

**FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE GRUPO CIODONTO**

**LUÍS HENRIQUE AMÊNDOLA COUTO**

**ASSENTAMENTO PASSIVO EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE: IMPORTÂNCIA E  
RECURSOS PARA ATINGI-LO**

**SETE LAGOAS – MG**

**2016**

**LUÍS HENRIQUE AMÊNDOLA COUTO**

**ASSENTAMENTO PASSIVO EM PRÓTESE SOBRE IMPLANTE: IMPORTÂNCIA E  
RECURSOS PARA ATINGI-LO**

Monografia apresentada ao curso de Especialização *Lato Sensu* da Faculdade Sete Lagoas – FACSETE Grupo Ciodonto, como requisito parcial para conclusão do Curso de Odontologia. Área de concentração.

Orientador: Prof. Dr. Júlio Pereira Filho.

**SETE LAGOAS – MG**

**2016**

**FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE GRUPO CIODONTO**

Monografia intitulada **“Assentamento Passivo em Prótese sobre Implante: importância e recursos para atingi-lo”** de autoria do aluno Luís Henrique Amêndola Couto, aprovada pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Prof. Dr. Júlio Pereira Filho (orientador)  
Universidade Federal do Maranhão - UFMA

---

Prof. Esp. Valquíria Mendes Pereira  
Sindicato dos Cirurgiões-Dentistas do Maranhão

---

Prof. Esp. Sylvia Rejane Carvalho Lobato  
Sindicato dos Cirurgiões-Dentistas do Maranhão

A Deus, por ser uma presença constante em minha vida;

À minha esposa Thaynara, que esteve ao meu lado;

À minha querida Angélica, razão da minha luta.

## **AGRADECIMENTOS**

Aos professores do curso de especialização de Implantodontia da FACSETE – Grupo Ciodonto, pela competência ao ministrar os ensinamentos durante o curso;

Ao professor Júlio Pereira Filho que, sabiamente, repassou seus conhecimentos;

Aos funcionários da clínica, pela disponibilidade no atendimento;

Aos colegas pela amizade e cumplicidade.

“Tudo posso naquele que me fortalece”.  
(Filipense 4:13)

## RESUMO

Este trabalho tem como objetivo a pesquisa sobre o tema “Assentamento Passivo em Prótese sobre Implante: Importância e Recursos”. A metodologia utilizada foi a revisão da literatura, apresentando teses de diversos autores conforme citada nas referências bibliográficas, elucidando questões que desafiam a implantodontia contemporânea. A Introdução aponta a necessidade efetiva de planejamento multidisciplinar, que garanta o valor estético e biomecânico do processo. A conclusão é que as pesquisas evoluem constantemente, sendo a passividade um pré-requisito para o sucesso clínico.

**Palavras-chave:** Implante. Passividade. Prótese.

## **ABSTRACT**

This study aim is the research in the theme “Passive Fit in Prosthesis over Implants: Importance and Resources”. The applied methodology was the literature review, showing different authors theses, enlightening issues that challenge contemporary implant dentistry. The introduction points out the effective need of multidisciplinary planning that ensure aesthetic value e biomechanical of the process. The conclusion is that the researchs constantily evolve, and the passiveness is a prerequisite of a clinical success.

**Keywords:** Implant. Passiveness. Prosthesis.



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVO.....</b>	<b>10</b>
<b>3</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>11</b>
<b>3.1</b>	<b>Importância do Assentamento Passivo em Prótese sobre Implante....</b>	<b>21</b>
<b>3.2</b>	<b>Recursos para Atingir o Assentamento Passivo.....</b>	<b>22</b>
<b>3.3</b>	<b>Discussão.....</b>	<b>23</b>
<b>4</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>27</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>28</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A crescente utilização de implantes osseointegrados em pacientes parcialmente edêntulos e edêntulos aumentou significativamente os níveis de exigência por parte dos profissionais e pacientes, relacionados aos resultados obtidos em regiões de envolvimento estético.

Conforme Mazonetto (2009), uma reabilitação oral requer um planejamento multidisciplinar (cirurgião, radiologista, protesista e protético), com avaliação dos fatores de risco estético e biomecânico.

A presença constante de defeitos ósseos no rebordo alveolar poderá dificultar o posicionamento ideal do implante osseointegrado, do ponto de vista protético, tornando os procedimentos de enxertos indispensáveis para os melhores resultados.

A que se notar, que a longevidade das reabilitações orais implanto-suportadas está relacionada em como as forças mastigatórias são transmitidas aos implantes e ao tecido ósseo circundante. Uma forma para se alcançar a passividade é provar em boca a estrutura de metal seccionado, unir com uma resina e soldar (TODESCAN; BECHELLI; ROMANELLI, 2005).

A característica da passividade das sobre-estruturas protéticas é influenciada sobremaneira por detalhes envolvidos na moldagem e nos elementos a ela relacionados (ARITA, 2006).

O assentamento passivo é definido como uma estrutura metálica retida por implantes com menor desajuste marginal possível, na ausência de tensões, promovendo, a longo prazo, o sucesso da reabilitação protética. Porém, sua ausência a partir de desajustes marginais superiores a 150 micrômetros podem promover complicações de ordem mecânica e biológica (HERMANN et al., 2007).

Segundo Sahin e Çehreli (2001) uma estrutura com uma adaptação passiva, deve, teoricamente, induzir uma carga de absolutamente zero nos componentes do sistema de implantes e no osso adjacente.

À vista das observações acima, é possível entender a importância do assunto tratado.

## **2 OBJETIVO**

O objetivo desta revisão de literatura é observar os critérios essenciais ao Assentamento Passivo em Prótese sobre Implantes, ressaltando a importância e recursos para atingi-lo.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Com os implantes osseointegrados, para tratamento de pacientes com ausência total ou parcial de dentes, tem se conseguido sucesso e possibilidade adequada em casos onde tem volume e densidade óssea nas áreas receptoras, visto que, antigamente, os implantes eram posicionados guiados pela altura e espessura do remanescente ósseo alveolar, o que, certas vezes, comprometia a estética da prótese sobre implantes (MOY; LUNDGREN; HOLMES, 1993).

Provavelmente, a maior causa de falhas no tratamento reabilitador com implantes é a falta de planejamento por um ou mais membros da equipe (cirurgião, protesista, radiologista e/ou protético). O uso de artifícios como modelos de estudo montados em Articulador Semi-Ajustável (ASA), a avaliação da espessura da mucosa sobre o osso, as radiografias, a tomografia computadorizada, o uso de um guia cirúrgico, entre outros, auxiliam no planejamento para obtenção de um bom posicionamento dos implantes, facilitando a confecção da prótese. A tomografia computadorizada é uma técnica radiológica que, além de avaliar a altura e o volume do osso remanescente, também dá a inclinação do mesmo.

Após um estudo radiológico (ortopantomografia e tomografia da região desdentada), defendeu que são avaliados diversos aspectos para escolher uma solução protética fixa ou removível (ALMOG; SANCHEZ, 1999). A quantidade e a qualidade do osso remanescente são os principais aspectos a serem avaliados.

Para receber um implante, o paciente deve possuir uma quantidade de osso suficiente. Existem técnicas cirúrgicas recentes (de regeneração, estímulo ósseo e enxertos) que possibilitam aumentar a quantidade óssea de uma região, ampliando a possibilidade de colocação de implantes em pacientes com pouco remanescente. O número de pilares a serem implantados, também é um aspecto importante. Na mandíbula, o mínimo de implantes para uma restauração fixa é de quatro implantes, sendo que, quanto mais implantes, maior é a distribuição de cargas. Já na maxila, o mínimo de implantes para uma restauração fixa é em torno de 5 ou 6 implantes, já que o osso maxilar é mais trabeculado (osso tipo III e tipo IV).

No planejamento com implantes, possuir exames radiográficos complementares de alta qualidade, como tomografias, uma correta anamnese do paciente, modelos de estudo com encerramentos diagnósticos montados em articulador e uma guia cirúrgica para auxiliar no ato cirúrgico de colocação dos implantes, são neces-

sários. Uma vez colocados, os implantes não podem ser movimentados já que não existem ligamentos periodontal ou perimplantar. Por isso, devem ser colocados de tal modo que as forças oclusais sejam as mais axiais possíveis aos implantes e que as forças laterais, mais destrutivas, sejam evitadas (SENDYK; SENDYK, 2006).

Em casos mais complexos ou em situações que necessitam de um planejamento mais preciso, seja para indicação ou não de técnicas reconstrutivas, exames tomográficos são imprescindíveis, pois reproduzem, de forma fidedigna, a anatomia do tecido ósseo através de visualização tridimensional, diminuindo a necessidade de mudança de tratamento no trans-cirúrgico.

As tomografias lineares apresentam-se como uma boa alternativa, já que reproduzem com acuidade a região em questão e, concomitantemente, expõem o paciente a baixos índices de radiação, além de terem um custo reduzido, quando comparado com outras tomografias. Recentemente, modelos de estéreo litografia ou protótipos ou biomodelos, vêm sendo utilizados, já que estes reproduzem a forma real desta anatomia, auxiliando, deste modo, de forma significativa no planejamento, já que permite uma visão real da área estudada, diagnosticando o grau e tipo de reabsorção, assim como permite reproduzir o volume e formato de enxerto necessário, podendo-se realizar cirurgias previamente no modelo (MAZZONETTO, 2009).

As informações obtidas através do exame extraoral são importantes para o sucesso de uma reabilitação protética. A morfologia dos lábios com e sem presença de prótese parciais removíveis ou prótese totais, pode indicar a necessidade de recuperação do suporte labial para se obter um contorno aceitável e mascarar a reabsorção do rebordo alveolar. Com a cirurgia de enxerto ósseo, os defeitos do rebordo alveolar podem ser corrigidos, possibilitando a instalação de implantes em locais adequados e favorecendo uma restauração estética (DARCYMAR; ZARDO; SOUZA NETO, 2003).

Conforme Binon et al., (1992) e Dias, Atta e Brosco (2007), a previsibilidade do tratamento através de uma prótese implanto-suportada está diretamente relacionada à adaptação passiva entre implante-prótese. A utilização de componentes que não possuem uma perfeita adaptação diminui o sucesso em longo prazo dos implantes. O controle de qualidade na fabricação dos implantes é um dos requisitos primordiais, principalmente, porque as fábricas de implantes afirmam que seus componentes são intercambiáveis.

Os autores Binon et al., (1995) e Wobeto (2003), avaliaram a variabilidade da precisão e compatibilidade de vários sistemas protéticos para implantes. Os resultados demonstraram que a variação da precisão mecânica e compatibilidade implicam em formação de degrau ou fenda na cabeça do implante. Quando houve variações nas dimensões do intermediário, ocorreu ausência de assentamento passivo da restauração, causando uma pobre adaptação e áreas de concentração de esforços no parafuso protético.

Outra consideração importante realizada é que a liberdade rotacional de até 5° apresentada entre os componentes é considerada aceitável e não afetaria as suas características anti-rotacionais. O encaixe imperfeito de estruturas sobre o implante pode causar falha mecânica das próteses ou complicações biológicas dos tecidos adjacentes. Complicações mecânicas podem incluir o afrouxamento do parafuso do *abutments* e da prótese ou fratura dos vários componentes do sistema; complicações biológicas podem incluir reações adversas dos tecidos, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração (KANY, 1999; DIAS, 2007).

Cada vez mais frequentes são as situações clínicas em que os implantes osseointegrados apresentam-se como a alternativa de tratamento mais indicada, mas ainda existem muitas dúvidas quanto ao seu funcionamento e as razões que levam às falhas, sendo a fratura de componentes a mais frequente, principalmente em casos de reabilitações extensas (BECKER et al, 2000).

Conforme Perales et al., (2001) e Haddad et al., (2008), um planejamento pré-cirúrgico é de extrema importância quando da reabilitação por meio de implantes, no sentido de facilitar a seleção do sistema de conexão, número de implantes necessários e melhor posição para sua instalação que favorece a reabilitação protética e a distribuição de tensões, respeitando os limites anatômicos. Sendo a instalação de implantes limitada pela anatomia do paciente, um dos meios utilizados para que essa situação seja contornada consiste na inclinação dos implantes quando da sua instalação.

Para Misch (2004), a proposta inicial dos implantes de Hexágono Externo (HE) era transmitir torque durante a instalação cirúrgica. Depois, o HE passou a ser usado para orientar o *abutment* em próteses unitárias. A fragilidade do HE, de alguns sistemas pode comprometer as futuras próteses se ocorrer deformação do vértice do hexágono devido ao torque aplicado no implante quando da sua instalação.

Nessas situações, os ângulos de liberdade rotacional entre *abutment* implante são aumentados, e isso é especialmente crítico em próteses unitárias.

Segundo Vigolo et al., (2000) e Haddad et al., (2008), as complicações biomecânicas relatadas são: a perda ou fratura do parafuso do *abutment* e do implante. Contudo, a conexão HE continua sendo estudada com o objetivo de comprovar a tolerância mecânica dimensional dos componentes e tornar o parafuso do *abutment* mais estável.

Os autores Maeda (2006) e Haddad et al., (2008), afirmaram que as limitações dos implantes de HE são: maior incidência de fratura do parafuso (mas não do implante) e a formação de *gaps*. As conexões hexagonais apresentam uma pequena desadaptação nas margens (criação de espaço entre a prótese e o implante, propício para a colonização bacteriana), o que não ocorre com o cone Morse (cuja adaptação ocorre à distância do peri-implante). Os implantes de HE apresentam maior facilidade para desadaptação da prótese pelo fato da altura baixa do hexágono (0,7mm) e por apresentar uma conexão externa.

Segundo Tavares (2003) e Haddad et al., (2008), as conexões Hexágono Interno (HI) foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando, assim, a resistência e reduzindo, conseqüentemente, complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante (cerca de 2,5 mm), o que favorece a concentração da força na parte interna do implante ao redor igual à do tecido ósseo. Deste modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência as tensões cisalhantes na união.

Segundo Haddad et al., (2008), as vantagens apresentadas por este sistema quando comparado ao HE são: é mais estável, o comprimento de união da prótese com o HI é maior e apresenta maior resistência a micromovimentos.

De acordo com Tavares (2003), uma limitação dos implantes de HI é a impossibilidade de desangulação, pois este apresenta um cotovelo que compromete a estética, portanto, é indicado para região posterior, para próteses individuais ou múltiplas com implantes alinhados. De acordo com Bernardes et al., (2006) e Haddad et al., (2008), quanto às conexões internas, pode-se dizer que, quando submetidas a carregamento excêntrico, estas junções apresentam conexões mais estáveis e

menor distribuição de tensão ao longo de seu corpo e de sua plataforma do que as de hexágono externo.

Os autores Dias et al., (2007), fizeram uma investigação com o objetivo de avaliar o grau de liberdade entre os hexágonos dos implantes e *abutments* das empresas 3i, Implamed e Nobel Bicare, analisando: 1) as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos implantes e *abutments*; 2) as diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos implantes e *abutments* nos sistemas avaliados.

A metodologia envolveu imagens obtidas através da microscopia eletrônica de varredura analisadas por um programa computadorizado específico. Através da análise de variância com nível de significância de 5% e teste de Tuckey para 19 comparações múltiplas, pôde-se observar que: 1) para as diferenças entre as medidas lineares das faces opostas dos hexágonos dos implantes e dos *abutments* houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos Nobel e Implamed, tendo o grupo Nobel os melhores resultados; 2) para diferenças entre as medidas lineares dos ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e dos *abutments*, o grupo *Implamed* diferiu dos demais, com os piores resultados. Após análise das distâncias entre faces e ângulos opostos dos hexágonos dos implantes e *abutments*, torna-se elucidada a importância da precisa adaptação entre os hexágonos, através de um pequeno grau de liberdade entre eles. A interface *implant-abutment* é responsável pela manutenção estática da prótese sobre implante.

O *abutment* é unido ao implante através de um parafuso e, quanto menor a liberdade de ajuste existente entre o hexágono do implante e do *abutment*, menores são os problemas de manutenção desta prótese, como afrouxamento ou fratura do parafuso de retenção. Através de análise não linear pelo método do elemento finito bidimensional, analisou-se a distribuição das tensões internas e nas estruturas de suporte, em dois sistemas diferentes de implantes: o primeiro implante, com hexágono externo na conexão com seu pilar intermediário, o segundo implante, rosqueável, com hexágono interno em sua conexão com seu pilar intermediário.

Resultados mostraram que, nos componentes do sistema com hexágono interno, as tensões foram menores comparativamente. Junto ao tecido ósseo a distribuição das tensões geradas pelos dois sistemas se procedeu de maneira similar.

Os autores Hariharan et al., (2000), compararam a precisão dos moldes obtidos de técnicas de moldagem esplintados e não-esplintados, usando vários ma-



teriais para implantes múltiplos. Impressões do modelo de referência foram realizadas utilizando material de moldagem de poliéster e técnicas diretas esplintadas e não-esplintadas. As impressões foram divididas em quatro grupos: grupo A técnica não-esplintada; grupo B - técnica de resina acrílica não-esplintada; grupo C - técnica de registro de mordida com silicone adição esplintada; e grupo D - técnica de registro de mordida com poliéster não-esplintada. Quatro impressões foram feitas para cada grupo e os moldes foram vertidos em gesso do tipo IV. Diferenças nas distâncias lineares interimplantares nos eixos x, y, e z, e as diferenças de angulação interimplantar no eixo z foram medidas em modelos utilizando uma máquina de medição coordenada. Dentro das limitações do estudo, foram tiradas as seguintes conclusões:

- Quando as impressões feitas com *copings* não-esplintados e esplintados foram comparados com os modelos obtidos a partir de *copings* esplintados, com poliéster registro de mordida estava mais próximo do modelo de referência, seguido por aqueles feitos através de barras de resina acrílica, silicone de adição não-esplintada e esplintada;

- As diferenças entre os grupos de teste foram estatisticamente semelhantes entre si e dentro da faixa observada em estudos anteriores;

- Seleção da técnica de impressão pode ser baseada na situação clínica e preferência de cada cirurgião-dentista.

Os autores Inturregui et al. (1993) demonstraram que a técnica de união dos transferentes não seria necessária, pois as propriedades de baixa deformação a compressão e alta resistência inicial ao rasgamento do poliéster seriam capazes de suportar a adaptação dos análogos sem sofrer mudanças no posicionamento. No caso da esplintagem dos transferentes com resina acrílica, a força de contração do material de moldagem, além de incidir sobre a moldeira, atuaria, também, nas barras de resina, potencializando o efeito nocivo da contração, alterando o relacionamento interpilares dentro do material de moldagem. Os autores Watanabe et al., (2000) e Stuker et al., (2005), descrevendo os vários fatores responsáveis para atingir a passividade de uma estrutura metálica para implantes, afirmaram que para aumentar a precisão entre o pilar do implante e a sobre-estrutura, vários métodos de moldagem, solda e fundição têm sido desenvolvidos, e parece ser um consenso que não é possível adaptar uma estrutura extensa passivamente sobre os pilares utilizando a fundição de uma peça única. Avaliaram, também, a ordem em que os parafusos foram fixados em relação à produção de tensões sobre o osso. Com um torque de 14,5

Ncm, a sequência de parafusamento que produziu as menores tensões foi, primeiramente, o central e, posteriormente, os laterais.

Os autores Goll (1991) e Stuker et al., (2005), citaram que, uma estrutura metálica fundida para uma arcada completa que se adapte passivamente em múltiplos implantes, não é possível de ser atingida todas as vezes, em consequência da série de detalhes envolvidos em sua produção. Também, analisaram a questão de fundir uma peça inteira ou em múltiplas secções a serem soldadas.

Os estudiosos Helldén e Derand (1998), e Stuker et al., (2005), consideram as distorções da estrutura durante os procedimentos de fundição a maior causa de desajustes, tanto para implantes como para restaurações convencionais. Os autores Nebel, Galindo e Gajjar (2000) e Stuker et al., (2005), sugerem que após a fundição, se a estrutura não se adaptar no modelo, deve ser seccionada e soldada sobre ele antes de ser levada na boca, sem a necessidade da presença do paciente.

Os autores Knudson, Williams e Kemple (1989) e Stuker et al., (2005), sugeriram a utilização de um *jig* para verificar a precisão do modelo-mestre antes da fabricação da estrutura para evitar a secção e solda. Também, descrevem uma técnica de confecção de um *jig* de verificação, em que os componentes podem ser esplintados no modelo de trabalho e retornar à cavidade bucal para confirmar sua precisão. Se com o *jig* não for obtida uma boa adaptação dos pilares na cavidade bucal, uma nova moldagem é necessária, sendo que esta técnica elimina a chance da fabricação de uma estrutura em um modelo impreciso.

Os autores Sjögren, Andersson e Bergman (1988) e Stuker et al., (2005), também avaliaram as características mecânicas da solda a laser de ligas de titânio com diversas variações, comparando com a técnica de brasagem com uma liga de ouro, e observaram os melhores resultados com a solda a laser que, também, podem estar relacionados com um maior controle de qualidade das ligas de titânio, conclusões semelhantes foram encontradas por Riedy, Lang e Lang (1997).

Segundo Tan (1993) e Silva et al., (2008), o assentamento passivo da prótese é impossível de se obter em vista das várias sessões clínicas e laboratoriais necessárias para sua confecção. Entretanto, para a longevidade dos tratamentos, as próteses definitivas deveriam ser instaladas gerando a menor quantidade de tensão possível.

Realizaram um estudo, Tahmaseb et al., (2010), um estudo com o objetivo de descrever, *in vitro*, uma nova técnica que mede o desajuste de uma estrutura

implantos-suportada, desenhada e fabricada digitalmente, de acordo com um novo conceito baseado na cirurgia guiada por computador em combinação com mini-implantes instalados previamente. Além disso, a estrutura criada digitalmente e uma impressão foram comparadas com medidores do calibre de tensão. Modelos de resina acrílica e gesso foram preparados para representar a mandíbula desdentada. Após a inserção de três mini-implantes no modelo de resina acrílica, uma tomografia computadorizada *cone beam* do crânio foi realizada.

Os dados foram importados para o *software* de planejamento, onde seis implantes foram inseridos virtualmente. Uma broca guiada e uma estrutura de titânio foram desenhados e fresados usando um protocolo de usinagem totalmente digital, assistido por computador. Seis implantes foram inseridos com o guia da broca ligado aos mini-implantes. Após a impressão do modelo de resina acrílica, com seis implantes, o segundo modelo (modelo de gesso) foi preparado. Uma estrutura de titânio foi fabricada após digitalização óptica do modelo de resina acrílica. Medições de calibração de tensão foram feitas em ambas as estruturas ligadas a estes dois modelos. Para validar os resultados, uma alta precisão industrial do sistema óptico de varredura foi usada para capturar toda a geometria de conexão e as medidas foram comparadas. O desajuste da superestrutura digital projetado e produzido nos implantes inseridos, digitalmente, foi clinicamente insignificante.

Quanto ao conceito de passividade, Sahin et al., (2001) e Stuker et al., (2005), afirmaram que uma estrutura com uma adaptação passiva, deve, teoricamente, induzir uma carga de absolutamente zero nos componentes do sistema de implantes e no osso adjacente na ausência de uma carga externa. De acordo com evidências científicas e com os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados para a fabricação de estruturas, os autores observaram que este nível de ajuste não pode ser atingido, o que pode acarretar em consequência de uma pobre adaptação a perda do parafuso protético, fratura do parafuso de fixação ou do próprio implante, assim como de outras estruturas do sistema.

Sobre a resposta óssea, relacionada com a passividade, Bränemark (1983) e Stuker et al., (2005), afirmaram que uma carga controlada é necessária para a estimulação de um remodelamento ósseo na interface com a superfície do implante e manutenção da osseointegração, possibilitando uma sequência apropriada dos eventos celulares/teciduais. A prótese deve possuir uma precisão na adaptação de, aproximadamente, 10 micrômetros, para que propicie um estímulo de remode-

lamente adequado, e este nível de adaptação é considerado passivo, pois após a conexão da prótese, a posição dos implantes permanecerá a mesma em relação à sua posição antes da fixação.

Segundo Rangert, Jemt e Jorneus (1989) e Stuker et al., (2005), a unidade de ancoragem do sistema de implantes que consiste do implante, do pilar e do cilindro de ouro que estão conectados ao pilar e ao parafuso, devem transferir as forças oclusais para o osso sobre forma de estresse fisiológico. Por isso, o desenho da prótese e o posicionamento dos implantes têm uma influência significativa nesta carga conduzida sobre o tecido ósseo, assim como sobre os parafusos, e uma perfeita adaptação aos pilares e uma alta rigidez da estrutura são necessários para uma correta distribuição das forças de flexão, pois, quando o ajuste entre o implante e a prótese não é preciso, algumas das unidades de ancoragem sofrem uma maior porção das cargas, enquanto outras não sofrerão virtualmente carga nenhuma.

Jemt e Lekholm (1998) e Silva et al., (2008), observaram que um aspecto biomecânico que gera discussão na literatura é sobre a magnitude e distribuição de tensões geradas na interface osso-implante pelas próteses implanto-suportadas e seus efeitos à osseointegração. Implantes osseointegrados, suportando prótese, estão submetidos a forças dinâmicas (cíclicas) provenientes das funções mastigatória e estática, essas últimas podendo ser geradas pelas tensões do apertamento de parafusos de fixação, quando esses tendem a unir os componentes em próteses desadaptadas. Sabe-se que a sobrecarga dinâmica pode produzir um efeito deletério ao osso perimplantar maior que a força estática.

Rigato e Oliveira (1999) e Santos et al., (2007) salientam que, para conhecer melhor o efeito das forças verticais e horizontais, no ato da mastigação, sobre as próteses implanto-suportadas, deve-se conhecer também o limite máximo dessas forças que o osso, o implante e as próteses suportam. Em um implante isolado, forças verticais sobre os implantes têm no osso uma reação oposta que se anule e, nos movimentos de lateralidade, surgem forças que podem ser decompostas em forças horizontais. A força horizontal tende a comprimir o implante contra o osso e a girar em torno de seu eixo vertical. Neste caso, deve-se direcionar as forças no sentido do longo eixo do dente para evitar os torques que surgem e que são prejudiciais, tanto aos dentes, quanto aos implantes. Por isso, está contraindicado o uso de cantiléver em implantes unitários.

Patterson e Johns (1992) e Wobeto (2003), avaliaram o tempo de fadiga dos parafusos utilizados nos implantes. Para 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. 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, recomendaram que o torque apropriado seja aplicado.

Burguete et al., (1994) e Nakaura et al., (2005) concluíram que o torque aplicado e a pré-carga são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção depende, por sua vez, da dureza do material das roscas, acabamento da superfície, quantidade e propriedades do lubrificante, e velocidade do apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção menor será a pré-carga.

Breeding et al., (1993) e Nakamura et al., (2005), observaram que, quando um parafuso de “*abutment*” é apertado pela primeira vez dentro de um implante, o contato entre as roscas do implante e do parafuso ocorrerá somente nas microrrugosidades. Segundo Shigley e Misch (1986) e Breeding et al., (1993), uma redução de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento, como resultado desse relaxamento, fenômeno conhecido como “sedimentação”. Para limitar esse problema, recomenda-se reapertar o parafuso com o mesmo valor de torque, 10 minutos após o torque inicial aplicado, metodologia esta utilizada neste trabalho. Os estudos de Jöurneus, Jemt e Carlsson (1992), Laney et al., (1994), Henry et al., (1996), Hoyer et al., (2001) e Tan e Nicholls (2001) em que observaram que o uso de parafusos de “*abutment*” de ouro promoveu maior resistência ao afrouxamento do que os de parafusos de titânio.

Os resultados do estudo efetuado por Blanes et al., (2007) e Stanley, (2009) mostraram que, apesar das restaurações cimentadas serem associadas a um melhor ajuste passivo e melhores esquemas oclusais, não foi observada qualquer diferença na reabsorção de crista óssea entre restaurações cimentadas e parafusadas. Em casos de falha mecânica, foi igualmente demonstrado que, nas restaurações parafusadas, o desaperto e novo reaperto do pilar induzem um reposiciona-

mento apical dos tecidos moles e reabsorção óssea marginal. Weber et al., (2006) e Stanley (2009) publicaram um estudo em que os tecidos peri-implantares responderam melhor às restaurações parafusadas do que às cimentadas.

Nas coroas cimentadas, os índices de placa bacteriana e de sangramento foram piorando com o tempo, enquanto que se observou a situação inversa nas reabilitações parafusadas (ambos os índices decresceram com o tempo). Chee et al., (1999) e Fernando Neto, Neves, Prado (2002) afirmam que as desvantagens destas próteses parafusadas relacionam-se ao mesmo parafuso, quando da ocorrência de desapertos e a presença do orifício de acesso a ele, que pode comprometer a estética, enfraquecer a porcelana ou dificultar a obtenção de contatos oclusais estáveis.

Agar et al., (1997) e Neves et al., (2000) afirmaram que, quanto às próteses cimentadas, há pilares específicos para os casos individuais e pilares preparáveis, que podem ser utilizados tanto para casos individuais como para múltiplos. A grande maioria das próteses individuais, desde o fim dos anos 80 e início dos 90, tem sido cimentada, parecendo ser este o caminho mais viável para estes trabalhos.

Os pilares preparáveis trazem consigo a importante vantagem de permitir reproduzir o contorno sinuoso do tecido gengival e, conseqüentemente, manter a uniformidade da profundidade do sulco gengival, resultando em maior facilidade de remoção do cimento (e realização da higienização, resultando em melhor saúde gengival). Porém, as situações de espaço protético limitado e posicionamento desfavorável dos implantes podem implicar em preparos com pouca retenção, podendo comprometer o sucesso da prótese. Tais observações são aplicáveis tanto para casos individuais como para múltiplos.

### **3.1 Importância do Assentamento Passivo em Prótese sobre Implante**

- Adaptação passiva entre implante e prótese, garantindo o sucesso em longo prazo dos implantes;
- Devolução do elemento dentário perdido, o restabelecimento estético, funcional e fonético;
- O assentamento passivo é o aperfeiçoamento da técnica de implante, eliminando tensões desfavoráveis, facilitando a mastigação, dando mais conforto e bem-estar ao paciente;

- Os implantes dentários proporcionam conforto e eficiência na mastigação, de forma similar aos dentes naturais, se bem assentados;
- Por serem integrados ao osso, os implantes oferecem um suporte estável para os dentes artificiais;
- A necessidade de reposição de dentes em falta por implante dentário, quando aconselhável, deve ser satisfeita o mais breve possível, pois com a falta pode ocorrer perda óssea e mobilidade dos dentes ainda presentes. Essa redução óssea leva a uma aparência de envelhecimento precoce, por falta de suporte aos músculos faciais, afetando o bem-estar e autoestima, o que poderá ser restabelecido com a técnica do implante;
- O implante dentário é a solução mais adequada para substituir um dente ausente;
- A mastigação correta dos alimentos é fundamental para qualquer indivíduo. Corrigindo a dentição irá prevenir ou até eliminar problemas de digestão que surgem com o fato de os alimentos serem mastigados de forma deficiente;
- O implante tornará a dicção mais clara e perceptível;
- A importância dada ao implante, admitida por estudiosos do assunto, deixa claro que são inúmeros os benefícios proporcionados aos edêntulos.

### **3.2 Recursos para Atingir o Assentamento Passivo**

Dentre a extensa lista de recursos possíveis, optei por relatar os que considero primordiais:

- Planejamento Multidisciplinar envolvendo a equipe: cirurgião, protesista, radiologista e protético, para avaliação de fatores de risco biomecânico e estético;
- Controle de qualidade na fabricação dos implantes são unidos recursos primordiais;
- Melhores resultados são obtidos com a solda;
- Exames tomográficos são imprescindíveis, pois reproduzem de forma fidedigna a anatomia do osso;
- Precisão nas técnicas e utilização de bons materiais no ato da moldagem;
- Correto torque nos pilares e parafusos;

- Confecção do index para conferência de adaptação das estruturas metálicas;
- Radiografias das adaptações dos transferentes;
- Radiografias das adaptações dos pilares;
- Habilidade e experiência do profissional.

### 3.3 Discussão

O primeiro registro de patente de um implante data de 1901.

Na década de 60, Branemark descobriu a osseointegração, onde o sistema de ancoragem das próteses liga uma estrutura de titânio ao osso, capaz de receber carga funcional. Inicialmente, as pesquisas foram voltadas para o tratamento de pacientes totalmente edêntulos, e o principal objetivo era o de manter as próteses inferiores mais estáveis, melhorando a qualidade de vida dos inválidos orais, a qual predominavam os aspectos funcionais (VIEIRA, 2005; SOUSA et al., 2002; TELES et al., 2006).

A Odontologia atual visa a devolução do elemento dentário perdido, o restabelecimento estético, funcional e fonético. A utilização de implantes dentários como artifício para o restabelecimento dessas funções já fez parte do cotidiano dos consultórios e clínicas dentárias, por todo o mundo, e vem crescendo a cada dia. Essa aplicação se consolidou através de estudos e do desenvolvimento de técnicas que evolui constantemente, e nessa seara de aprendizagem, existem pilares que se consolidam a cada dia.

Almog e Sanchez (1999) e Pontes et al., (2002) afirmam que o tratamento deve ser sempre resultado de um conjunto de exames para se chegar ao diagnóstico, diferentemente do que ocorria antigamente, quando os implantes eram guiados pela altura e espessura do remanescente ósseo alveolar, o que, certas vezes, comprometia a estética da prótese sobre implantes. O uso de artifícios, como modelos de estudos montados em Articulador Semi-Ajustável (ASA), a avaliação da espessura da mucosa sobre o osso, o uso de um guia cirúrgico, as radiografias, a tomografia computadorizada, auxiliam no planejamento para obtenção de um bom posicionamento dos implantes.



Já Mazzonetto (2009) afirmou que recentemente o uso de estereolitografia ou biomodelos que reproduzem de forma real a anatomia óssea, tem permitido planejamentos mais precisos sem a necessidade de alteração no trans-cirúrgico.

A previsibilidade durante o tratamento de uma prótese implanto-suportada está diretamente relacionada à adaptação passiva, na ausência de um encaixe perfeito podem ocorrer falhas mecânicas ou complicações biológicas (KAN, 1999).

Para Rangert, Jemt e Jorneus (1989), o desenho da prótese e o posicionamento dos implantes têm uma influência significativa nesta carga conduzida sobre o tecido ósseo assim como sobre os parafusos, e uma perfeita adaptação aos pilares e uma alta rigidez da estrutura são necessários para uma correta distribuição das forças de flexão, pois quando o ajuste entre o implante e a prótese não é preciso, algumas das unidades de ancoragem sofrem uma maior porção das cargas, enquanto outras não sofrerão virtualmente carga nenhuma.

Entretanto, Binon et al., (1995), afirmaram que o controle de qualidade na fabricação dos implantes é um dos requisitos primordiais, principalmente, porque as fábricas de implantes afirmam que seus componentes são intercambiáveis. Outra consideração importante realizada é que a liberdade rotacional de até 5° apresentada entre os componentes é considerada aceitável e não afetaria as suas características anti-rotacionais.

Já Brogini et al., (2003), verificaram que a presença de desadaptação em forma de fendas e cavidades pode funcionar como abrigo para colonização bacteriana, provocando uma reação inflamatória dos tecidos peri-implantares.

Weinberg e Kruger (1995), concluíram em seu estudo que a cada 10 graus de inclinação do implante levam à transmissão de cargas 5% maior ao conjunto prótese/implante.

Em acordo com Weinberg e Kruger (1995) e Pierrisnard et al., (2003), comprovaram que um aumento do ângulo de inclinação do implante torna o contato do osso com o implante mais crítico para o implante.

O uso de implantes inclinados com *abutments* distais é biomecanicamente superior ao uso de cantilévers distais e o uso de implantes mais longos reduzem somente a tensão marginal (ZAMPELIS et al., 2007).

Para Misch (2004), a proposta inicial dos implantes de HE era transmitir torque durante a instalação cirúrgica. Depois, o HE passou a ser usado para orientar o *abutment* em próteses unitárias.

As limitações dos implantes de HE são maior incidência de fratura do parafuso (mas não do implante) e a formação de *gaps*. As conexões hexagonais apresentam uma pequena desadaptação nas margens (criação de espaço entre a prótese e o implante, propício para a colonização bacteriana), o que não ocorre com o cone Morse (cuja adaptação ocorre à distância do periimplante). Os implantes de HE apresentam maior facilidade para desadaptação da prótese pelo fato da altura do hexágono (0,7mm) e por apresentar uma conexão externa (VIGOLO et al., 2000; VIGOLO et al., 2005; MAEDA, 2006).

Segundo Haddad et al., (2008), de uma forma geral, pode-se dizer que o HE é extremamente versátil e que está indicado para quase todas as situações protéticas, entretanto, não significa que será a melhor distribuição do estresse.

Entretanto, para Tavares (2003), na conexão externa os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso.

Na conexão interna, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante (cerca de 2,5 mm), o que favorece a concentração da força na parte interna do implante ao redor igual à do tecido ósseo. Deste modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, criando uma menor tensão no parafuso e proporcionando uma melhor resistência às tensões cisalhantes na união.

As vantagens apresentadas por este sistema, quando comparado ao HE, são: é mais estável, o comprimento de união da prótese com o HI é maior e apresenta maior resistência a micromovimentos (HADDAD et. al, 2008).

Segundo Soares et al., (2007), a alta resistência mecânica é o ponto forte do hexágono interno. Esse modelo confere maior resistência de torque no momento de inserção do implante no alvéolo cirúrgico.

Contudo, para Tavares (2003), as forças laterais, quando aplicadas no implante de hexágono interno, são transmitidas diretamente às paredes do implante devido ao comprimento e ao íntimo contato com os hexágonos.

Bränemark (1983), afirmou sobre a resposta óssea relacionada com a passividade, que uma carga controlada é necessária para a estimulação de um remodelamento ósseo na interface com a superfície do implante e manutenção da os-

seointegração, possibilitando uma sequência apropriada dos eventos celulares/teciduais.

Goll (1991); Tan (1993); Hebel et al., (2000); Sahin e Çehreli (2001), afirmaram que o Assentamento Passivo é definido como uma estrutura metálica retida por implantes livres de tensão, promovendo a longo prazo o sucesso da reabilitação protética.

Já Yanase et al., (1994) e outros, usaram radiografias periapicais, frequentemente, para avaliar o ajuste da estrutura, especialmente com margens subgingivalmente localizadas. Estas radiografias devem ser tiradas tão perpendiculares quanto possível ao longo eixo da junção do implante-*abutment* para otimizar a acuidade.

Glumphy et al., (1998) e Burguete et al., (1994), afirmaram que o torque excessivo gera uma força no parafuso chamada pré-carga que é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga metálica, desenho da cabeça do parafuso e liga metálica do pilar. O coeficiente de fricção depende, por sua vez, da dureza do material das roscas, acabamento da superfície, quantidade e propriedades do lubrificante, e velocidade do apertamento.

A liga áurica permite uma pré-carga maior, provavelmente em função de um menor coeficiente de fricção, haja vista a maior maleabilidade das ligas áuricas em relação às de titânio (HENRY et al., 1996).

## 4 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste trabalho, foi possível concluir que:

- A reabilitação dentária, através de implantes osseointegrados, envolve a combinação entre as fases cirúrgicas e protéticas. Dentro do planejamento no procedimento cirúrgico, é importante determinar a posição da restauração final para que se faça um trabalho no sentido contrário, ou seja, o planejamento reverso, determinando a posição do implante através da forma final da prótese;
- Exames tomográficos são imprescindíveis em todos os casos dos mais simples aos mais complexos, através da visualização tridimensional;
- O sucesso do tratamento através de uma prótese implantos suportada depende da adaptação passiva entre implante e prótese;
- A escolha de próteses cimentadas ou parafusadas são opções conforme cada caso;
- O objetivo da moldagem é registrar precisamente a relação entre os implantes, de forma rígida e sem distorções. Mesmo com a opção em utilizar as várias técnicas existentes, não é evidente que possam provocar um assentamento livre de tensões;
- Um planejamento multidisciplinar deve ser feito para realização de uma reabilitação oral bem sucedida a longo prazo;
- A utilização de materiais odontológicos de qualidade é uma necessidade fundamental quando vislumbramos uma prática odontológica de qualidade superior.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARITA, César Augusto. Prótese sobre implantes no Segmento Posterior. **Implant News**, v. 3, n. 4, p. 336-343, 2006.

BECKER, Curtis M. et al. Guidelines for splinting implants. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 84, n. 2, p. 210-214, 2000.

BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

DARCYMAR, M. R.; ZARDO, C. M.; SOUZA NETO, J. **Odontologia estética e a prótese fixa dentogengival**. São Paulo: Artes Médicas 2003.

DIAS, R. P.; ATTA, M. T.; BROSCO, H. B. Avaliação das medidas lineares dos hexágonos de abutments unitários em sistemas de implantes com hexágono externo. **Rev. Dental Press Periodontal Implantol**. Maringá, v.1, n.4, p. 78-87, out./nov./dez., 2007.

GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: Part I - clinical procedures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis v. 66, n. 3, p. 377 - 384, Sept. 1991.

HADDAD, M. F. et al. Conceitos básicos para a reabilitação oral por meio de implantes ósseo integrados- Parte II: Influência da inclinação e do tipo de conexão. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v.29, n.2, p. 24-29, Julho/Dezembro, 2008.

HARIHARAN, R. M. D. S. et al. **Evaluation of Accuracy of Multiple Dental Implant Impressions Using Various Splinting Materials**. Vol. 25, Number 1, 2010.

HELLDEN, L. B.; DERAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 190- 196, 1998.

HERMANN, C. et al. **Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único**. RGO, Porto Alegre, v. 55, n. 2, p. 93-96, abr./jun, 2007.

INTURREGUI J. A., et al. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. **J Prosthet Dent**. 1993; 69:503-9.

KANY, J. Y. **Clinical Methods for evaluating implant framework fit**. J. Prosthet. Dent., v. 81, n. 1, p.7-13, 1999.

KNUDSON, R. C.; WILLIAMS, E. O.; KEMPLE, K. P. Implant transfer coping verification jig. **J. Prosthet. Dent., St. Louis**, v.61, n. 5, p.601 -602, May 1989.

MAZZONETTO, R. **Reconstruções em Implantodontia: Protocolos clínicos para o sucesso e previsibilidade**. 1ª Edição 2009, Nova Odessa SP- Brasil.

MISCH, Craig M. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: the denture conversion technique. **Journal of oral and maxillofacial surgery**, v. 62, p. 106-115, 2004.

MOY, Peter K.; LUNDGREN, Stefan; HOLMES, Ralph E. Maxillary sinus augmentation: histomorphometric analysis of graft materials for maxillary sinus floor augmentation. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 51, n. 8, p. 857-862, 1993.

NEBEL, K. S.; GALINDO, D.; GAJJAR, R. C. Implant position record and implant position cast: minimizing errors, procedures and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. **J. Prosthet. Dent., St. Louis**, v. 83, n. 1, p. 107 - 116, Jan. 2000.

PONTES, C. B. et al. **Planejamento no Posicionamento de Implantes Dentais e Plano de Tratamento na Reabilitação Protética**. BCI, Curitiba, v.9, n. 33, p.27-30, jan./mar., 2002.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 4, n. 3, p. 241 - 247, 1989.

RIEDY, S. J.; LANG, B. R.; LANG, B. E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 596 - 604, Dec. 1997.

SAHIN, Saime; ÇEHRELI, Murat C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant dentistry**, v. 10, n. 2, p. 85-92, 2001.

SANTOS, L. B. et al. Aspectos biomecânicos das próteses sobre implantes. **Odontologia. Clín.-Científ.**, Recife, 6 (1): 13-18, jan./mar., 2007.

SENDYK, Claudio; SENDYK, Wilson Roberto. Planejamento protético-cirúrgico em Implantodontia. **ImplantNews**, v. 3, n. 2, p. 124-34, 2006.

SILVA, M. M. et al. Impressions techniques for dental implants. **Rev. Odontol UNESP**. 2008; 37(4): 301-308.

SAHIN, S.; CEHRELI, M. C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 10, n. 2, p. 85 - 92, 2001.

TAHMASEB, A. et al., Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: An in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. **The International Journal of Oral & Maxillofacial prostheses**. Volume 25, Number 2, 2010.

TAN, K. B. et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 4, p. 346 - 363, 1993.

TODESCAN, F. F.; BECHELLI, A.; ROMANELLI, H. Implantodontia Contemporânea: Cirurgia e Prótese. **São Paulo: Editora Artes Médicas**, v. 167, p. 372, 2005.

VIGOLO, P. et al. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 92, nº 5, 2004.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, Lombard**, v. 15, n. 2, p. 209 - 218, 2000.

WOBETO, P. R. **Hexágono Interno x Hexágono Externo**. Dissertação (especialista em Implantodontia), Curitiba, Dezembro, 2003.