estão na responsabilidade dos cuidados de industrialização e negligências clínicas.

O objetivo deste estudo foi determinar se existe fendas na interface implante abutment. Treze diferentes combinações entre implantes e abutments foram analisados in vitro com a penetração de bactéria *Escherichia coli*, observada em 10 amostras de cada tipo. Todos os sistemas de implantes apresentaram infiltração e a largura do espaço entre componentes pré fabricados foram medidos através da microscopia eletrônica e foi menor que 10 um em todos os sistemas.

Segundo **PAREL; SULLIVAN** (1997), em restaurações unitárias que utilizem interface hexagonal, não é preciso recorrer a aletas ou extensões anti-rotacionais, mas a principal desvantagem deste pilar em situações unitárias é a falta de precisão que existe na peça pré-fabricada, na câmara interna na qual o parafuso do pilar se encaixa. Relatam que provavelmente, o uso mais eficaz do pilar do tipo *UCLA* seja em restaurações múltiplas ou nos tratamentos parciais nos quais a estética é uma preocupação; e que uma diferença significativa entre uma restauração apoiada em um complexo pilar-cilindro de ouro e outra

apoiada em um pilar de conexão direta é o tamanho da perfuração de acesso necessária para a colocação do parafuso. O sistema Brånemark e os pilares diretos *UCLA* requerem perfurações de acesso quase 1mm mais largas do que aquela necessária para o conjunto de parafusos de ouro, o que pode comprometer a continuidade incisal, mesmo com implantes bem posicionados. Como desvantagens mecânicas, citam os autores que a conexão entre o implante e a coroa é normalmente obtida utilizando-se um parafuso central de aço inoxidável ou de titânio, com um maior fortalecimento numa secção transversal do que os parafusos de ouro necessários com o sistema pilar de ouro intermediário; mas a tensão na restauração é portanto, transferida diretamente ao implante ao invés de ser ao parafuso de ouro, logo o padrão, para possíveis fraturas é direcionado ao implante.

PERES; VALBÃO (1997), relataram que a substituição de dentes anteriores perdidos envolve dificuldades funcionais, estéticas e psicológicas, especialmente em pacientes jovens, com boa dentição e com perdas unitárias, e que o índice de sucesso demonstrado na colocação de implantes unitários para a substituição desses dentes perdidos é de 97,9% após um ano e de 96,3% em seis anos. Para eles, apesar do alto índice de sucesso, estes não estão livres de complicações, dentre as quais, incluem em geral o afrouxamento do parafuso de fixação, angulações desfavoráveis e prejuízo estético. Com relação ao problema biomecânico do afrouxamento dos parafusos, relatam os autores que o *abutment UCLA* permite um torque de 32Ncm no parafuso de fixação e que o *abutment* cônico EP permite um torque de 20 Ncm do parafuso de fixação e de 10 Ncm no parafuso de retenção, o que proporciona a esta conexão o ponto de maior fragilidade do sistema, funcionando como um método de segurança.

PREISKEL; TSOLKA (1997), sugere um abutment anatômico torneado para prótese implanto suportada, com desenho versátil e favorável a coroas telescópicas. O projeto deste estudo envolveu 208 abutments desenhados e produzidos pela “Dental Imaging Associates” e 73 próteses colocadas em um período de dois anos. Nenhuma complicação foi observada no grupo dos implantes unitários, contudo, neste, a mostra foi pequena (n = 7). Somente 8,17% dos parafusos foram perdidos durante o período observado. A mais alta incidência de perda de parafuso foi na maxila onde houve inclusão de pântico em “cantilever”.

GROSS; ABRAMOVICH; WIESS (1999), afirmam que a microinfiltração pode ocorrer na interface implante *abutment*, causando mal cheiro e inflamação nos tecidos periimplantares. O grau de microinfiltração implante *abutment* foi avaliado em 5 sistemas, variando a condição de torque no aperto do parafuso de fixação do *abutment*. Microinfiltração foi encontrada em todos os sistemas, com variação entre sistemas e torque de aperto. O aumento do torque de 10 para 20 Ncm. diminuiu significativamente a micro infiltração em todos os sistemas. A análise de variância mostrou significativa interação entre torque e microinfiltração. Os resultados indicam que fluidos e pequenas moléculas são capazes de passar através da interface implante *abutment* nas condições estudadas. Presume-se que fluidos subprodutos bacterianos e nutrientes necessários para o desenvolvimento bacteriano possam passar através do “gap”, contribuindo em parte para as observações clínicas de mal odor e peri-implantites.

Mobilidade do componente no momento funcional agravam a infiltração pelo afrouxamento do parafuso do *abutment*. Cuidado deve ser tomado com o aperto do parafuso do *abutment* com pré carga sustentada, assegurando a ausência de movimentos, em conformidade com ótimo desenho protético e

oclusão. O fenômeno clínico de sangramento e mal odor característico da ação de bactérias anaeróbias quando se remove o *abutment* e parafuso parece ser resultado do efeito das infiltrações na interface dos componentes.

3- PROPOSIÇÃO

Com a introdução dos conceitos de osseointegração muitos estudos tem sido desenvolvidos nos aspectos relativos a biomecânica e estabilidade dos componentes que participam da reabilitação protética. A fratura e o afrouxamento de parafusos de fixação dos componentes são ocorrências freqüentes quando da prótese em função, sendo fator predisponente a folga existente entre os hexágonos dos implantes e hexágonos dos componentes transmucosos.

Interessado em avaliar a qualidade de vários sistemas de implantes nacionais que possuem participação efetiva dentro do mercado Nacional, propusemo-nos a realizar este estudo, comparando-os com um grupo controle de alto conceito no mercado mundial, no qual verificamos:

1:- As diferenças nas dimensões lineares entre faces opostas dos implantes e componente transmucosos.

2:- As diferenças nas dimensões lineares entre ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e componentes transmucosos.

3:- As diferenças entre as áreas dos hexágonos dos implantes e área dos hexágonos dos componentes transmucosos.

4:- Os valores dos desajustes horizontais entre implantes e componentes transmucosos dos grupos em estudo.

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 – SELEÇÃO DA AMOSTRA

O sucesso da reabilitação está relacionada com a precisão na conexão entre implante e seus componentes que devem ser usinados de forma cuidadosa para favorecer o contato preciso com área contínua. O ajuste entre as partes dificulta a movimentação e protege o parafuso de fixação do componente.

A indústria nessa área já não comporta segredos de fábrica e a liberdade e evolução tecnológica proporciona a oportunidade de produção e comercialização desde que a empresa se enquadre dentro das exigências dos órgãos competentes de fiscalização.

Utilizamos para este estudo, sistemas de implantes produzidos no Brasil que apresentam grande difusão no emprego clínico em nosso País. São as empresas e seus respectivos produtos:

1- A.S.Technology com sede em São José dos Campos, São Paulo

Sistema Titanium Fix

2- Dentoflex Comércio e Indústria de Instrumentos Odontológicos, com sede em São Paulo – São Paulo.

Sistema Dentoflex

3- Neodente Implante Osteointegrável, com sede em Curitiba – Paraná.

Sistema Neodente

4- Conexão Sistema de Prótese, com sede em São Paulo – São Paulo.

Sistema Master Screw

5- Nobel Biocare Göteborg, Suécia
Sistema Brånemark

A qualidade dos implantes nacionais deve obedecer o padrão do sistema mais conceituado dentro do mercado mundial, que é o Brånemark, produzido pela Nobel Biocare. Este sistema foi a célula mater da maioria dos demais existentes no mercado mundial e os sistemas estudados não foram diferentes de muitos que mantiveram seu desenho como modelo industrial. Por esse motivo, achamos oportuno colocá-lo como grupo controle em nosso estudo.

Os implantes utilizados estão especificados na tabela que segue:

Tabela 4.1- Identificação dos grupos de implantes utilizados de acordo com o fabricante.

Empresa	Sistema	Especificação	Lote
AS Technology	Titanio Fix	SP 310	438
Conexão Sistema de Prótese	Master Screw	3,75 x 10	E015
Neodent Implante Osseointegrável	Neodent	9.017	052
Dentoflex Ind. Comércio	Dentoflex	SP3,75 X 10	1080
*Nobel Biocare	Branemark	SDCA 064	507412

*grupo controle

Todas as amostras dos implantes, identificadas por suas especificações, são do tipo rosqueados com hexágono externo (Tabela 4.1).

As conexões utilizadas foram as indicadas para reabilitação de elemento unitário do tipo “CeraOne” ou “UCLA” de acordo com a disponibilidade do sistema, já que o hexágono interno destes componentes deve obedecer desenho e dimensões adequadas para conectar-se de forma precisa ao hexágono positivo do implante (Tabela 4.2).

Tabela 4.2- Identificação dos grupos de conexões utilizadas de acordo com a Empresa.

Empresa	Sistema	Especificação	Lote
AS Technology	Titanio Fix	AUHT	352
Conexão Sistema de Prótese	Master Screw	45-CNB-I	050
Neodent Implante Osseointegrável	Neodent	18.009	048
Dentoflex Ind. Comércio	Dentoflex	Não fornecido	Não fornecido
*Nobel Biocare	Branemark	SDCA 121	511358

*grupo controle

Cada sistema constituiu um grupo de dez implantes com dez conexões envolvidos na avaliação.

A metodologia eleita para as medidas foi a de imagens obtidas com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) no Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais (CCDM) do Departamento de Engenharia de Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de São Carlos -S.P.

4.2 - Obtenção das Imagens

Para obtenção das imagens foi utilizado um Microscópio Eletrônico de Varredura Modelo Stereoscan 440, da marca Leica –Cambridge (Fig 4.1).



Figura 4.1:- Microscópio Eletônico de Varredura Stereoscan 440

A imagem no MEV tem origem através da emissão de elétrons. Os elétrons são gerados convencionalmente por um filamento de tungstênio, sob um potencial de 20-30 Kv. Tais elétrons, forçados a passar por uma coluna, são colimados por lentes eletromagnéticas em um feixe com diâmetro de aproximadamente de 2nm. O feixe eletrônico ao atingir um ponto na superfície interagem com os átomos da amostra, o que resulta na emissão de elétrons e ou ftons. Parte dos elétrons emitidos é coletado por detectores, cujos impulsos, com maior ou menor intensidade, são visualizados com maior ou menor brilho em um tubo de raios catódicos que é a tela de visualização da imagem. Os impulsos de entrada no tubo estão sincronizados com o sinal emitido, de modo que cada ponto que o feixe atinge na superfície tem o seu correspondente na tela, produzindo a imagem da amostra. Todo o processo de análise é realizado em uma câmara de vácuo.

Para a análise dos implantes foi necessário a fabricação de uma base circular com 100 mm. de diâmetro e 10mm de espessura, com características especiais para apoio e acomodação dos implantes a serem levados ao interior do MEV, (Fig. 4.2)

. A base de liga de cobre condutora, possuía na face inferior, um dispositivo de encaixe para o suporte interno do Microscópio Eletrônico, com diâmetro de 19 mm e altura de 9 mm (Fig. 4.3). A superfície da base foi perfurada em forma concêntrica rosqueadas com especificações para fixação dos implantes, e condições para acomodação dos componentes a serem analisados (Fig. 4.4 e 4.5).

As amostras foram posicionadas para serem levadas ao MEV, de tal forma que seu longo eixo ficasse perpendicular à base. Para o sucesso da operação fotográfica houve necessidade de haver íntimo contato entre as

partes metálicas do corpo de prova e base com efetiva contutibilidade elétrica. Por esse motivo, e para uma melhor estabilização da amostra, os implantes foram rosqueados parcialmente e os componentes acomodados com adequada estabilização.

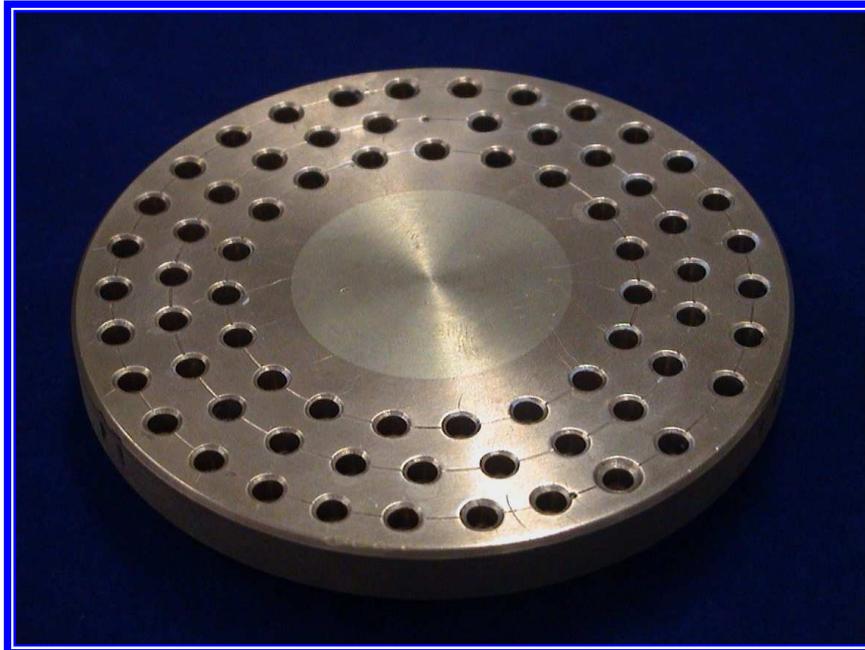


Figura. 4.2:- : Vista superior da base para fotografias das amostras no MEV

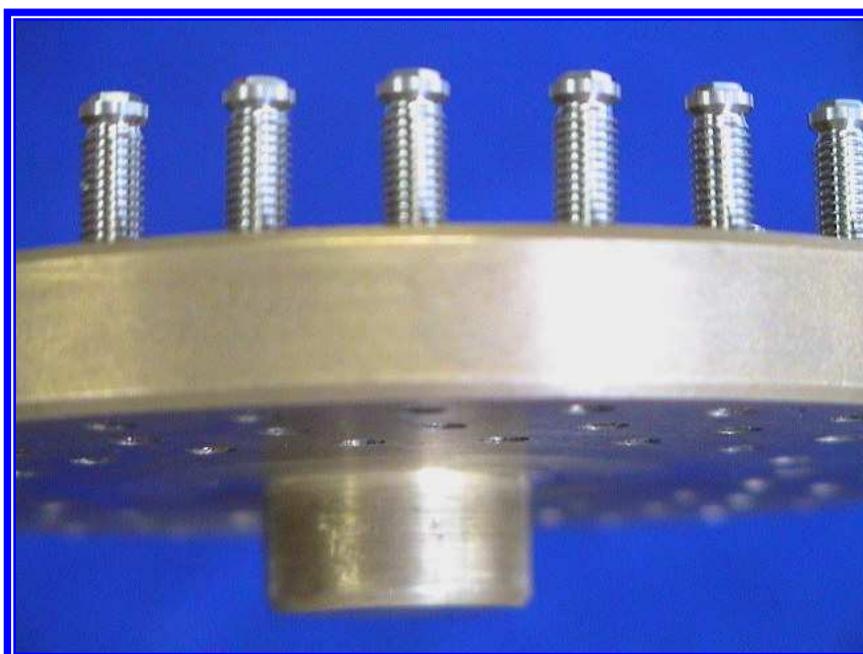


Figura. 4.3:- : Vista inferior da base de suporte das amostras



Figura.4.4:- Apresentação das amostras em posição na base

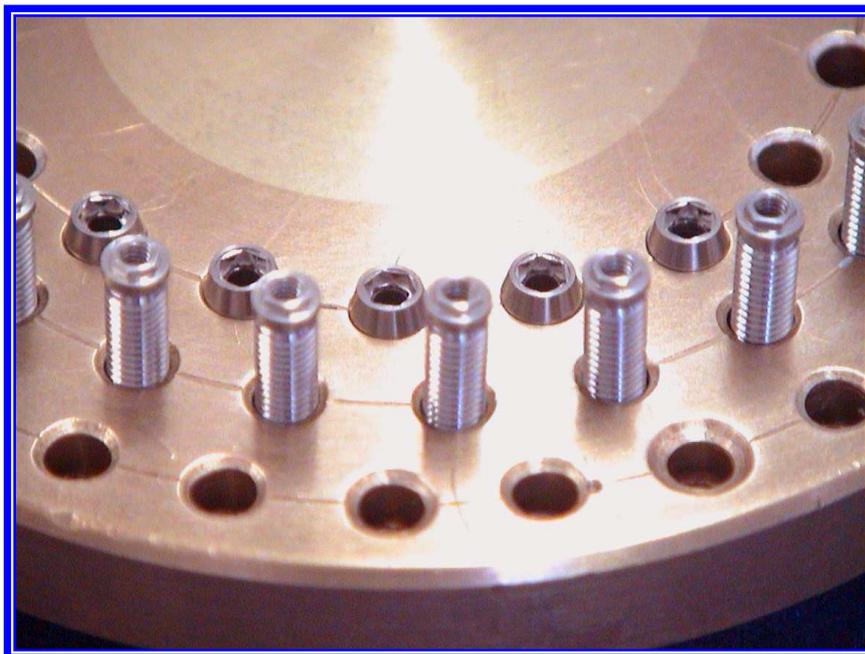


Figura 4.5:- Detalhe das amostras posicionadas na base.

A intenção da construção da base de suporte de implantes e componentes para serem levados ao MEV, foi pelo motivo de economia de tempo para a obtenção de cada imagem. A preparação do MEV, considerando a obtenção e liberação do vácuo demanda um tempo gasto em torno de 30 minutos.

O aumento adequado para as análises dos hexágonos dos implantes e componentes foi estabelecido em 60 vezes.

A base portadora das amostras colocadas no interior do MEV, podia ser manipulada com mudança seqüencial dos corpos de prova e obtenção das imagens pela possibilidade de movimento circunferencial, no plano horizontal, controlado por um dispositivo manual localizado na parte externa do MEV. Para cada imagem era determinada a nitidez, contraste e aumento adequado, sempre controlado por um monitor de 15 polegadas que fazia parte do sistema. Assim cada imagem foi identificada com um número e nome do sistema de implante, bem como as demais informações próprias do processo que seriam impressas na margem inferior da imagem obtida. As imagens foram armazenadas em um arquivo que posteriormente foram gravadas em *CD Room* para serem analisadas através de programa computadorizado específico para medidas lineares, áreas e ângulos.

As medidas entre faces foram tomadas na parte média de cada face determinando a distância inter faces opostas totalizando três medidas para cada hexágono. A distância entre os ângulos dos hexágonos foi estabelecida à partir dos vértices opostos definidos pelo encontro das faces dos hexágonos.(fig. 4.6) Este critério também foi obedecido para os hexágonos dos componentes transmucosos (fig. 4.7).

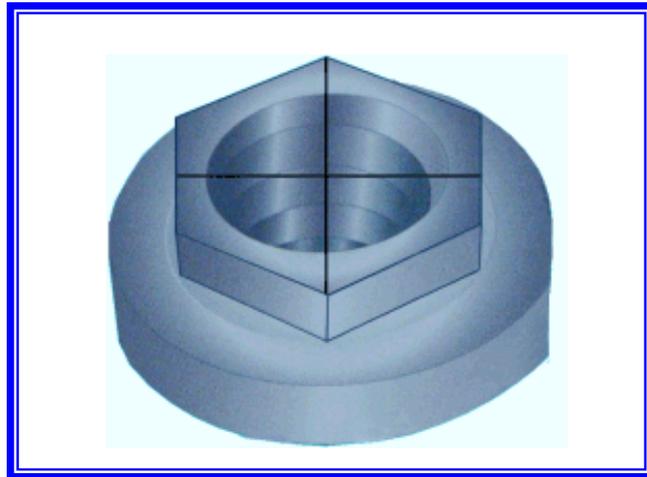


Figura.4.6:- Esquema representativo para as medidas entre faces e entre ângulos do hexágono dos implantes

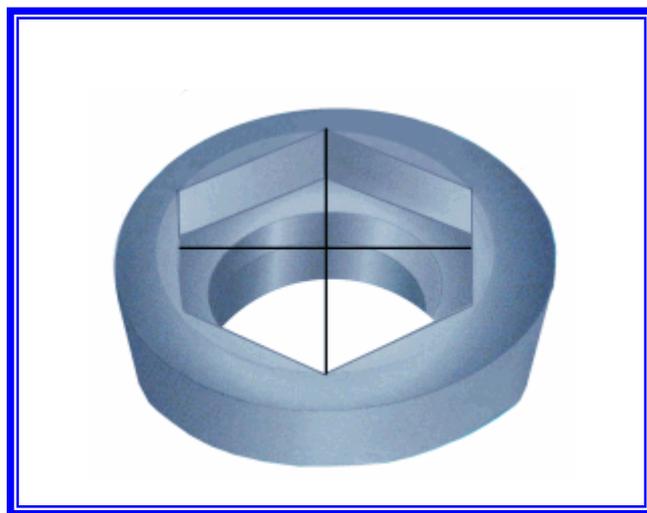


Figura.4.7:- Esquema representativo para as medidas entre faces e entre ângulos do hexágono dos componentes transmucosos

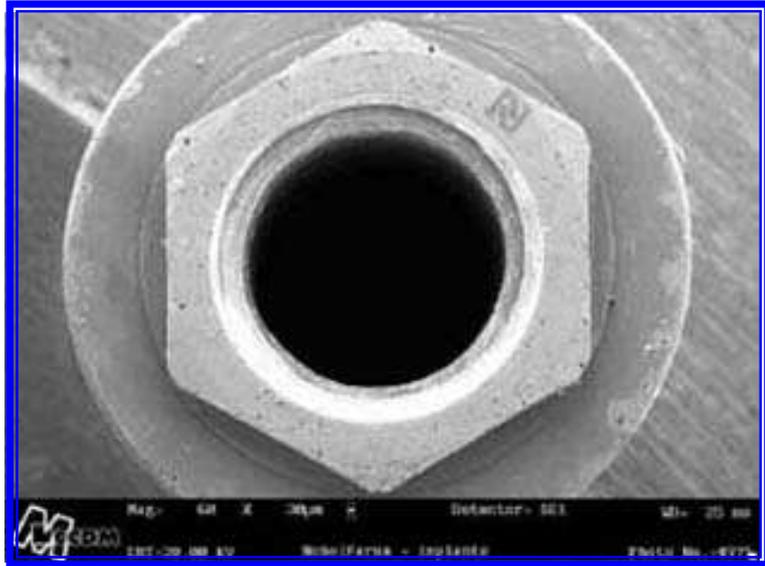


Figura 4.8:- Imagem fotográfica do hexágono do implante obtida pela Microscopia Eletrônica de Varredura

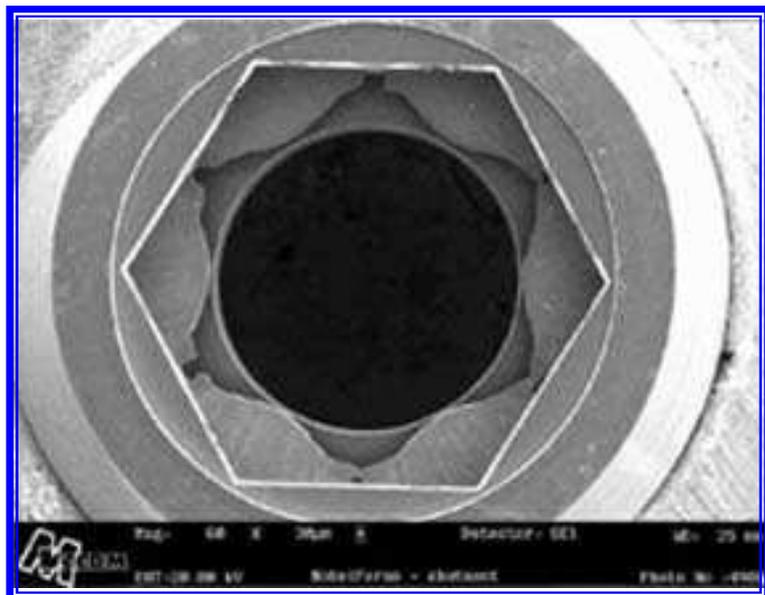


Figura 4.9:- Imagem fotográfica do hexágono do intermediário transmucoso obtida pela Microscopia Eletrônica de Varredura

Para as análises dos componentes conectados foi também fabricada uma base metálica com os mesmos princípios para estabilização dos implantes, porém com forma retangular porque o processo de obtenção da imagem exigia condições especiais para evitar superposição de superfícies metálicas que traria dificuldade na visualização das partes a serem analisadas. Esta base possuía a capacidade para dez implantes fixados através de rosqueamento.

Os implantes foram rosqueados na base metálica e em seguida posicionados os componentes transmucos. O aperto deste componente ao implante foi dado através de uma chave própria (DIA 272-Nobel Biocare) com a aplicação de torque de 20 Ncm suportado por um dispositivo mecânico antirrotacional (DIA 271-Nobel Biocare).

Para cada conjunto a ser examinado foram realizadas quatro medidas diametralmente opostas, totalizando quarenta medidas para cada sistema. O posicionamento da base no interior do MEV possuía um ângulo de $+45^\circ$ (Fig 4.10) em relação ao plano vertical para a primeira série, e -45° (Fig. 4.11) para a segunda série de medidas.

A alteração do posicionamento foi realizado por um dispositivo de comando localizado externamente ao MEV.

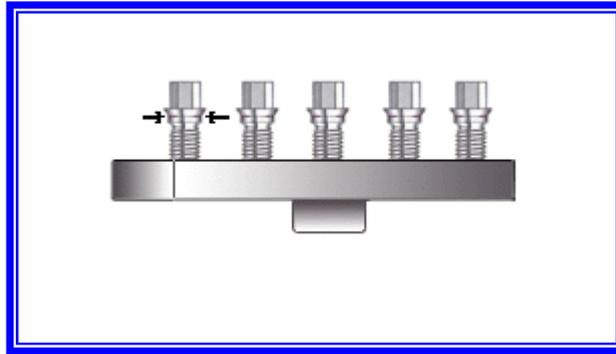


Figura. 4.10:-Esquema representativo do posicionamento e local da tomada fotográfica dos corpos de prova no MEV para +45°.

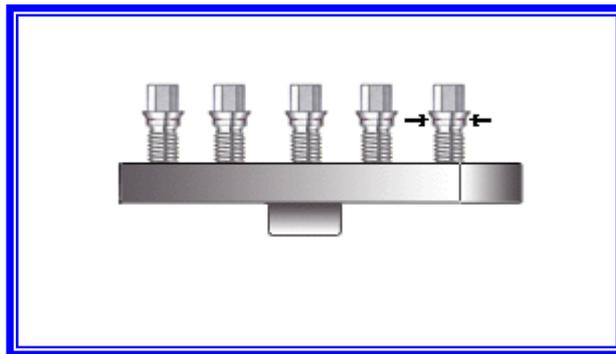


Figura 4.11:-Esquema representativo do posicionamento e local da tomada fotográfica dos corpos de prova no MEV para -45°.



Figura 4.12:-Imagem fotográfica dos conjuntos de implantes e intermediários transmucosos no interior do MEV para + 45°

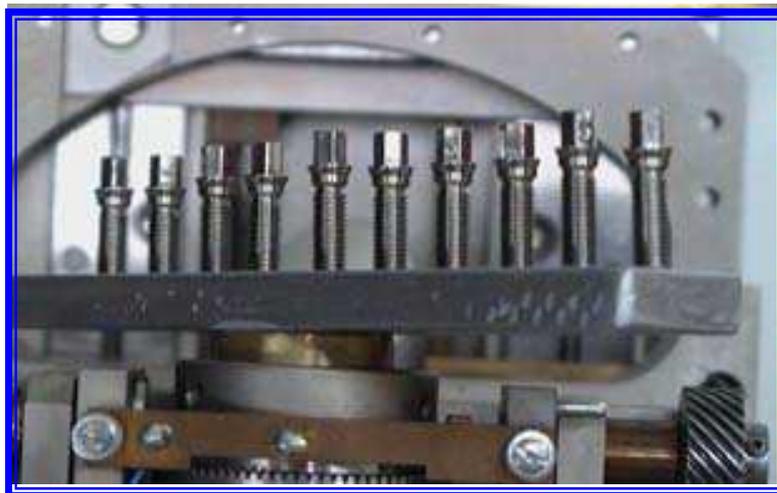


Figura 4.13:-Imagem fotográfica dos conjuntos de implantes e intermediários transmucosos no interior do MEV para- 45°

O registro fotográfico no MEV foi obtido com um aumento de 500 vezes para proporcionar uma definição de medidas com limites de imagem mais precisa. As imagens obtidas foram armazenadas em arquivo digitalizado para posterior elaboração das medidas. Nosso interesse nessas imagens foi verificar o ajuste horizontal entre implante e componente, isto é as relações laterais desses elementos.

Para realização das medidas foi necessário estabelecer critério referencial, uma vez que os componentes transmucosos e implantes possuem usinagem com arredondamento dos ângulos externos de suas bases de sustentação, que nem sempre possuem o mesmo perfil. As faces laterais dos componentes transmucosos também apresentam divergência para oclusal, dificultando o traçado de linha paralela com a face lateral da base do implante.

Para determinar o ponto de medida foi traçado uma linha tangente à face lateral do componente transmucoso e o último ponto de contato dessa linha com a face lateral do componente transmucoso determinou o ponto de medida. A partir deste ponto traçou-se uma perpendicular com extensão suficiente para alcançar a superfície lateral da base do implante em linhas paralelas (fig.4.14). A distância entre estas linhas determinou a diferença de ajuste horizontal entre componente intermediário e implante.

A metodologia estatística foi aplicada com base na Análise de Variância e teste de comparações múltiplas de Tukey. O nível de significância adotado foi de 5%.

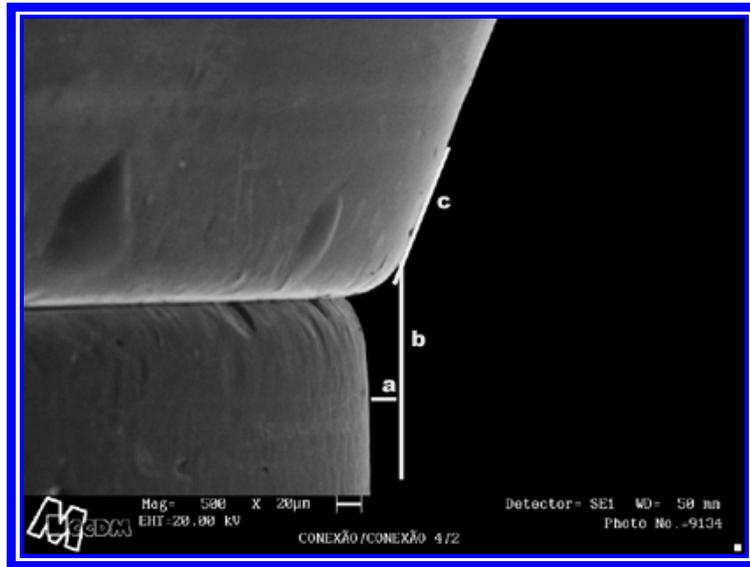


Figura 4.14:- Figura representativa dos traçados para determinar as medidas do desajuste horizontal.

a = desajuste horizontal

b = linha vertical determinando o limite da face lateral do intermediário

c = linha determinando a face lateral do componente transmucoso

5- RESULTADOS

Tabela 5.1:- Média, respectivo Desvio Padrão, Valor máximo e Valor mínimo das medidas entre faces opostas dos hexágonos dos implantes nos sistemas estudados. (valores em mm. N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	2,685	0,0261	2,780	2,581
Titanium Fix	2,697	0,0069	2,753	2,652
Neodente	2,807	0,0301	2,875	2,657
Master Screw	2,699	0,0464	2,767	2,617
Bränemark	2,773	0,0266	2,855	2,702

A média das medidas entre faces dos implantes permaneceram em valores próximos ao grupo controle, cabendo o menor valor ao implante Dentoflex do Sistema Dentoflex e o maior ao implante Neodente do Sistema Neodente. O desvio padrão evidenciou uma regularidade entre os valores nos vários Sistemas, com menor variação para o Titanium Fix . A maior diferença entre a maior e menor medida foi de 0,218 para o sistema Neodente.

Tabela 5.2:- Média, respectivo Desvio Padrão, Valor máximo e Valor mínimo das medidas entre faces opostas dos hexágonos dos componentes transmucosos nos sistemas estudados. (valores em mm. N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	2,809	0,034	2,914	2,684
Titanium Fix	2,899	0,020	2,976	2,822
Neodente	2,843	0,016	2,926	2,768
Master Screw	2,827	0,073	2,881	2,748
Brånemark	2,848	0,049	2,942	2,752

A média entre as medidas dos componentes transmucosos dos sistemas estudados devem apresentar valores maiores que as apresentadas pelos implantes em todos os critérios de avaliação, uma vez que os componentes transmucosos devem envolver totalmente os hexágonos dos implantes em um sistema de encaixe. Os implantes do Sistema Neodente apresentaram uma igualdade de valores com os implantes do grupo controle no valor médio das medidas, contudo a maior diferença entre o maior e o menor valor das medidas ficou com o sistema Dentoflex (0,230).

Tabela 5.3:- Média, respectivo Desvio Padrão, das diferenças entre as medidas lineares de faces opostas do hexágono do implante e medidas lineares entre faces opostas do hexágono do componente transmucoso dos sistemas estudados. (valores em mm N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão
Dentoflex	0,124	0,051
Titanium Fix	0,201	0,020
Neodente	0,035	0,028
Master Screw	0,127	0,045
Bränemark	0,075	0,035

Tabela 5.4:- Análise de Variância para a diferença entre as medidas lineares entre faces opostas dos implantes e faces opostas dos componentes transmucosos nos Sistemas estudados.

GL efeito	QM efeito	GL erro	QM erro	F	p
4*	0,039121*	45*	0,001447*	27,04289*	0,000000*

*diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Esta análise evidenciou diferença estatística entre sistemas, nas medidas lineares entre faces opostas dos implantes e distâncias lineares entre faces opostas dos componentes transmucosos.

Tabela 5.5:- Teste de probabilidade (Tukey) para os implantes e componentes transmucosos com variável Diferença entre Faces nos sistemas estudados.

SISTEMAS	VALORES
TITANIUM FIX	0,201
NEODENTE	0,035
BRANEMARK	0,075
DENTOFLEX	0,124
MASTER SCREW	0,127

O teste de significância estatística mostrou que não existiam diferenças estatisticamente significantes entre os Implantes Neodente e Branemark, bem como entre os implantes Dentoflex e Master Screw. Os implantes Titanium Fix apresentaram diferenças estatísticas com todos os demais grupos na variável diferença de face. Isso evidencia uma folga maior para os implantes Titanium Fix quando comparados aos demais.

Tabela 5.6:- Média, respectivo Desvio Padrão, Valor máximo e Valor mínimo das medidas entre ângulos opostos dos hexágonos dos implantes nos sistemas estudados. (valores em mm. N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	3,082	0,038	3,198	3,019
Titanium Fix	3,093	0,014	3,163	3,009
Neodente	3,222	0,035	3,306	3,083
Master Screw	3,075	0,061	3,152	2,959
Bränemark	3,137	0,033	3,291	3,055

As média das medidas entre os vértices dos ângulos opostos dos hexágonos dos implantes nacionais mantiveram um comportamento semelhante ao grupo controle apresentado pelas suas respectivas faces. A diferença mais evidente entre a medida maior e menor correspondeu ao valor de 0,236 para o sistema Bränemark. O desvio padrão mostrou uma semelhança entre seus valores.

Tabela 5.7:- Média, respectivo Desvio Padrão, Valor máximo e Valor mínimo das medidas entre ângulos opostos dos hexágonos dos componentes transmucosos nos sistemas estudados. (*valores em mm. N=10*)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	3,235	0,022	3,298	3,128
Titanium Fix	3,322	0,024	3,390	3,204
Neodente	3,267	0,016	3,361	3,171
Master Screw	3,162	0,173	3,292	3,142
Brånemark	3,277	0,058	3,391	3,171

A avaliação das distâncias entre ângulos opostos dos componentes transmucosos apresentaram um comportamento semelhante em seus valores nas médias das medidas, com pequeno destaque para o implante Titanium Fix. Embora a diferença entre o maior e menor valor de medida tenha sido atribuído ao grupo controle, seu desvio padrão não evidenciou grandes desvios nos valores de medidas.

Tabela 5.8:- Média, respectivo Desvio Padrão, das diferenças entre as medidas lineares de ângulos opostos do hexágono do implante e medidas lineares entre ângulos opostos do hexágono do componente transmucoso dos sistemas estudados. (valores em mm N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão
Dentoflex	0,153	0,037
Titanium Fix	0,229	0,026
Neodente	0,045	0,038
Master Screw	0,087	0,228
Brånemark	0,140	0,046

As diferenças das medidas lineares entre ângulos do hexágono do implante e medidas lineares entre ângulos do hexágono do componente transmucoso apresentaram uma proximidade em seus valores com exceção do implante Titanium Fix que apresentou o maior valor. Analisando os valores do Desvio Padrão notamos que o maior valor ficou com o implante Master Screw do Sistema Conexão.

Tabela 5.9:- Análise de Variância para a diferença entre as medidas lineares entre ângulos opostos dos implantes e ângulos opostos dos componentes transmucosos nos Sistemas estudados.

GL	QM	GL	QM		
Efeito	efeito	erro	erro	F	P*
4*	0,048703*	45*	0,011590*	4,202160*	0,005637*

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$)

Esta análise evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas estudados, com a variável diferenças entre ângulos opostos dos implantes e componentes transmucosos.

Tabela 5.10:- Teste de probabilidade (Tukey) com variável Diferença entre Ângulos nos sistemas estudados (*valores em mm*).

SISTEMAS	VALORES
NEODENTE	0,046
MASTER SCREW	0,087
BRANEMARK	0,140
DENTOFLEX	0,154
TITANIUM FIX	0,229

A tabela indica que o grupo Titanium Fix evidenciou diferença estatisticamente significativa com os grupos de implantes Neodente e Master Screw. Por outro lado, Branemark, Dentoflex e Titanium Fix não apresentaram diferenças estatísticas, o que indica uma menor diferença entre suas medidas.

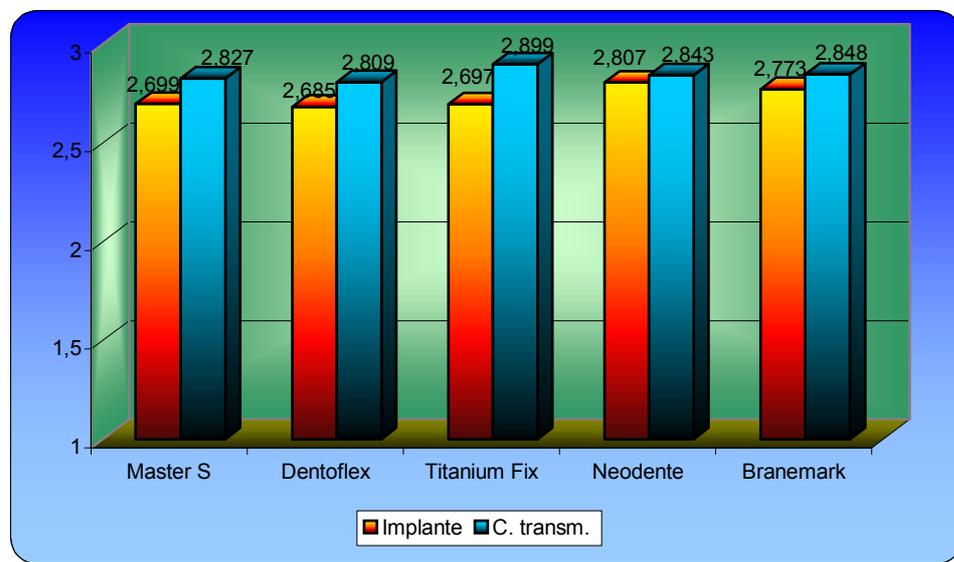


Figura 5.1- Gráfico representativo da média das medidas lineares entre faces opostas dos hexágonos dos implantes e média das medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos componente transmucosos nos sistemas estudados (*medidas em mm*).

A representação gráfica da diferença do valor médio entre faces dos hexágonos dos implantes e hexágonos dos componentes transmucosos nos dá uma idéia da folga existente entre suas faces, quando em relacionamento direto, isto é, a precisão na adaptação. A maior diferença das médias entre componentes transmucosos e implantes foi apresentado pelo implante Titanium Fix da Empresa AS Technology, com uma folga de 0,202mm entre faces. A menor diferença coube aos implantes e componentes transmucosos do Sistema Neodente.

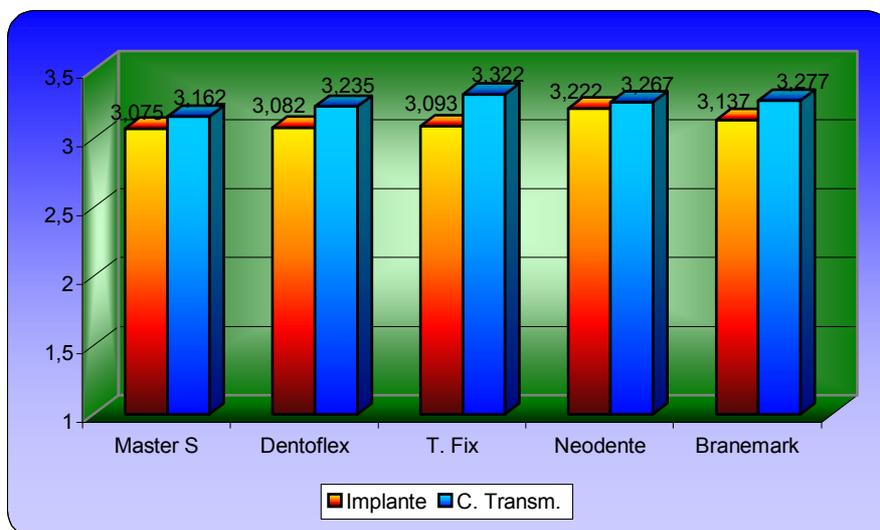


Figura 5.2- Gráfico representativo da média das medidas lineares entre ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e média das medidas lineares dos ângulos opostos dos hexágonos dos componentes transmucosos nos sistemas estudados (*medidas em mm*).

A representação gráfica das diferenças entre as médias das medidas entre ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e componentes transmucosos mostra que a maior diferença ficou com o implante Titanium Fix da Empresa AS Technology (0,229). A menor diferença ficou com o implante do Sistema Neodente (0,045), sendo que o Sistema Branemark ficou no valor (0,140), maior que os Implantes Master Screw do Sistema Conexão (0,087).

Tabela 5.11:- Média, respectivo Desvio Padrão, Valor máximo e Valor mínimo das medidas da área total dos hexágonos dos implantes nos grupos estudados. (*valores em mm². N=10*)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	6,399	0,127	6,629	6,245
Titanium Fix	6,470	0,041	6,528	6,419
Neodente	6,962	0,132	6,991	6,824
Master Screw	6,331	0,121	6,516	6,140
Bränemark	6,797	0,097	6,917	6,650

A área total dos hexágonos está identificada pelo espaço interno delimitado pelas suas faces e ângulos. Os implantes Titanium Fix, Dentoflex e Master Screw mantiveram uma área de hexágono de implante bastante próximas e ligeiramente menor que o grupo controle. O Sistema Neodente manteve uma proximidade maior ao grupo controle com mínima diferença no valor de área. A menor diferença entre o valor maior e menor das medidas foi identificado nos implantes Titanium Fix do sistema AS.Tecnology (0,109). O desvio padrão teve evidência de valor equivalente para os sistemas Neodente, Dentoflex e Master Screw na área dos implantes nos sistemas estudados.

Tabela 5.12:- Média, respectivo Desvio Padrão e Valor máximo e Valor mínimo das medidas da área total dos hexágonos dos componentes transmucosos nos sistemas estudados (valores em mm^2 . N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	6,914	0,067	7,054	6,809
Titanium Fix	6,891	0,054	6,913	6,847
Neodente	7,298	0,101	7,423	7,091
Master Screw	6,791	0,046	6,873	6,725
Brånemark	7,177	0,137	7,333	6,649

A área dos hexágonos dos componentes transmucosos, como era de se esperar, foi maior que a área dos hexágonos dos implantes, em todos os sistemas estudados. A proximidade das médias de seus valores caracteriza uma qualidade na área de seus componentes transmucosos, comparados ao grupo controle. Nota-se que os sistemas nacionais estudados tiveram uma regularidade maior em seus valores de medidas quando comparados ao grupo controle que apresentou desvio padrão de 0,137 mm., seguido pelo sistema Neodente. A maior diferença entre o maior e menor valor de medida ficou com o grupo controle.

Tabela 5.13:- Média, respectivo Desvio Padrão, das diferenças entre a área total do hexágono do implante e área total do hexágono do componente transmucoso dos sistemas estudados. (valores em mm². N=10)

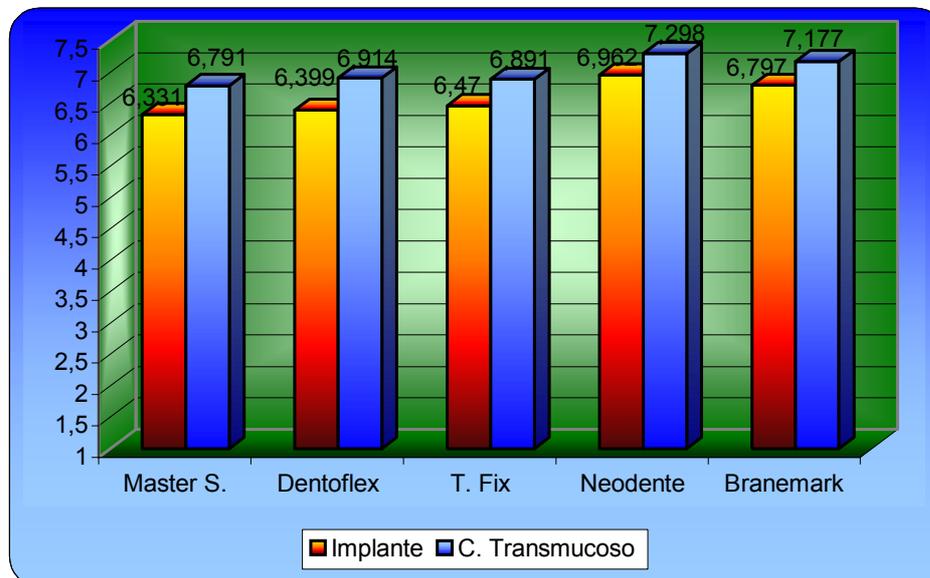
Sistemas	Média	Desvio Padrão
Dentoflex	0,515	0,159
Titanium Fix	0,420	0,087
Neodente	0,336	0,158
Master Screw	0,459	0,145
Brånemark	0,380	0,184

Tabela 5.14:- Análise de Variância (ANOVA) para a diferença entre áreas dos implantes e componentes transmucosos nos Sistemas estudados.

QL Efeito	QM efeito	GL erro	GM erro	F	P
4	0,048282	45	0,022602	2,136122	0,091846

A Análise de Variância não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os cinco sistemas para as diferenças entre área do hexágono do implante e do hexágono do componente transmucoso.

Figura 5.3- Gráfico representativo da média da área dos hexágonos dos implantes e área dos componentes transmucosos nos sistemas estudados (*medidas em mm²*)



Este gráfico mostra a diferença das médias entre áreas dos hexágonos dos implantes e áreas dos componentes transmucosos. A maior diferença coube ao grupo Dentoflex com uma diferença dos valores de 0,515. A menor diferença foi apresentada pelo grupo Neodente (0,336), seguido pelo Branemark (0,380).

Tabela 5.15:- Média, respectivo Desvio Padrão e Valor máximo e Valor mínimo das medidas dos desajustes horizontais do conjunto implante e componentes transmucosos dos sistemas estudados (valores em μm . N=10)

Sistemas	Média	Desvio Padrão	Valor máximo	Valor mínimo
Dentoflex	19,420	8,412	50,86	0,57
Titanium Fix	22,387	5,195	54,86	1,14
Neodente	19,603	8,786	62,29	0,57
Master Screw	16,101	3,228	37,35	0,57
Bränemark	11,231	7,959	56,57	0,57

O desajuste horizontal foi representado pela relação horizontal entre implante e componente transmucoso nos limites externos de suas adaptações. O comportamento dos sistemas estudados se manteve de forma regular com pequenas diferenças entre os sistemas nacionais evidenciando uma menor média de desajuste nos implantes Master Screw do Sistema Conexão. A maior média foi apresentada pelos implantes Titanium Fix da Empresa AS Technology.

O grupo controle teve o menor desajuste de todos os sistemas avaliados.

Tabela 5.16:- Análise de Variância para a diferença das medidas lineares horizontais dos desajustes entre implantes e componentes transmucosos nos sistemas estudados.

GL	QM efeito	GL erro	QM erro	F	P*
<i>Efeito</i>					
4*	182,3521*	45*	49,74889*	3,665450*	0,011455*

*diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$)

Esta análise evidenciou diferenças estatisticamente significante entre os sistemas estudados.

Tabela 5.17:- Teste de probabilidade (Tukey) com variável dos desajustes entre Implantes e componentes transmucosos nos sistemas estudados (*valores em μm*)..

SISTEMAS	VALORES
BRANEMARK	11,231
TITANIUM FIX	22,387
NEODENTE	19,603
MASTER SCREW	16,101
DENTOFLEX	19,420

O teste evidenciou diferenças com significância estatística entre os implantes Branemark e Titanium Fix dos demais. Entre Neodente, Master Screw e Dentoflex não houve diferença estatisticamente significante.

6- DISCUSSÃO

A crescente utilização do hexágono externo para os implantes em substituição de elementos unitários e parcialmente edêntulos tem atingido os limites nos desafios de seu desenho. A intenção original do hexágono externo do implante era para que facilitasse o mecanismo de torque durante sua instalação cirúrgica pelo bloqueio antirrotacional. Sua conformação tem sobrevivido a décadas com mínimas alterações. Sua utilização ocupa um fator de grande importância no mecanismo de estabilização dos componentes, através do encaixe que proporciona e é coadjuvante na eficiência da ação do parafuso de fixação do componente intermediário, principalmente nos de elementos unitários. O principal problema da estabilidade da interface implante e componente transmucoso, está associado com a fratura e desrosqueamento do parafuso quando a restauração é submetida a forças oclusais da mastigação. Estas complicações foram evidenciadas pelos estudos de **JEMT et al, 1991**, quando 26% dos parafusos sofreram desrosqueamento no primeiro ano de função. **BECKER e BECKER, 1995**, pesquisadores interessados na restauração unitária, observaram em estudo retrospectivo que de 21 restaurações 38% sofreram desrosqueamento usando-se o sistema antirrotacional de acoplamento identificado em seus componentes. Observaram ainda que no período de 24 meses de função, 9,5% se soltaram duas vezes e 14,3% três vezes. **BALSHI et al, 1996**, na reposição protética unitária sobre implantes na região de molares encontraram 33% de afrouxamento do parafuso durante o período de três anos. Também notaram

que foram evidentes os problemas com o parafuso porque 48% das próteses tornaram-se móveis, incluindo perda completa e fratura do parafuso.

Fica evidente a importância do ajuste entre implante e componente transmucoso através de seus hexágonos, formando uma junta de estabilidade o mais eficiente possível, com pequena liberdade no ajuste. Isto demanda uma fabricação com perfeito controle de qualidade nas dimensões das partes hexagonais. **WHITE, 1993**, documentou que erros nas dimensões horizontais causam deformações irreversíveis nas paredes dos hexágonos e parafusos, contribuindo para a fadiga de sua resistência.

Podemos notar que existe uma correlação direta e inequívoca entre os desajustes dos hexágonos e a estabilidade do componente transmucoso. A maioria das indústrias de implantes e componentes tem reconhecido a importância da tolerância de aperto dos parafusos e tem respondido com componentes melhorados.

A fabricação dos implantes e componentes devem obedecer dimensões específicas, cada qual para o fim a que se destina. O hexágono do implante de plataforma regular apresenta uma distância linear entre faces de aproximadamente 2,70 mm, segundo estudos de **BINON, 1996**. A relação entre hexágono do componente transmucoso e do implante foi determinado neste estudo através da medida de ângulo entre as faces laterais dos hexágonos quando em movimento de rotação no plano horizontal. A folga entre o relacionamento dos hexágonos foi fixada pelo ângulo formado durante o deslocamento do componente variando de 1,6 a 5,3 graus. Fica a dúvida se as faces dos implantes e componentes são exatas em suas dimensões após a usinagem.

Diante da dificuldade em dimensionar qual a diferença entre as medidas deste relacionamento de hexágonos procuramos uma metodologia que fosse

mais clara, que fornecesse valores quantitativos que pudesse estar a nível da compreensão daqueles profissionais que estão diretamente preocupados com o resultado de seus trabalhos clínicos. Nossos resultados (2,773mm) para o grupo controle (Tabela 5.1) não diferiram dos apresentados por **BINON, 1996**, (2,700mm) para as distancias entre faces opostas do hexágono do implante nos sistemas de primeira qualidade do comércio mundial. Considerando a diferença entre a metodologia para obtenção das medidas, pudemos observar que os valores médios para as distâncias entre faces apresentaram valores muito aproximados.

Os sistemas nacionais tiveram valores próximos na média entre faces opostas, com maior valor médio para o implante Neodente (2,807mm) que também manteve a maior diferença entre a medida de maior e menor valor encontrado (0,218mm) (Tabela 5.1). O desvio padrão das medidas teve um comportamento semelhante para todos os sistema estudados.

Com relação às dimensões dos hexágonos, julgamos necessário a determinação das medidas entre ângulos opostos em razão dos ângulos dos hexágonos dos implantes nem sempre se apresentarem agudos, e sim ligeiramente chanfrados o que pode criar um relativo distanciamento entre os vértices dos ângulos dos hexágonos dos implantes e dos componentes transmucosos que sempre se apresentam em ângulo agudo. O sistema Neodente também apresentou a maior distância entre ângulos opostos do hexágono dos implantes, mantendo os extremos das medidas com uma diferença de 0,223 (Tabela 5.6).

A conexão entre implante e componente se dá através de seus hexágonos, sendo que o componente envolve o hexágono do implante. Por esta razão as medidas tanto entre faces, como entre ângulos apresentam-se com valores superiores às dos implantes. A menor média das medidas

apresentada entre faces opostas dos hexágonos dos componentes coube ao sistema Dentoflex (2,809), inferior ao grupo controle (2,848), contudo a maior média foi apresentada pelos implantes Titanium Fix (2,899). Nesta análise o menor desvio padrão ficou com as implantes Neodente (0,016) e a menor diferença entre os valores extremos dos valores obtidos ficou com o grupo controle (0,190) (Tabela 5.2). Os ângulos opostos dos componentes seguiu o comportamento de suas faces, com maior valor médio para os implantes Titanium Fix (3,322) (Tabela 5.7).

A adaptação mais precisa entre implante e componente está relacionada com a menor diferença entre suas medidas. Quando comparamos as diferenças entre suas faces notamos que o sistema mais preciso em seu relacionamento foi o sistema Neodente com o valor de 0,035mm, seguido pelo Sistema Branemark com o valor de 0,075. O maior valor ficou com os implantes Titanium Fix (0,201) (Tabela 5.3). Verificando a Análise de Variância, para os sistemas de implantes, observamos que houve significância estatística entre as distâncias das faces dos implantes e componentes a nível de $P=0,05$ (Tabela 5.4). Assim, sendo, podemos afirmar que o teste de probabilidade, com variável diferença entre faces, os implantes Neodente e Branemark, bem como os implantes Dentoflex e Master Screw não apresentaram significância estatística. Não aconteceu o mesmo com os implantes Titanium Fix que se mantiveram com diferença significativa quando testado com os demais grupos, (Tabela 5.5). Assim, podemos afirmar que este sistema evidenciou a maior folga entre o relacionamento dos hexágonos.

Considerando as diferenças das distâncias entre ângulos opostos dos implantes e componentes transmucosos, notamos a menor para o sistema Neodente (0,045) e a maior para o Titanium Fix (0,229) (Tabela 5.8). A Análise de Variância mostrou significancia na variável diferença entre ângulos dos

implantes e componentes (Tabela 5.9). O grupo Titanium Fix evidenciou diferenças estatísticas significantes com os grupos Neodente e Master Screw. Por outro lado os grupos Branemark, Dentoflex e Titanium Fix não apresentaram significância estatística (Tabela 5.10).

Para complementar nossas medidas lineares, realizamos as medidas de áreas dos hexágonos. Seus valores são apresentados em milímetros quadrados, considerando área total do hexágono do implante e área total do hexágono do componente transmucoso (Figura 5.3). A maior área dos hexágonos dos implantes coube ao grupo Neodente com o valor de $6,962 \text{ mm}^2$, a menor ao grupo Dentoflex ($6,399 \text{ mm}^2$) (Tabela 5.11). A área total dos hexágonos dos componentes transmucosos acompanhou as evidências dos resultados apresentados, mostrando na regularidade das medidas o maior desvio padrão para o grupo Branemark ($0,137 \text{ mm}^2$), seguido pelo grupo Neodente ($0,101 \text{ mm}^2$) (Tabela 5.12).

As diferenças entre área total do implante e componente mostrou um maior valor para o grupo Dentoflex ($0,515 \text{ mm}^2$). A menor diferença de área foi apresentada pelo grupo Neodente, ($0,336 \text{ mm}^2$) (Tabela 5.13). O teste estatístico para Análise de Variância evidenciou diferenças estatísticas não significantes para os grupos estudados, nas diferenças de áreas (Tabela 5.14).

De acordo com os resultados entre faces e entre ângulos o comportamento médio para o total de medidas segue uma certa regularidade. O grupo controle permanece quase sempre entre os extremos, evidenciando uma boa qualidade de resultados, comparando-o aos sistemas nacionais.

A preocupação com o ajuste dos componentes não se refere apenas ao ponto de vista mecânico, mas sim com o biológico. Implantes de dois estágios resultam em fendas e espaços entre implante e componente transmucoso, podendo agir como nichos para retenção e desenvolvimento de bactérias, com

possibilidade de reações inflamatórias nos tecidos periimplantares. As fendas entre implantes e componentes são inevitáveis e estão presentes a um nível médio de 10um e seu significado clínico está nas responsabilidades dos cuidados de industrialização e negligências clínicas (**JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997**).

Os requisitos clínicos de uma prótese sobre implante devem ser os mesmos que uma prótese convencional, respeitando-se a biologia dos tecidos adjacentes e os fatores que favoreçam a retenção da placa dental e desenvolvimento bacteriano. Os desajustes horizontais no relacionamento do implante e componente transmucoso, principalmente nos excessos laterais do componente, impõe condições locais que favorece a dificuldade de higiene e retenção de restos alimentares. O desajuste horizontal entre os componentes está relacionado com a usinagem dos componentes, responsabilizados pela falta do controle de qualidade da industria. Assim, no nosso estudo tivemos a preocupação de verificar a qualidade dos desajustes horizontais nos sistemas nacionais na relação dos seus limites externos da base de assentamento, com valores considerados em micrômetros.

A média dos desajustes dos sistemas nacionais esteve acima da média obtida pelo grupo controle, o sistema Branemark (11,231). A média mais alta foi dos implantes Titanium Fix (22,387) (Tabela 5.15). A Análise de Variância para as diferenças das medidas lineares horizontais dos desajustes entre implantes e componentes transmucosos apresentou diferenças estatísticas significantes entre os grupos Titanium Fix e Branemark (Tabela 5.17).

Os resultados das avaliações evidenciam que os implantes e componentes transmucosos nacionais possuem um bom nível de controle de qualidade e que a preocupação da industria nessa área tem acompanhado a

evolução da tecnologia colocando em nosso mercado interno produtos de qualidade internacional.

7- CONCLUSÃO

Estudos tem demonstrado uma relação direta e inequívoca da liberdade do ajuste entre o hexágono do implante e hexágono do componente transmucoso nos insucessos das prótese unitárias.

Nossos resultados evidenciaram as diferenças nessas relações e permitiu-nos concluir que:

- 1- Para as diferenças de medidas lineares entre faces opostas dos implantes e faces opostas dos componentes transmucosos, a análise estatística evidenciou diferenças significantes entre o grupo Titanium Fix (0,202) e os demais grupos estudados: Neodente (0,035), Dentoflex (0,124), Master Screw (0,128), Branemark (0,076) – $P=0,05$);
- 2- Para as diferenças de medidas lineares entre ângulos opostos dos implantes e ângulos opostos dos componentes transmucosos, a análise estatística não evidenciou diferenças significantes entre o grupo Branemark (0,140), Dentoflex (0,154), e Titanium Fix (0,229) ($P=0,05$).
- 3- A área total dos implantes e componentes transmucosos não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos estudados ($P=0,05$).
- 4- A Análise de Variância, para os desajustes horizontais na adaptação dos implantes e componentes tranmucosos evidenciou diferenças estatisticamente significantes entre o grupo Branemark (11,231) e o grupo Titanium Fix (22,387).

8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALBREKTSSON, T.; JACOBSSON, M. Bone – Metal interface in osseointegration. **J. prosth. Dent.**, v.57, p.597-607, May 1987.
2. ANDERSSON, B. et al. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.105-11, Spring 1992.
3. BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutment. **J. prosth. Dent.**, v.73, n.1, p.36-43, Jan. 1995.
4. BALSHI, T. J. et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.3, p.372-378, May/June 1996.
5. BARRETT, M. G.; DE RIJK, W. G.; BURGESS, J. O. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. **J. Prosthodont.**, v.2, n.2, p.75-82, June 1993.
6. BECKER, W; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.1, p.51-5, July 1995.

7. BINON, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.2, p.162-78, Mar./Apr. 1995.
8. BINON, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Implant Dent.**, v.5, n.4, p.235-48, Winter 1996.
9. BINON, P.P.; WEIR, D. J.; MARSHALL, S. J. Surface analysis of an original Branemark implant and three related clones. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.2, p.168-75, Summer 1992.
10. BINON, P. et al. Implant component compatibility. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON TISSUE INTEGRATION IN ORAL ORTHOPEDIC AND MAXILLOFACIAL RECONSTRUCTION, 2., Chicago, 1992. Proceedings. Chicago, Quintessence, 1992. p.23-27.
11. BRANEMARK, P. I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand. J. Plast. reconstr. Surg. Suppl.**, v.16, p.1-132, 1977.
12. BREEDING. L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, v.6, n.5, p.435-9, Sept./Oct. 1993.

13. CHAI, T-I.; STEIN, R. S. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. **J. prosth. Dent.**, v.73, n.6, p.534-41, June 1995.
14. CLAYTON, G. H.; DRISCOLL, C. F.; HONDRUM, S. O. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.5, p.660-5, Sept./Oct. 1997.
15. CORDIOLI, G.; CASTAGNA, S.; CONSOLATI, E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.6, p.525-31, Nov./Dec. 1994.
16. COX, J. F.; ZARB, G. A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.2, n.2, p.91-100, Spring 1987.
17. DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. prosth. Dent.**, v.74, n.3, p.270-8, Sept. 1995.
18. DRAGO, C. J.; WAGNER, S. Procedure to predictably seat multiple, hexed abutments onto endosseous implants: a clinical report. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.3, p.234-7, Mar. 1996.

19. EKFIELDT, A.; CARLSSON, G. E.; BÖRJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.2, p.179-83, Mar./Apr. 1994.
20. ENGQUIST, B.; NILSON, H.; ASTRAND, P. Single-tooth replacement by osseointegrated Branemark implants: a retrospective study of 82 implants. **Clin. oral Implants Res.**, v.6, n.4, p.238-45, Dec.1995.
21. FUGAZZOTTO, P. A.; ARCIERI, M. F. Single-tooth replacement options with the IMZ implant. **Gen. Dent.**, v.42, n.5, p.435-8, Sept./Oct. 1994.
22. GARCIA-ESTELLER, A. P. et al. Sistema "Ceraone", una nueva posibilidad estética de los implantes unitarios: a propósito de um caso. **Rev. Actual. Odontoestomat. esp.**, v.51, n.408, p.21-7, Nov. 1991.
23. GELB, D. A.; LAZZARA, R. J. Hierarchy of objectives in implant placement to maximize esthetics: use of pre-angulated abutments. **Int. J. Periodont. Restorat. Dent.**, v.13, n.3, p.277-87, 1993.
24. GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WIESS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.14, n.1, p.94-100, Jan./Feb. 1999.

25. HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J. oral Maxillofac. Implants.**, v. 10, n.5, p.529-36, Sept./Oct. 1995.
26. HAAS, R. et al. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J. prosth. Dent.**, v.73, n.3, p.274-9, Mar. 1995.
27. HAGIWARA, Y.; SUZAKI, Y.; IGARASHI, T. Three dimension compatibility of implant components by using scanning laser microscope. **J. dent. Res.**, v.76, p.427, 1997. / Abstract n. 3309/
28. HANSEN, C. A.; DEBOER, J.; WOOLSEY, G. D. Esthetic and biomechanical considerations in reconstructions using dental implants. **Dent. Clin. N. Amer.**, v.36, n.3, p.713-41, July 1992.
29. ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: II. The effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. **Europ. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, v.4, n.1, p.11-4, Mar. 1996.
30. JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. **J. Prosthodont.**, v.4, n.1, p.23-7, Mar. 1995.

31. JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. **Implant Dent.**, v.2, n.1, p.50-2, Spring 1993.
32. JACOBSON, Z.; PETERSON, T.; KIM, W. D. Positioning jig for implant abutments: procedures and clinical applications. **J. prosth. Dent.**, v.75, n.4, p.435-9, Apr. 1996.
33. JANSEN, V. K.; CONRADS, G.; RICHTER, E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.4 p.527-40, July/Aug. 1997.
34. JEMT, T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. **J. prosth. Dent.**, v.55, n.2, p.243-7, Feb. 1986.
35. JEMT, T.; PETTERSSON, P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. **J. Dent.**, v.21, n.4, p.203-8, Aug. 1993.
36. JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.40-4, Spring 1992.

37. JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRONDHAL, K. Three year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. **Int. J. Perio. Rest. Dent.**, v.10, n.5, p.340-9, 1990.
38. JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.1, p.29-36, Spring 1991.
39. JENSEN, O. T.; BROWND, C.; DELORIMIER, J. Esthetic maxillary arch vertical location for the osseointegrated cylinder implant. **J. Am. dent. Ass.**, v. 119, n.6, p.735-6, Dec. 1989.
40. JOHANSSON, G.; PALMQVIST, S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.1, p.89-92, Jan./Feb. 1990.
41. JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joint for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.3, p.353-9, Mar./Apr. 1992.
42. 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**, v.9, n.2, p.169-78, Mar./Apr. 1994.

43. KASEMO, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. **J. prosth. Dent.**, v.49, n.6, p.832-7, June 1983.
44. KASEMO, B.; LAUSMA, J. Metal selection and surface characteristics. In: BRANEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. ed. **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.** Chicago, Quintessence, 1985. p.99-116.
45. KLINGE, B. Implants in relation to natural teeth., **J. Clin. Periodontol.**, v.18, n.6, p.482-7, July 1991.
46. LAZZARA, R. Esthetic excellence with implant abutments. **Dent. Econ.**, v.83, n.3, p.83-9, Mar. 1993.
47. LAZZARA, R. J. Restorative advantages of the coronally hexed implant. **Compendium**, v.12, n.12, p.924-30, Dec. 1994.
48. LEKHOLM, U.; ADELL, R.; BRANEMARK, P.I. Complications. In: BRANEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. **Tissue-integrated prostheses.** osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence, 1985. p.233-40.
49. LEWIS, S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.2, p.195-201, Summer 1991.

50. LEWIS, S. et al. The restoration of improperly inclined osseointegrated implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.4, n.2, p.147-52, 1989.
51. LEWIS, S. G. Esthetic implant restorations. **Compendium**, v.15, n.3, p.334-8, Mar. 1994.
52. LEWIS, S. G.; LLAMAS, D.; AVERA, S. The UCLA abutment: a four-year review. **J. prosth. Dent.**, v.67, n.4, p.509-15, Apr. 1992.
53. LEWIS, S. G. et al. Single tooth implant supported restorations. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.1, p.25-30, Spring 1988.
54. LEWIS, S. G. et al. The UCLA abutment. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.3, n.3, p.183-9, Fall 1988.
55. LIMA VERDE, M. A. R.; MORGANO, S. M.; HASHEM, A. Technique to restore unfavorably inclined implants. **J. prosth. Dent.**, v.71, n.4, p.359-63, Apr. 1994.
56. McCARTNEY, J. W.; VERMILYEA, S. G.; FOSDAL, T. Modification of angulated abutments to avoid unesthetic display of metal. **J. prosth. Dent.**, v.69, n.4, p.439-41, Apr. 1993.
57. MEFFERT, R. M.; LANGER, B.; FRITZ, M. E. Dental implants: a review. **J. Periodontol.**, v.63, p.11, p.859-70, Nov. 1992.

58. MOSCOVITCH, M.; SABA, S. The use of a provisional restoration in implant dentistry: a clinical report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.3, p.395-9, May/June 1996.
59. ODEN, A. et al. Five-year clinical evaluation of PROCERA All Ceram crowns. **J. Prosthet. Int.**, v.80, n.4, p.450-6, Oct. 1998.
60. PAREL, S. M.; SULIVAN, D. Y. Opções restauradoras: colocação ideal do implante. **Estética e osseointegração**. São Paulo, Editora Santos, 1997. p.29-70.
61. PATTERSON, E. A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.7, n.1, p.26-33, Spring 1992.
62. PERES, E. G.; VALBÃO, F. P. B. Otimização estética em implantes unitários anteriores. **Innov. Magaz.**, n.1, p.15-20, 1997.
63. PHILLIPS, R. W. Materiais para implantes dentários. In: Skinner: Materiais dentários, 9.ed. Tradução por Julio Jorge D'Albuquerque Lossio. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993. p.319-22. Tradução de: Skinner's Science of dental materials.
64. PREISKEL, H.W; TSOLKA, P. The DIA anatomic abutment system and telescopic prostheses: a clinical report. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.5, p.628-33, Sept./Oct. 1997.

65. QUIRYNEN, M. et al. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system: an in vitro study. **Clin. oral Implants Res.**, v.5, n.4, p.239-44, Dec.1994.
66. ROSSI JUNIOR, R. Novo hexágono interno: mais preciso. **Info Express**, v.2, p.3, 1996.
67. SCHULTE, J. K. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. **Implant Dent.**, v.3, n.1, p.51-3, Spring 1994.
68. SHARIFI, M. N.; PANG, I. C.; CHAI, J. Alternative restorative techniques of the CeraOne single-tooth abutment: a technical note. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.2, p.235-8, Mar./Apr. 1994.
69. SHEARER, B. H. Osseointegrated implants: a review of the literature. **Int. dent. J.**, v.45, n.4, p.261-6, Aug. 1995.
70. SORENSEN, J. A.; AVERA, S. P.; TOMAS, C. Comparison of interface fidelity of implant systems. **J. dent. Res.**, v.70, p.540, 1991. / Abstract n. 2191/
71. TARNOW, D. Esthetic excellence with the single-tooth implant. **Dent. Econ.**, v.83, n.3, p.80-2, Mar. 1993.

72. VEDOVATO, E. Prótese sobre implantes: sua relação com a odontologia conservadora e a estética. **Rev. Ass. paul. cirurg. Dent.**, v.48, n.5, p.1475-80, set./out. 1994.
73. VIDIGAL JUNIOR, G. M. et al. Análise de três diferentes implantes osseointegrados. **Rev. Ass. paul. cirurg. Dent.**, v.47, n.5, p.1135-9, Set./out. 1993.
74. VIDIGAL JUNIOR, G. M. et al. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. **Braz. dent. J.**, v.6, n.1, p.17-23, 1995.
75. WATSON, M. T. Implant dentistry: a ten year retrospective. **Dent. Prod. Rep.**, p.26-31, Dec. 1996.
76. WEINBERG, L. A.; KRUGER, B. Clinical utilization of nonrotational capability in osseointegrated prostheses: a technical note. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.3, p.326-32, 1994.
77. WHITE, G. E. The design of frameworks for complete prostheses. In: **Osseointegrated dental technology**. London, Quintessence, 1993. p.61-101.
78. WORTHINGTON, P.; BOLENDER, C. L.; TAYLOR, T. D. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications

encountered during a 4-year trial period. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.2, n.2, p.77-84, Spring 1987.