

Miguel Angel Jaimes Pérez

(Cirurgião-Dentista)

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM
IMPLANTES OSSEOINTEGRAVEIS COM DIFERENTES DESENHOS**

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica Área de Cirurgia e Traumatologia Buco - Maxilo - Faciais.

Orientador: Prof.Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa

Piracicaba - SP

2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

P415a Pérez, Miguel Angel Jaimes.
Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes osseointegráveis com diferentes desenhos. / Miguel Angel Jaimes Pérez. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: José Ricardo de Albergaria Barbosa.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implante dentário. 3. Implante dentário endoósseo. 4. Osseointegração I. Albergaria-Barbosa, José Ricardo de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Analyze fotoelastic the distribution of tensions in osseointegrables implants of different designs

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental implantation. 3. Dental implant endosseous. 4. Osseointegration

Área de Concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco - Maxilo - Faciais

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: José Ricardo de Albergaria Barbosa, Márcio de Moraes, Renato Mazzonetto, João Gualberto de Cerqueira Luz, Greison Rabelo de Oliveira

Data da Defesa: 16-04-2009

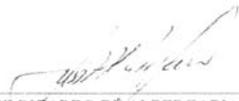
Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 16 de Abril de 2009, considerou o candidato MIGUEL ANGEL JAIMES PÉREZ aprovado.



PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA



PROF. DR. JOÃO GUALBERTO DE CERQUEIRA LUZ



PROF. DR. GREISON RABELO DE OLIVEIRA



PROF. DR. RENATO MAZZONETTO



PROF. DR. MARCIO DE MORAES

DEDICATÓRIA

Aos meus pais,

Francisco Miguel Jaimes Ochoa (*in memoriam*) e **Migdalia Noemí Pérez de Jaimes**, que sempre investiram e confiaram em mim, e que possibilitaram minha formação moral e profissional, não importando os obstáculos que a vida lhes trouxesse. Agradeço todo o amor, carinho e simplicidade com que ensinaram a mim e aos meus irmãos, através do exemplo de vida, honestidade e amor familiar.

Aos meus irmãos,

Francisco Miguel Tercero Jaimes Pérez e **Angel Francisco Jaimes Pérez**, que cresceram comigo, e hoje são motivo de muito orgulho pra mim, vê-los chegarem onde estão chegando. Muito obrigado pelo apoio incondicional em todos os momentos de minha vida.

A Rafaela,

A minha “*gordita*”, pelo amor, carinho, paciência, compreensão e apoio incondicional durante todos estes anos. Quero compartilhar este sonho e todos os demais junto a você, já que você é importante em minha vida. Obrigado de coração, por ter dado tanta felicidade a minha vida.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por ter me permitido o fôlego de vida. Por permitir-me conhecer pessoas bondosas, por estar ao meu lado a cada passo que dou sem importar os meus pensamentos abstratos em relação ao senhor. Obrigado, em especial pela vida concedida.

De forma especial ao meu orientador, **Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa**, pela confiança, incentivo, amizade, apoio e constante ajuda na minha passagem nesta instituição, mas, especialmente, pelo grande exemplo de vida cheio de êxito, carisma e felicidade, meu eterno agradecimento.

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas**, por todo o apoio e ajuda neste período de aprendizagem, pela infra-estrutura e acesso as informações para realizar minha formação profissional, também agradeço as pessoas que trabalham nesta digna instituição todos os dias para manter e melhorar o nível desta nossa casa de estudo. Ao **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, diretor desta faculdade, agradeço, todo o trabalho realizado nesta faculdade que ajuda a enriquecer nossa vida profissional.

À **Capes**, pela concessão de bolsa de estudos durante o meu Doutorado.

Ao **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior**, coordenador dos cursos de pós-graduação, pelas orientações, ajuda e serviço oferecido de forma incondicional nestes anos de estudo e especialmente pela qualidades como pessoa, meus agradecimentos e admiração.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, por fazer parte importante da minha formação profissional durante todos esses anos. Por seu apoio, incentivo, amizade

e pela transmissão de valiosos ensinamentos durante minha vida acadêmica, o meu eterno agradecimento.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazonetto**, pela qualidade de pessoa e profissional que sempre tem demonstrado, muito obrigado pela amizade e ensinamentos transmitido durante minha vida acadêmica.

Ao **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira** por sua vontade e capacidade de educar e transmitir valiosos ensinamentos. Pela oportunidade brindada durante todos estes anos de aprender junto a você.

A **Prof. Dra. Luciana Asprino** agradeço a valiosa ajuda na correção deste trabalho, na banca qualificadora.

Ao **Prof. Dr. João Sarmiento** por contribuir na melhora do trabalho através da correção do mesmo.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita** por ser parte da banca qualificadora contribuindo na melhora deste trabalho.

A minha "*Alma Matter*", **Universidade Rómulo Gallegos**, pela confiança e apoio para a realização de meus estudos profissionais. Fico eternamente agradecido pelos ensinamentos acadêmicos.

A **Érica, Raquel, Tatiane e Emilio**, da coordenadoria de pós-graduação em clínica odontológica, pela ajuda no meu período no Brasil, por ter sempre facilitado e ajudado em todos os trâmites e sobre tudo, pelo sorriso que sempre oferecem, além das informações e carisma em todo momento.

As empresas, **Serson Implant**®, **Emfils Colosso**® **Implantes Kopp**®, pela cessão dos implantes utilizados na pesquisa.

Aos meus amigos de turma, **Jaime, Fábio, Rafael, Adriano e Felipe** pela ajuda incondicional, confiança, amizade, sinceridade e experiências vividas durante este ciclo acadêmico. Vocês foram parte importante nas minhas atividades diárias. A ajuda de vocês foi fundamental para meu crescimento pessoal e profissional. Muito obrigado.

Aos meus amigos, **Eduardo, Leandro e Renato**, pela ajuda, paciência, e aprendizado que tive com vocês e pela amizade que compartilhamos. Agradeço sinceramente as muitas experiências que passamos juntos.

Aos meus amigos **Henrique, Heric, Mariana, Sérgio O, Érica, Sérgio M., José e Saulo**, pela amizade, carinho e respeito que sempre mostraram, pois vocês, além de serem amigos foram parte importante no meu desenvolvimento pessoal e profissional. Muito obrigado a vocês.

Às funcionárias da Área da Cirurgia, **Edilaine, Daiana, Angélica e Keila**, obrigado pela força para que as coisas decorressem bem no trabalho diário.

Aos meus “*hermanos*” **Eduardo, Jaime, Fábio, Sérgio e José**, por serem pessoas honradas, de confiança, com princípios fundamentados e sempre fiéis à amizade. Sempre poderão contar com seu “*hermano*” na Venezuela ou em qualquer lugar onde eu esteja. Obrigado pela amizade sincera, e espero que possamos continuar nossos sonhos e projetos em nossos países. Meus melhores desejos em sua vida.

Aos **pacientes**, pelo carinho e confiança depositada e por serem partícipes da minha formação.

A minha **família** na Venezuela, não existem palavras suficientes para descrever meus agradecimentos a vocês. A distância que nos separa temporariamente permite afiançar o respeito e admiração que sempre tenho por todos.

As minhas **cunhadas** Paulina e Milange e aos meus **sobrinhos**, Andrés Miguel, Angel Santiago, Miguel Ignacio, Isabella, espero poder conviver com vocês dentro de pouco tempo, pois vocês são parte importante da minha felicidade.

A meus **sogros**, Celso e Eliana agradeço muito sua hospitalidade e preocupação constante com nosso bem-estar, e a minha **cunhada** Grasiela e seus esposo Jean Carlos, pelos momentos compartilhados. Ainda teremos muitas oportunidades para compartilhar em nossas vidas.

A todos que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho: Muito Obrigado!

“O verdadeiro companheiro está amando todo o tempo e é um irmão nascido para quando há aflição”.

***Tradução de escrituras
Hebraico-Aramaicas.***

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar qualitativa e quantitativamente a distribuição das tensões geradas em modelos fotoelásticos após a aplicação de cargas verticais de 150N, em implantes osseointegráveis de diferentes desenhos. Foram selecionados 3 implantes: I.) Serson Implant 3,75 x 13 mm, Hexágono Externo; II.) Colosso RC 4,0 x 13 mm, Hexágono Interno; III.) Kopp 4,0 x 13 mm, Cone Morse. Para a análise da distribuição de tensões foram confeccionadas 3 hemimandíbulas em resina fotoelástica a partir da duplicação de três réplicas de hemimandíbulas humanas de poliuretano. Cada implante foi posicionado e fixado no interior da hemimandíbula fotoelástica na região do segundo pré-molar ausente. Através do polariscópio circular pertencente ao laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba FOP-UNICAMP, foi possível visualizar as franjas isocromáticas nos modelos. Na análise qualitativa foi observado o início da primeira franja e a distribuição das tensões quando aplicado 150N de carga. A análise quantitativa foi obtida através da fórmula da lei óptica das tensões, conhecendo a respectiva ordem de franja no ponto de interesse, a constante óptica do material e a espessura do modelo. Este cálculo permitiu conhecer a tensão cisalhante de cada implante. O implante cilíndrico Serson, H.E apresentou distribuição das tensões na região cervical, apical e média do implante com maior tensão cisalhante na região cervical, seguido pela região média e apical. O implante Colosso RC com H.I apresentou distribuição das tensões na região apical, cervical e média do implante com um padrão uniforme de tensões nas três regiões. O implante Kopp, com desenho cônico e C.M apresentou distribuição das tensões na região cervical, apical, e média do implante com maior concentração de tensão cisalhante na região apical, seguido pela região cervical e média conjuntamente. Baseado nos resultados e na metodologia empregada neste estudo conclui-se que os três desenhos de implantes apresentaram padrões diferentes de distribuição de tensões, observando-se menor concentração de

tensões nos implantes cônicos com conexões internas H.I e C.M. O implante cilíndrico com H.E apresentou maior concentração de tensão.

Palavras-chave: Implante dentário; Implante dentário endoósseo; Osseointegração.

ABSTRACT

This study qualitatively and quantitatively analyze the distribution of tensions generated in fotoelastic models after the application of vertical loads of 150N in osseointegrables implants of different designs. We selected 3 implants: I.) Serson Implant 3.75 x 13 mm, External Hexagon II.) Colosso RC 4.0 x 13 mm, Internal Hexagon, III.) Kopp 4.0 x 13 mm, Morse Cone. For the analysis of the distribution of tensions, 3 hemimandibles using fotoelastic resin from the duplication of three replics of human hemimandibles of polyurethane were made. Each implant was placed and fixed inside the fotoelastic hemimandibles in the region where the second pre-molar was absent. Through a circular polariscope belonging to the Dental Materials, School of Dentistry of Piracicaba (FOP – UNICAMP) laboratory was able to see the isochromatics fringes in the models. In the qualitative analysis was observed the beginning of the first fringe and the distribution of the tensions when was applied a load of 150N. A quantitative analysis was obtained through the optical formula law of the tensions, knowing the order of fringe at the point of interest, an optical constant of the material and the thickness of the model. This calculation allowed to know the cisalhante shear of each implant. The cylindrical implant Serson HE showed distribution of the tensions in the cervical, middle and apical region of the implant with great tension shear in the cervical, followed by middle and apical region. The implant Colosso RC with HI showed distribution of the tensions in the apical, cervical and middle region of the implant with a uniform pattern of the tensions in these three regions. The implant Kopp with conic design and CM showed distribution of the tensions in the cervical, apical, and middle region of the implant with great concentration of the tension shear in the apical region, followed by cervical and middle together. Based on the results and methodology used in this study, we concluded that the three designs of implants showed different patterns of distribution of the tensions, with less concentration of the tensions in the conical implants with internal connections HI and CM. The cylindrical implant with HE showed higher concentration of the tension.

Keywords: Dental implantation; Dental implant endosseous; Osseointegration.

SUMÁRIO

1	Introdução	01
2	Revisão da Literatura	04
2.1	Desenvolvimento dos Implantes Dentais	04
2.2	Macroestrutura dos Implantes Dentais	08
2.3	Biomecânica	11
2.4	Fotoelasticidade	14
2.5	Tipos de Polariscópio – Componentes Básicos	18
2.6	Fotoelasticidade e Implantes	24
3	Proposição	30
4	Materiais e Método	31
4.1	Seleção dos Implantes	31
4.2	Análise Fotoelástica	32
5	Resultados	46
5.1	Análise Qualitativa e Quantitativa da Distribuição De Tensões	46
6	Discussão	58
7	Conclusão	64
	Referências	65

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral com implantes dentários melhorou a qualidade de vida de milhares de pacientes nas últimas quatro décadas. Estima-se que os implantes dentais atinjam atualmente taxas de sucesso próximas de 96 %. Os trabalhos de Tseng *et al.*(2009), Buser *et al.*(1991), confirmaram esses altos índices de sucesso a longo prazo com a utilização de implantes osseointegráveis no tratamento de pacientes totalmente edêntulos.

No entanto, têm-se observado que fatores como o planejamento cirúrgico, a execução de uma técnica cirúrgica traumática, a biocompatibilidade, o desenho do implante e suas características de superfície, assim como as condições do leito receptor, podem interferir no sucesso da osseointegração dos implantes (Lavelle, 1981; Cheroudi *et al.*, 1992; Boyne & Herford, 1994). Respeitadas as condições da técnica cirúrgica e a saúde do tecido ósseo hospedeiro, fica claro que existem condições específicas do implante que determinam seu sucesso ou insucesso, entre elas está o desenho (Kasemo, 1983).

Um sistema de implante é caracterizado por suas macro e microestruturas, propriedades intrínsecas, tipo de conexão implante-intermediário, presença ou ausência de espiras, desenhos espirais, micro arquitetura da superfície e composição química. Estes são desenhados visando conseguir o sucesso clínico e, para que se obtenha um protótipo ideal de implante, devem-se responder as dúvidas existentes sobre qual é a intensidade de transferência do estresse aos tecidos biológicos e as respostas destes tecidos frente a este estresse (Torezan, 1998). Por tal motivo, os princípios biomecânicos são relevantes no desenho e padronização dos implantes (Brunski, 1988).

A biomecânica de um implante é diferente daquela de um dente natural pois este é circundado por ligamentos periodontais. A possibilidade de transferir carga

excessiva ao implante e deste ao osso adjacente pode acabar ultrapassando o limite fisiológico e provocar a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998). Devido a esta função dos implantes de transferir cargas oclusais aos tecidos biológicos, o objetivo dos desenhos funcionais é direcionar estas cargas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses suportadas por esses implantes. Entretanto, não é fácil quantificar a intensidade de força que pode levar a sobrecarga, pois a capacidade óssea individual de suportar forças apresenta uma grande variabilidade (Markarian, 2005).

Na atualidade diversas pesquisas tem surgido em relação ao desenho dos implantes dentários, especificamente no desenvolvimento de substâncias que melhoram a resposta óssea, a determinação da superfície ideal dos implantes dentários, nas alterações da geometria externa dos implantes, incluindo as dimensões das roscas e o desenho dos encaixes entre o implante e o pilar que sustenta a prótese. Esta última área de pesquisa busca um desenho mais favorável para a distribuição das tensões produzidas pelo contato dentário, e a otimização da adaptação entre o pilar e o implante, reduzindo as tensões e diminuindo a colonização bacteriana na interface implante – componente protético.

Algumas inovações introduzidas nos implantes dentais e nos componentes de próteses produziram resultados significativos, como os apresentados por Norton em 1998, avaliando implantes dentários com conector cônico do pilar ao implante, onde foi observada menor perda óssea em relação ao hexágono externo.

Binon (2000) constatou que no mercado americano existiam disponíveis mais de 90 desenhos de implantes, existindo 1363 opções com variações entre altura e diâmetro. Com relação ao tipo de conexão do implante existiam disponíveis mais de 40 desenhos, com um total de 72 plataformas de implantes,

em um universo de mais de 1500 opções de pilares. O autor enfatiza que a alteração do desenho dos implantes dentários deve-se a necessidade de simplificar o procedimento cirúrgico, aumentar a previsibilidade de sucesso em osso de baixa qualidade, possibilitar a instalação imediata do implante, melhorar a distribuição das tensões, melhorar a estabilidade e o interesse comercial por encontrar uma imagem de marca diferenciadora.

Segundo Taylor (2003) e Binon (2000) as vendas de implantes anuais no mercado americano somam 300 milhões de dólares e existem em todo o mundo cerca de 100 a 125 empresas. O mercado de implantes brasileiro acompanha as tendências internacionais e fabrica implantes parecidos com as dos sistemas com sucesso internacional (Bernardes, 2006). No momento são ofertados no mercado brasileiro implantes com diferentes desenhos estruturais, entretanto as modificações no desenho devem estar baseadas em métodos científicos, Bernardes *et al.* (2006).

Portanto, estudos laboratoriais são de extrema importância para analisarmos situações clínicas. Na odontologia, a análise de tensões fotoelástica tem sido amplamente utilizada, permitindo a avaliação global do estado de tensões de um determinado componente. Com o intuito de obter dados para a compreensão dos diferentes desenhos propostos para a reabilitação oral com próteses sobre implantes, este estudo teve como objetivo analisar qualitativamente e quantitativamente a distribuição das tensões geradas nos modelos fotoelásticos após a aplicação de cargas verticais de 150N, em implantes cilíndricos com diferentes junções protéticas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Desenvolvimento dos Implantes Dentais

Desde os primórdios, o homem sempre se preocupou em ter uma arcada dentária completa e saudável, por representar saúde e beleza em algumas culturas antigas e outras atuais. Diante da ausência de algum elemento dentário, ocorreu a necessidade da reabilitação bucal, para devolver tanto a função como a estética, Dosualdo & Agostinho (2007).

O primeiro registro de patente de um implante dental é de Edwin J.Greenfield em 1901, feito em Kansas, E.U.A; apresentando uma arquitetura em forma de cesto cilíndrico (Serson, 1985). Curiosamente, o implante apresentava algumas características bastante utilizadas atualmente. Este possuía dois corpos, instalados em dois momentos distintos, e a prótese sobre ele era instalada somente depois da fixação do implante pelo osso neoformado no seu interior. Embora engenhoso, o implante patenteado por Greenfield estava destinado ao fracasso, pois não era biocompatível.

O conceito de biocompatibilidade teve origem a partir do trabalho de Venable *et al.*, em 1937, onde relataram a ação eletrolítica dos metais na intimidade tecidual. Hoje, a biocompatibilidade do material utilizado na confecção de um implante é a primeira condição a ser respeitada para o início de uma implantação bem sucedida, Dosualdo & Agostinho (2007).

Os Irmãos Strock (1939) utilizaram implantes de vitalium em forma de parafuso como material capaz de substituir dentes ausentes. O estudo, realizado em cães e humanos, concluiu que implantes dentários compostos deste material poderiam sustentar próteses e substituir, temporariamente, dentes ausentes, Dosualdo & Agostinho (2007).

Conforme relatado por Ceschin (1984), Salvatore Formiggini, por volta de 1940, extraiu um canino infectado, curetou o alvéolo e o protegeu com gaze iodoformada. Meses após, observou-se o envolvimento quase completo da gaze por tecido cicatricial, cuja remoção necessitou de intervenção cirúrgica. Ocorreu-lhe então a idéia de criar, com um material biocompatível, um dispositivo espiralado que, instalado em um alvéolo fresco obtivesse, após seu preenchimento por osso, o seu envolvimento por tecido cicatricial, viabilizando a criação de um pilar intrabucal para suporte de prótese (Implante Espiral de Formiggini).

Um dos implantes instalados por Formiggini fraturou na porção cervical, sendo removido e submetido a um exame histológico diagnosticando o tecido como conjuntivo fibroso. Admitiu-se, a partir de então, um dos mais duradouros dogmas da implantodontia: ao se instalar um implante metálico no interior do osso, ele seria envolvido por tecido conjuntivo fibroso denso.

Cherchève (1955), citado por Ceschin (1984), modificou o desenho original do implante de Formiggini. Confeccionou as espirais mais próximas entre si, aumentou o comprimento da haste do implante e a fortaleceu, fazendo-a mais espessa. Os implantes de Cherchève e de Formiggini somente podiam ser instalados em alvéolos frescos ou alvéolos cirurgicamente confeccionados, prejudicando a obtenção de uma boa estabilidade inicial, fator indispensável na implantodontia atual.

Segundo Ceschin (1984), em 1962, Cherchève desenhou o implante com espiral de hélices duplas, ao mesmo tempo em que criou brocas especiais para a confecção precisa do alvéolo artificial e instrumental próprio para a instalação delicada do implante ao osso, conseguindo estabilidade inicial não vista até então.

Scialom (1965) foi o pioneiro na utilização de um implante em tripé (implante agulhado), sendo que estas se juntavam para suportar a prótese. Linkow em 1966 desenvolveu o implante em forma de lâmina feito de cromo, níquel e vanádio sem auxílio de retalhos cirúrgicos (trans-mucosos). O uso destas laminas foi comum, apresentando, posteriormente, problemas relacionados com a rápida absorção óssea e inflamação do tecido mole (Kapur, 1980). A porcentagem de sucesso em cinco anos variou de 55% (Cranin *et al.*, 1977) a 42 a 66 % (Smithloff & Fritz, 1976), com porcentagem de sucesso em 10 anos menor que 50%. Albrektsson *et al.* (1986) definiram que os implantes laminados não apresentavam sucesso clínico.

Em 1969, Branemark *et al.*, iniciaram a divulgação dos resultados de seus estudos de ancoragem óssea de próteses utilizando implantes de titânio, inicialmente realizados em cães. Este mesmo autor em 1977, publicou um dos trabalhos pioneiros aumentando a credibilidade dos implantes osseointegrados apresentando resultados de 10 anos de acompanhamento de pacientes que receberam próteses totais implantossuportadas, mostrando índices de sucessos em relação a estabilidade. Observou-se então que era possível a osseointegração, isto é, a conexão direta entre o osso e a superfície do implante quando submetido a carga funcional. Esse termo passou por algumas modificações e mais tarde, em 1991, Zarb & Albrektsson redefiniriam a osseointegração como sendo a fixação rígida e assintomática entre o tecido ósseo e o implante, estando este em função.

Ao fazerem uso da osseointegração na clínica odontológica, Branemark & Zarb (1985) consideraram que a necessidade do osso preparado para alojar o implante fosse danificado o mínimo possível, removendo o menor volume de tecido para manter sua topografia a mais intacta possível. Com isso, a extirpação de um implante em caso de falha na osseointegração não prejudicasse a anatomia original, sendo o espaço anteriormente ocupado pelo implante extraído preenchido por novo osso e a topografia, bem como a condição óssea pré-operatória,

restabelecida. Se a osseointegração não ocorresse e o implante tivesse que ser removido ou se o paciente desejasse voltar a usar uma prótese convencional, seria importante que sua anatomia óssea fosse a mesma que possuía antes da instalação dos implantes. Para atender essas considerações, uma forma básica de implante precisou ser desenvolvida.

Os implantes elaborados por Branemark & Zarb (1985), apresentavam hexágono externo e um desenho com forma de parafuso, em titânio puro com um diâmetro de 3,75mm e comprimentos que variavam de 7,0 mm a 18,0mm. Estes implantes possuíam algumas secções cortantes, destinadas a abrir caminho no osso e alojar as esquirolas ósseas oriundas do osso cortado pelo implante. Uma perfuração apical axial comunicava-se com uma perfuração transversal e o coágulo sanguíneo ali alojado era convertido em osso após o reparo e melhorava o travamento mecânico apical do implante. O implante possuía ainda um hexágono externo, com 2,4mm de largura e 0,7 mm de altura, destinado ao acoplamento dos instrumentos e conectores protéticos.

Segundo Dosualdo & Agostinho (2007), ao início dos anos 70, o Prof. André Schröder, chefe do departamento de dentística operatória, da Universidade de Berna, Suíça, estabeleceu uma estreita colaboração com o Instituto Straumann, de Waldenburg, através do Dr. Reinhard Straumann em Suíça, uma empresa privada especializada em pesquisa nas áreas de Física, Metalúrgica e Ortopedia, objetivando estudar as necessidades e problemas relacionados à implantologia oral. Os projetos de pesquisa elaborados pelo grupo foram orientados para o desenvolvimento de um sistema simples, versátil e com alta previsibilidade de sucessos.

Schröder e colaboradores desenvolveram uma abordagem única para a obtenção da anquilose funcional, através do desenvolvimento do Sistema ITI de Implantes. Esse grupo tinha como objetivo a simplificação dos aspectos cirúrgicos

e restauradores no tratamento com implantes dentários para pacientes e profissionais. Nessa seqüência, o grupo finalmente se concentrou nos problemas específicos de desenho e biomecânica dos implantes dentários e clinicamente na definição de indicações e aplicabilidade de técnicas cirúrgicas. A forma de cilindro oco foi escolhida como a forma básica do desenho, sendo que a geometria do implante e de todas as variantes era tal, que mesmo as cargas funcionais altas poderiam ser transmitidas ao osso, sem gerar picos locais de concentração de força (Schröder & Sutter, 1996).

Os primeiros implantes de parafuso oco e de cilindro oco de 5,5 mm tinham perfurações características nas paredes do cilindro e uma outra fileira de perfurações dispostas em ângulo, na região do ombro. O ombro do implante foi desenhado com uma secção transversal menor possível, para que o osso crescesse sobre o mesmo, mas com resistência suficiente para suportar as forças mecânicas que eram transmitidas Dosualdo & Agostinho (2007).

Vários tipos de implantes foram desenvolvidos com o intuito de solucionar as dificuldades encontradas em mandíbulas, principalmente em regiões posteriores, onde são encontradas diferentes larguras da crista óssea e de profundidade do canal mandibular.

2.2 Macroestrutura dos Implantes Endósseos

Além de alcançar sucesso na osseointegração, existe também uma grande preocupação em obter êxito nas reabilitações sobre os implantes principalmente em locais que apresentaram condições desfavoráveis. Para isso, regiões com defeitos em tecidos duros e moles, necessitam de implantes com desenhos especializados. O desenho dos implantes osseointegráveis tem sido modificado continuamente nos últimos anos com o objetivo de adaptar e melhorar os

procedimentos clínicos e devido ao interesse comercial de encontrar uma imagem de marca diferenciadora Binon 2000.

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

O hexágono externo dos implantes originais foi desenvolvido com objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica dos implantes osseointegrados. Inicialmente, a única forma de tratamento protético sobre os implantes eram as próteses totais fixas e as conexões não tinham a finalidade anti-rotacional. Com o aumento da aplicabilidade dos implantes orais para restaurações unitárias, as conexões passaram a desenvolver outro papel, o de impedir a rotação da prótese. Isso estimulou os fabricantes a desenvolver parafusos que suportem torques mais elevados a alterar o tipo de material do parafuso, e aumentar a precisão na conexão do hexágono além de criar novos desenhos de interface pilar /implante.

Binon 2000 e Finger 2003 relatam a existência de 20 diferentes tipos de junções pilar/implante no mercado norte-americano. Entre as várias conexões existentes, as internas segundo alguns autores, seriam uma evolução do hexágono externo tradicional e teriam algumas vantagens sobre ele, como evitar o afrouxamento, evitar fraturas de parafusos e absorver melhor as cargas externas. Seu desenho possibilitaria distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes em relação às fixações com hexágono externo, diminuindo as tensões sobre a crista óssea.

Albrektsson *et al.*, em 1986, afirmaram que a osseointegração de uma implante depende de uma relação entre vários fatores e de uma equação que inclui: biocompatibilidade do material do implante, natureza macroscópica do implante (desenho), natureza microscópica da sua superfície, estado do leito

ósseo, técnica cirúrgica, imperturbável fase da cura da ferida, componente protético e momento do seu carregamento.

Dentre as características macroscópicas do implante o tipo da interface protética, a presença ou ausência de espiras, macro irregularidades adicionais e a forma/contorno são os aspectos mais importantes do desenho do implante.

A interface protética representa o meio pelo qual a supra-estrutura ou o pilar protético é conectado ao corpo do implante podendo ser externa ou interna. O tipo externo mais comum é o hexagonal. Sendo que o interno inclui o hexágono interno, o Cone Morse e o octógono interno. Binon 2000 e Finger 2003 relatam a existência de 20 tipos diferentes de junções pilar-implante no mercado norte-americano.

Dosualdo & Agostinho (2007) relatam que a conexão Cone Morse de retenção foi avaliada e introduzida ao sistema de implantes da ITI. Essa configuração possibilitou uma grande precisão de adaptação entre as peças e um aumento da proteção contra o afrouxamento dos componentes protéticos devido ao contato íntimo entre a superfície interna do implante e a superfície externa do pilar em um ângulo de oito graus.

Franz Sutter, *et.al* (1993) apresentou o Cone Morse a implantodontia, que consistia em um sistema de travamento por fricção similar ao Cone Morse usado na engenharia mecânica, no qual qualquer encaixe cônico entre superfícies metálicas com um ângulo menor ou igual a 8° criava um travamento por assentamento sobre fricção, conceito que foi apoiado no fato de o torque de afrouxamento da interface cone parafuso ser 7 a 24 % maior que o torque de aperto, na primeira inserção, quando comparado com uma conexão retida por parafusos simples, no qual o torque de afrouxamento é cerca de 10% menor que o torque de aperto.

O sistema de conexão Cone Morse foi possível com a modificação do desenho cilíndrico da porção trans-mucosa do implante de uma parte, para um desenho em forma de cálice, nos implantes de duas partes, aumentando o diâmetro interno do implante para a conexão do componente protético. A conexão entre o pilar protético e o implante por meio do sistema de cone morse é utilizado ate hoje dentro do conceito da ITI de implantes dentários. (Dosualdo & Agostinho 2007)

Os implantes endósseos são caracterizados também pela presença ou não de roscas. O formato das roscas dos implantes é basicamente em “v”, quadrada e arredondada, sendo estas utilizadas para maximizar o contato inicial, aumentando a estabilidade e ampliando a área de superfície do implante, resultando no favorecimento das dissipações das tensões.

Alguns fabricantes de implantes introduziram os conceitos de rosca dupla e tripla visando aumentar a estabilidade inicial e aumentar o torque para sua colocação. A incorporação de fatores adicionais tem sido utilizada pelas empresas para acentuar ou substituir os efeitos das roscas, destacando-se dentre eles perfurações de varias formas e dimensões, escapes, saliências, sulcos e endentações. O implante pode ser ainda, maciço ou oco, cilíndrico, cônico ou escalonado com forma apical plana, arredondada ou afilada (Sykaras *et al.*, 2000).

2.3 Biomecânica

A biomecânica é uma disciplina da bioengenharia que associa os estudos do campo biológico da medicina e da odontologia com os da engenharia mecânica permitindo, desta forma, o aprofundamento científico relativo às respostas teciduais à aplicação de forças, relacionando diretamente estrutura e função (Mandia *et al.*, 2007).

O comportamento biomecânico dos implantes dentários e os fenômenos que ocorrem pelo contato de um material metálico, como o titânio, com o tecido ósseo, responsável pela absorção das tensões geradas na mastigação, são determinantes para a previsibilidade das reabilitações realizadas.

Branemark *et al.*(1997) estudaram biomecanicamente a osseointegração por meio de testes de torção e arrancamento (pull-out), instalando os implantes de titânio (2,0 mm diâmetro) na tíbia dos ratos machos da raça Sprague-Dawley, sacrificando os mesmos para os testes mecânicos e avaliação histológica logo após a instalação, duas, quatro, oito e 16 semanas após instalação. Os autores concluíram que a força biomecânica teve um grande aumento nas primeiras quatro semanas após a instalação dos implantes havendo um grande aumento no volume ósseo ao redor desses implantes.

O comportamento biomecânico dos implantes endósseos difere dos dentes naturais, pois, por serem mais rígidos e não possuírem ligamento periodontal, acabam transmitindo maiores cargas ao osso adjacente (Bidez & Misch,1992).

Yoshida *et al.* (2001) realizaram uma medida em vivo do modulo de elasticidade do ligamento periodontal humano, por meio de medidas de deslocamento em função da força aplicada. Afirmaram que o ligamento periodontal funciona como um absorvedor de choques durante a mastigação, além de fornecer reações celulares para o remodelamento ósseo.

O implante deve ser capaz de suportar forças oclusais e dissipá-las para o osso adjacente, seguindo uma orientação e magnitude corretas a fim de manter o tecido em um estado fisiológico ideal. A habilidade do implante para transmitir essas forças é, em grande parte, dependente da formação de uma interface osseointegrada que estabiliza o implante em curto período de tempo pós-operatório (3 a 6 meses) (Könönen *et al.*, 1992).

A densidade óssea inicial não apenas fornece a imobilização mecânica do implante, mas também permite a distribuição e transmissão dos estresses da prótese para a interface implante-osso após a osseointegração. A distribuição mecânica do estresse ocorre primeiramente na região de contato com o implante. Quanto menor a área de contato do osso ao corpo do implante, maior o estresse geral (Misch, 2006).

O tipo de carga aplicada sobre o implante pode influenciar o padrão de tensão transmitido, ou seja, o excesso de cargas oclusais dinâmicas pode levar a uma rarefação óssea ao redor da região cervical característica de um defeito com forma de cratera (Balfour, 1995; Alkan, 2004). Hoshaw *et al.*, em 1994, observaram que a sobrecarga nos implantes leva a um aumento na reabsorção ao redor do pescoço e uma diminuição no percentual de osso mineralizado na região cortical.

Papavasilou *et al.* (1996) observaram que a quantidade de tensão localizada na região cervical é sempre maior que na região apical do implante em quaisquer condições. Em concordância, Duyck *et al.* (2001) demonstraram que o estresse se concentrava na região cervical devido a rígida união entre osso e implante. O módulo de elasticidade do osso cortical é maior que do osso esponjoso e por esta razão ele é mais forte e mais resistente às deformações (Bakaeen *et al.*, 2001).

Segundo Deines *et al.*, (1993) fatores como a concentração e magnitude do estresse estão sujeitos a algumas variáveis como: dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir as cargas, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

A oclusão é um fator importante na determinação da direção da carga. Forças compressivas devem ser as predominantes na oclusão das próteses sobre implantes, pois são menos nocivas que as forças de tensão. O osso cortical é mais resistente à compressão (Bidez & Misch, 1992).

As características da superfície de um implante são fundamentais também para o sucesso em curto e longo prazo. Os parâmetros-chaves para avaliação do material e superfície dos implantes são as tensões de superfície, as composições químicas e estabilidade, a espessura da cobertura da superfície e a resistência à corrosão (Hulth, 1980; Kasemo, 1983; Pierri, 1992).

O tipo de superfície dos implantes, rugosa ou lisa, irá influenciar no mecanismo de osseointegração dos implantes. Em função disto, têm-se realizado trabalhos com a finalidade de obter uma superfície ideal que favoreça o mecanismo de osseointegração sem modificar os tecidos adjacentes ou promover reações tipo corpo estranho. Alguns fabricantes dos implantes usados atualmente realizam o tratamento de suas superfícies através de mecanismos diversos como o plasma spray de titânio, condicionamento ácido de superfície, jateamento, aumento da rugosidade superficial usando-se laser ou aplicação de revestimentos de hidroxiapatita (Spiekermann *et al.*, 2000).

O sucesso dos implantes osseointegrados está intimamente relacionado às características de suas superfícies. Por esta razão, várias técnicas de tratamentos de superfície têm sido estudadas e aplicadas para obter uma maior adesão ao tecido ósseo. Algumas técnicas comumente utilizadas com esta finalidade incluem aumento da rugosidade, procedimentos de limpeza e tratamentos através da cobertura com materiais como a hidroxiapatita (Baier *et al.*, 1984; Kasemo & Lausmaa, 1986; Wagner, 1992; Ling & Gillins, 1995; Wong *et al.*, 1995).

2.4 Fotoelasticidade

Existem vários métodos possíveis para a determinação qualitativa e quantitativa das distribuições de tensões em componentes ou estruturas (Alvarez e Strohaecker, 1998; Kinomoto & Torri, 1998). Entre eles podem-se citar os

métodos numéricos como elementos finitos e os métodos experimentais tais como extensimetria e fotoelasticidade (Alvarez & Strohaecker, 1998).

Campos *et al.*, em 1986, relataram que a técnica fotoelástica consiste na produção, sob luz polarizada, de faixas coloridas (concentrações de tensão) no interior de materiais transparentes submetidos à forças externas. Esses efeitos da fotoelasticidade em certos materiais foram observados primeiramente por David Brewster em 1912 quando este realizou pesquisas de propriedades ativas de alguns materiais sólidos e transparentes. Observou que sólidos com características isotrópicas, quando submetidos a esforços se transformavam em anisotrópicos e que o grau de anisotropia era proporcional a magnitude de deformação do material (Abdu, 1994; Alvarez e Strohaecker, 1998; Anderson *et al.*, 2006)

Posteriormente esse fenômeno começou a ser estudado como método de pesquisa para situações onde exige conhecimento do espectro de distribuição de forças sendo que a partir dos anos 60, com o avanço na confecção de resinas sintéticas, esse método passou a ser usado em vários segmentos industriais (Campos *et al.*, em 1986). O autor cita que no método fotoelástico é possível uma visualização conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídas a partir de dados numéricos.

O nome de fotoelasticidade reflete a natureza do método, onde foto implica uso de luz e técnicas óticas, enquanto elasticidade relaciona-se com o estudo de tensões e deformações em corpos elásticos (Doyle & Phillips, 1978; Araújo, 2006). Portanto, esta é a ciência que estuda os efeitos físicos sobre corpos, devido à ação de tensões/deformações, usando-se a luz polarizada, particularmente útil

para estudos em partes com formas complicadas e com distribuição complexa de cargas ou ambas (Doyle & Phillips, 1978; Abdu, 1994; Rubo & Souza, 2001).

O método fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, permitindo uma percepção geral sobre o comportamento das tensões. Nessa técnica observa-se a localização das tensões dentro de um modelo experimental através de franjas de diferentes colorações. Pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força comparando-se as tensões observadas com a área livre de tensão. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de stress; e quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de stress (French et al., 1989). Entretanto, modelos mais complexos com diferenças de densidade na estrutura de ancoragem (resina fotoelástica) ou em outros elementos do modelo são difíceis de obter (Rubo & Souza, 2001).

2.4.1 Fotoelasticidade de Transmissão Plana

Pode ser aplicado em qualquer estado de tensão, porém pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões, que requer da confecção de modelos planos, feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares, possuindo certas propriedades óticas. A propriedade ótica fundamental é que os materiais possuam dupla refração temporária ou anisotropia ótica, quando submetidos a estados de tensões/deformações.

Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simular as reais, são aplicadas no modelo. Utilizando-se uma fonte de luz branca, os efeitos óticos se manifestam como bandas coloridas (eucromáticas), cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos óticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem um número de ordem em um ponto, dependendo da intensidade de carga (Gomide, 1990).

2.4.2 Fotoelasticidade Tridimensional

A partir da década de 40, a fotoelasticidade começou a ser aplicada em problemas tridimensionais. Vários polímeros, quando carregados sob altas temperaturas e em seguida resfriado, retém a configuração das franjas como se ainda estivessem em regime elástico. Este processo é denominado de congelamento de tensões/deformações (Gomide,1990; Abdu,1994; Araújo, 2006).

Estes polímeros são compostos de longas cadeias de moléculas de hidrocarbonetos. Algumas destas cadeias moleculares são interligadas por uma malha de ligações primárias, enquanto grande parte desta estrutura tem ligações mais fracas através de cadeias secundárias.

Quando o polímero está a temperatura ambiente as duas cadeias atuam para resistir as deformações devido às cargas aplicadas. Desta forma, ao aumentar a temperatura e atingir um determinado valor, conhecido como temperatura crítica do polímero, as cadeias secundárias se rompem e as ligações primárias suportam sozinhas as cargas aplicadas. Uma vez que as ligações secundárias constituem a maior parte das ligações do polímero, as deformações sofridas e a temperatura crítica são grandes, porém elásticas.

Se o polímero for resfriado a temperatura ambiente, com a carga aplicada no modelo, as ligações secundárias são recuperadas entre as cadeias primárias alongadas, mantendo estas na posição deformada. Mediante a remoção da carga as ligações secundárias relaxam modestamente, de tal forma que a maior porção da deformação não é restabelecida. Como as deformações ficam "congeladas" em uma escala molecular, as tensões/deformações e a conseqüente resposta ótica ficam fixas em qualquer secção, por menor que seja cortada no modelo tridimensional (Gomide,1990).

2.4.3 Fotoelasticidade de reflexão

Este método representa uma extensão dos procedimentos da fotoelasticidade de transmissão aplicada na determinação das deformidades em superfícies opacas, planas e tridimensionais (Gomide, 1990). Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformação elástica ou plástica, assim como em problemas envolvendo materiais anisotrópicos (Araújo, 2006). Consiste em colar na superfície da peça ou estrutura a ser analisada uma placa fina de material fotoelástico, usando uma cola apropriada capaz de produzir uma superfície reflexiva na interface – espécime/camada. No caso de superfícies curvas ou irregulares, os materiais para a fotoelasticidade de reflexão podem ser moldados sobre essas superfícies - antes de sua cura ou polimerização seja completa - e posteriormente colados. Quando o protótipo é carregado, as deformações na sua superfície são transmitidas para o material, produzindo os mesmos efeitos óticos mencionados. Estes parâmetros óticos que são relacionados com a diferenças das deformações principais na camada fotoelástica podem ser observados em um equipamento denominado de polariscópio por reflexão (Gomide,1990; Abdu,1994).

2.5 Tipos de Polariscópio – Componentes Básicos

O polariscópio de transmissão é um sistema constituído por um conjunto de elementos óticos que tem por função transmitir luz polarizada (Faria, 1996; Alvarez e Strohaecher, 1998). A vibração associada á luz é perpendicular á direção de propagação de uma fonte de luz que emite ondas contendo vibrações transversais a direção de propagação. Com a introdução de um filtro polarizador no caminho das ondas de luz, somente um componente dessas vibrações será transmitido (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se outro filtro polarizador for colocado em sua trajetória, pode se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópio estiverem perpendicular entre si (Bernardes et al.,2003).

Ao realizar a análise de tensão três tipos de polariscópios podem ser utilizados, o plano, circular e reflexão. O tipo de cada polariscópio tem origem no estado de polarização de luz empregada em seu funcionamento (Alvarez e Strohaecher, 1998; Ferreira Junior, 2003).

Há alguns componentes básicos que todo polariscópio de transmissão devem ter, que são: fonte de luz e dois polarizadores planos. A fonte de luz pode ser obtida a partir de uma lâmpada fluorescente (policromática). É indicada quando se trabalha com compensadores, pois é necessário um padrão de franjas coloridas. Outras lâmpadas podem ser utilizadas, como por exemplo, a lâmpada de filamento, onde o espectro será contínuo. As fontes monocromáticas também podem ser utilizadas a partir da utilização de filtros ou de lâmpadas próprias como as de sódio (Faria, 1996).

2.5.1 Polariscópio circular

O polariscópio circular é composto por uma fonte luminosa, um difusor de luz e quatro filtros ópticos, sendo que estes filtros são um filtro polarizador, dois filtros de $\frac{1}{4}$ de onda e um filtro analisador. O sistema contém também um mecanismo de aplicação de forças em um aquário contendo óleo mineral.

O filtro polarizador seleciona as ondas da luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem dos impulsos com apenas plano de orientação. A seguir, a luz atravessa um filtro de $\frac{1}{4}$ de onda, que retarda a transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo de prova a luz pode sofrer modificações em sua trajetória, caso houver tensões sendo aplicadas no modelo. Em seguida a luz passa pelo segundo filtro de $\frac{1}{4}$ de onda. Este segundo filtro neutraliza a circularização da luz obtida pelo primeiro filtro de um filtro de $\frac{1}{4}$ de onda,

resultando em uma luz linearmente polarizada. O ultimo filtro analisador é responsável pela extinção da luz (Ferreira Jr, 2003).

Na configuração do campo escuro o polarizador e o analisador são angulados em 90° , o que extingue a transmissão da luz, tornando escuro o fundo da imagem obtida. Na configuração de campo claro, os filtros polarizadores são orientados paralelamente, o que torna o fundo claro.

A metodologia de polarização circular difere da polarização linear da luz, que não utiliza os filtros de $\frac{1}{4}$ de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas (acinzentadas e negras), que se sobrepõem as isocromáticas (coloridas), resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências (Markarian, 2005). Durante o teste, o modelo permanece imerso em óleo mineral, aumentando sua translucidez e melhorando os resultados (Federick; Caputo, 1996).

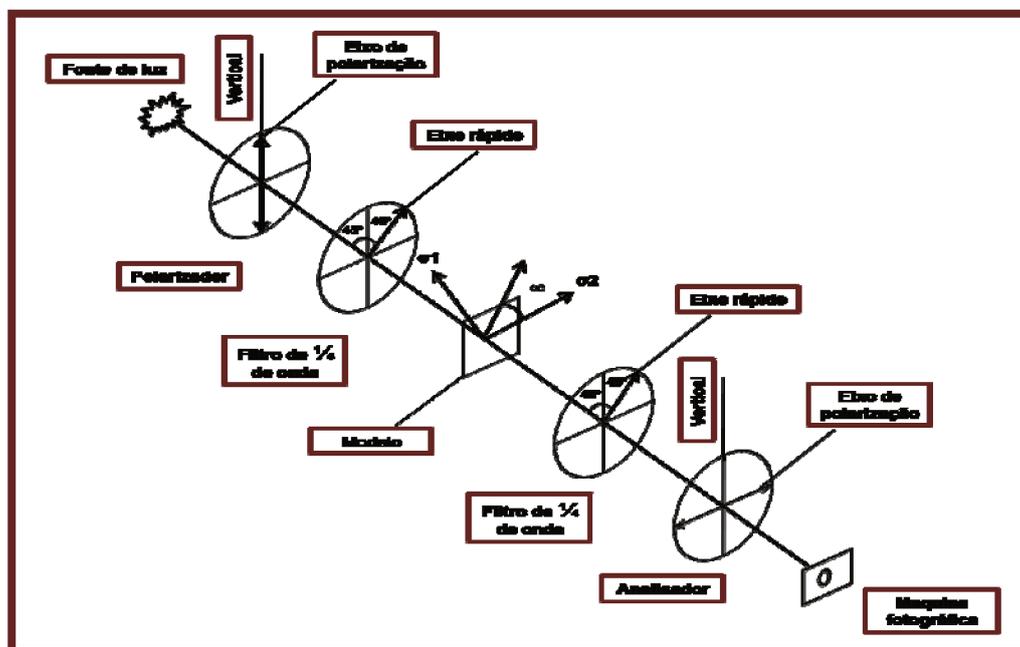


Figura. 1- Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações para um polariscópio circular ajustado em campo escuro. Adaptado de Ferreira Jr (2003).

O polariscópio plano é o sistema ótico mais simples utilizado em fotoelasticidade, sendo constituído de dois polarizadores e uma fonte luminosa (Ferreira Junior 2003). Os tipos mais utilizados são aqueles que utilizam folhas de polaróide do tipo H que são cristais dicróicos (duas cores) encapsulados por um filme plástico (Polivinil alcoólico) (Araújo 2006).

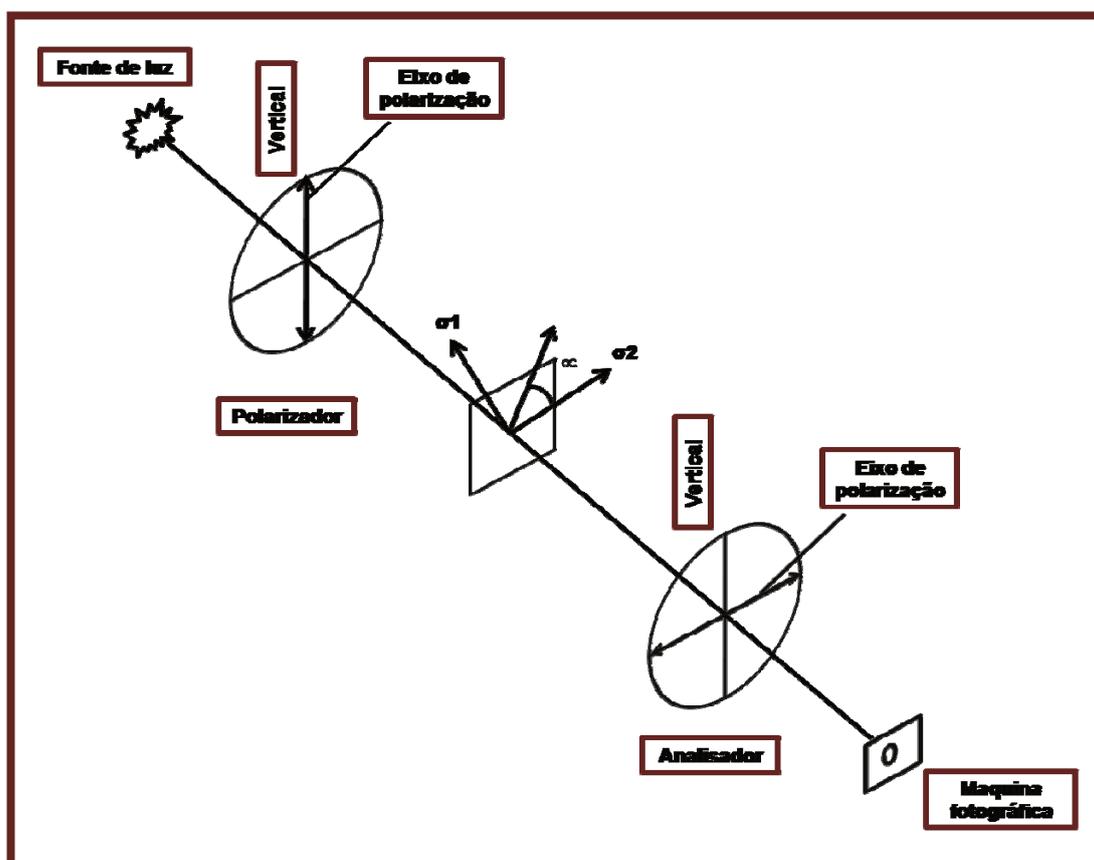


Figura. 2- Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações para um polariscópio plano ajustado em campo escuro. Adaptado de Ferreira Jr (2003).

O polariscópio mais próximo da fonte luminosa é chamado de polarizador, enquanto o outro filtro polarizador é conhecido como analisador. Os eixos de polarização do polarizador e do analisador são cruzados perpendicularmente e assim a intensidade da luz resultante é nula. Quando a luz atravessa um

polarizador plano, ele a divide em dois componentes de onda de luz vibrando em planos mutuamente ortogonais.

2.5.3 *Polariscópio de Reflexão*

O polariscópio de reflexão é utilizado na técnica da fotoelasticidade de reflexão, porém a diferença entre os mesmos é que no polariscópio de reflexão a luz é analisada após atravessar a camada fotoelástica duas vezes. Em sua utilização, o polariscópio de reflexão possui componentes portáteis (Faria, 1996).

2.5.4 *Lei Ótica de Tensão*

Vários materiais transparentes não cristalinos são óticamente isotrópicos quando livres de tensões externas, porém ao serem tensionados, tornam se anisotrópicos, apresentando características similares às dos cristais. Essas características persistem durante a aplicação de carga, desaparecendo após sua retirada. Assim para um determinado ponto existirão três índices de refração principais associados. As mudanças nesses índices de refração são linearmente proporcionais ao carregamento. Este comportamento recebe o nome de birrefringência temporária, observada primeiramente por David Brewster. (Alvarez & Estrohaecher, 1998; Ferreira, 2003)

A lei ótica de tensão esta relacionada com as mudanças no índice de refração, devido à birrefringência temporária, como o estado de tensão do material (Ferreira, 2003) Sendo assim a lei ótica de tensão é definida como:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f \sigma}{h}$$

Onde:

σ_1 e σ_2 – tensões principais no ponto

N - ordem de franjas

$f\sigma$ - constante ótica

h - espessura do modelo.

A principal característica do material fotoelástico é que esses materiais respondem às tensões/deformações através de uma mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais. A diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais (Araújo, 2006).

A tensão de cisalhamento depende apenas da diferença das tensões principais. Supondo que: $\sigma_1 \geq 0$ e $\sigma_2 \leq 0$, a tensão de cisalhamento pode ser descrita como:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2}$$

Das equações anteriores, temos que:

$$\tau = \frac{f\sigma.N}{2.h}$$

Portanto a tensão máxima cisalhante determinada em toda a extensão do modelo pode ser calculada a traves da “lei ótica das tensões”, conhecendo-se a respectiva ordem de franja no ponto de interesse, a constante ótica do material utilizado e a espessura do modelo analisado (Torres, 2005).

2.6 Fotoelasticidade e Implantes

Haraldson em 1980 analisou através da fotoelasticidade alguns fatores biomecânicos que afetam a ancoragem de implantes osseointegrados na mandíbula. Três situações foram simuladas, aplicando as seguintes cargas sobre implantes lisos e rosqueáveis: 1-máxima ancoragem óssea, 2-perda óssea vertical, 3-perda óssea horizontal. As imagens das tensões induzidas no modelo, quando posicionadas no equipamento específico para análise, puderam ser visualizadas e fotografadas. Os resultados mostraram que, no carregamento vertical aplicado sobre os implantes rosqueáveis, houve uma distribuição de tensões ao longo das superfícies das roscas, diferentemente do implante liso, no qual houve uma maior concentração de tensões no ápice do implante, mostrando que o implante de rosca distribuiu de forma mais homogênea a carga. No carregamento horizontal foram observadas maiores concentrações de tensões nas simulações de perda óssea vertical e horizontal. O autor concluiu que os implantes rosqueáveis apresentam uma melhor distribuição de forças, com menores tensões de cisalhamento na interface osso-implante, quando comparados com os implantes lisos.

Ainda em 1980, Thayer & Caputo, citaram que o método fotoelástico tem sido amplamente utilizado na engenharia e indústria, baseada na propriedade que alguns materiais possuem de exibir padrões coloridos quando sujeitos às tensões que podem ser observados através de luz polarizada. Essa técnica requer a confecção de um modelo fotoelástico e fornece uma análise qualitativa dos esforços no interior dessas estruturas, podendo-se observar as tensões internas com luz polarizada.

French *et al.* (1989) realizaram uma comparação das tensões geradas por quatro sistemas comerciais de implantes, através da fotoelasticidade. Utilizaram como critério de avaliação que cada franja representava um nível de tensão, sendo que quanto maior o número de franjas, maior a magnitude da tensão e que,

quanto mais próximas às franjas umas das outras, maior é a concentração da tensão. Observaram que houve diferenças para os resultados entre as marcas, entretanto não houve um implante que eliminasse a concentração de tensões.

Segundo Vuolo (1998) a polarização da luz é definida pela direção da oscilação do campo elétrico da onda eletromagnética. Quando o campo varia rapidamente e de maneira aleatória, a luz é chamada não polarizada. A luz proveniente de fontes luminosas comuns é essencialmente não polarizada. Por meio de filtros ópticos podemos transformar esta luz em luz polarizada.

Em (2003) Meirelles avaliou através do método fotoelástico a simulação de esforços mastigatórios em implantes rosqueáveis com hexágono interno e externo de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Esses implantes foram instalados em blocos de resina fotoelástica PSM-1 (Photoelastic Inc, Realeigh, USA) com proporções de 35 x 25 x 6,1 mm e, através de um dispositivo mecânico acoplado a uma célula de carga com 15 graus de inclinação em relação ao implante, foi aplicado um carregamento de 10 Kgf. A análise das tensões foi observada através de um polariscópio circular sendo obtidos valores numéricos para as franjas fotoelásticas que correspondiam à ordem da franja para cada ponto traçado ao redor do implante sobre a imagem obtida. Os resultados demonstraram que o implante com hexágono externo apresentou valores maiores na primeira rosca e na região cervical, enquanto que o implante com hexágono interno apresentou valores maiores na região apical.

Cehreli *et al.* (2004) compararam a magnitude do estresse e das tensões geradas em implantes que apresentavam diferentes configurações. Os implantes analisados neste estudo foram Branemark® (Nobel Biocare) com desenho cilíndrico e cônico, ITI® (Straumann) com desenho cilíndrico e Astra Techs® (Astra Tech AB) com desenho cilíndrico e cônico. Estes implantes foram colocados em blocos de resina fotoelástica com dimensões de 50 x 50 x 0,9 mm.

Uma vez imerso os implantes nos blocos de resina fotoelástica foram aplicadas as cargas verticais e oblíquas a 20° de 100 e 150 N sobre os pilares protéticos em casos unitários de cargas. Posteriormente estes autores calcularam as tensões principais ao redor dos diferentes implantes. A concentração de tensão nos implantes Branemark® (Nobel Biocare) foram menores, principalmente para os casos de cargas verticais a 150 N.

Ueda *et al.* (2004) avaliaram através de fotoelasticidade a transmissão de forças que ocorre quando se aplica uma força em uma sobreestrutura fixa sobre três implantes, sendo que, em umas as situações com 30 graus de inclinação verificou-se a indução de tensões nos modelos após o apertamento dos parafusos de fixação das próteses. Essas tensões foram agravadas após a aplicação de cargas axiais. Houve um menor número de franjas ao redor do implante angulado, sendo que as tensões se localizaram principalmente ao redor dos implantes laterais. As forças foram transmitidas axialmente nos implantes paralelos.

Markarian (2005) realizou um estudo através da análise fotoelástica, comparando a distribuição de tensões na região adjacente ao implante, utilizando uma carga de 100N. Este autor confeccionou um modelo em resina fotoelástica com anatomia semelhante a região de pré-molares inferiores de 3,75 x 11,5 mm contendo um implante de hexágono interno, foram elaboradas três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente (metálica, resina composta e com um disco de EVA interposto). Por meio do polariscópio circular este autor avaliou qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais a 100 N em regime compressivo sobre cada tipo de próteses. Observou-se nesta análise que surgiram tensões na região apical e cervical dos implantes com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese. Este autor conclui que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

Dantas *et al.* (2005) realizaram um estúdio sobre a análise da distribuição de tensões em implantes com diferentes conectores protéticos (Hexágono externo, Hexágono interno, Cônico interno) utilizando fotoelasticidade de transmissão plana. Os implantes utilizados neste estúdio foram usinados em formato cilíndrico sem filete de rosca com as mesmas dimensões, diferindo apenas nos encaixes entre eles. Todos os implantes apresentaram mesmas dimensões 12,6 mm de comprimento e 4,9 mm de diâmetro. O pilar utilizado nos implantes com hexágono interno foi o munhão personalizado de 4.3 para 5.0 mm, e o parafuso de união foi o parafuso sextavado de 4.3 mm. O pilar apresentava 11 mm de altura e 4.1 de diâmetro. O componente utilizado nos implantes de conexão cônico interno foi o munhão CM 4.5x1.5x4, de 4 mm de altura e 4.1 de diâmetro. O pilar utilizado nos implantes com hexágono externo foi o munhão personalizado de 5.0 mm para implantes de diâmetro largo, e o parafuso de união foi o parafuso sextavado 5.0. Esse pilar apresentou uma altura de 11 mm e um diâmetro de 5 mm. Todos os implantes foram incluídos em blocos de resina fotoelástica de mesmo formato. Cada pilar foi submetido a um carregamento obliquo de 0,6 Kgf de intensidade. Foram realizadas as leituras de franjas de cada modelo, obtidos os valores de tensão cisalhante máxima (t) e realizada a estatística para se chegar a valores unitários de cada grupo. Uma grade com o desenho do perfil do implante marcada com 21 pontos foi confeccionada em uma folha de transparência. Este gabarito foi fixado na tela de saída do polariscópio buscando padronizar a leitura das ordens de franjas dos diferentes implantes. Uma vez analisados os pontos, estes autores relatam que não houve diferencia estatisticamente significativa entre os diferentes implantes, sendo que o implante com hexágono externo concentrou menores tensões quando comparados ao hexágono interno e cônico interno.

Bernardes *et al.* (2006) analisaram a distribuição de tensões sobre implantes da mesma forma externa, diferindo apenas nas conexões, hexágono externo e hexágono interno. Foram confeccionadas 4 implantes sem roscas e com dimensões idênticas de (4,1 mm x 13,0 mm) estes foram inseridos em modelos

fotoelásticos (Polipox - SP- Brasil) e submetidas a duas cargas compressivas: axial e deslocada a 6,5 mm do centro. Foram analisados 61 pontos sobre o corpo do implante, nos quais os valores de tensões de cisalhamento máximo foram determinados. Os resultados deste estudo evidenciaram menor concentração de tensões em implantes que apresentavam hexágono interno quando comparado ao hexágono externo.

Da Costa *et al.* (2007) avaliaram através da análise fotoelástica sete implantes com diferentes desenhos, submetendo estes implantes a carga de compressão vertical. Os autores concluíram que a região apical foi a principal região de concentração de tensões dos implantes de configuração cônica. Os implantes cilíndricos distribuíram as tensões nos terços apical, médio e cervical.

Jaimes M, De Albergaria B (2008), realizaram um estudo sob a influência de 4 diferentes desenhos de implantes endósseos na distribuição de tensões após cargas verticais e oblíquas a 7,5 Newton. Para este estudo foram selecionados doze implantes, divididos em quatro grupos, Grupo I Máster Conect Cônico 4,3 x 13 mm; Grupo II. Titamax Ti Medular 3,75 x 13 mm; Grupo III. Colosso RC 4,0 x 13 mm e Grupo IV.) Bicon Uncoated Implant 3,5 x 11mm, cada grupo contendo 3 implantes da mesma marca comercial. Por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura foi analisado o desenho estrutural dos implantes e para a análise da distribuição de tensões foram confeccionados oito blocos em resina fotoelástica com dimensões de 40 mm x 10 mm de base e 30 mm de comprimento. Dois implantes por cada grupo foram posicionados e fixados no interior dos modelos fotoelásticos. Dentre os resultados estes autores observaram que o grupo I implante cônico de hexágono interno longo e porção cervical polida de 1 mm de altura, apresentaram concentração das tensões na região apical sem distribuição a região média e cervical, quando submetida à carga vertical e oblíqua. Sendo que os grupos II, III e IV, de configuração cilíndrica, distribuíram as tensões com intensidade e localização similares nas três regiões.

Kivan Akça *et al* (2009), avaliaram o efeito da distribuição de tensões por meio da análise fotoelástica de diferentes desenhos de implantes sob a simulação do osso cortical intacto e comprometido. Para este estudo foram selecionados 12 implantes das seguintes marcas comerciais, Straumann (4,1 x 12 mm); Astra Tech (4,0 x 13 mm); e 3i (3,75 x 13 mm). Doze modelos em resina fotoelástica foram confeccionados a partir da duplicação com silicón, de um bloco de alumínio com dimensões de 40 x 40 x 40 mm³. Para simular o osso cortical e osso medular foram utilizadas diferentes resinas fotoelásticas, estas apresentando módulos de elasticidade similar com cada cortical óssea. PLM-1 (Measurements Group, Inc.) para representar o osso cortical e PL-2 (Measurements Group, Inc., Raleigh, NC) para representar o osso medular com 1 mm de espessura. Um total de 6 modelos em resina fotoelástica e sob a simulação das condições intatas do osso cortical foram submetidas cargas verticais e oblíquas a 30 lb, outros 6 modelos confeccionados sob a simulação do comprometimento da cortical óssea foram também submetido ao mesmo teste. Estes autores relatam que todos implantes apresentaram maior concentração de tensão no teste da simulação com comprometimento da cortical óssea quando comparado com o teste do osso cortical intacto, por outra parte relatam que o implante da 3i apresentou menor concentração de tensão no teste da simulação de comprometimento da cortical óssea quando comparado com as outras marcas de implantes.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar qualitativa e quantitativamente a distribuição de tensões em implantes osseointegráveis com diferentes desenhos, após a aplicação de cargas verticais de 150N.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Seleção dos Implantes

Foram utilizados três implantes osseointegráveis de titânio com diferentes desenhos: **I.-** Serson Implant[®] 3,75 x 13 mm; **II.-** Colosso RC[®] 4,0 x 13mm; **III.-** Kopp[®] 4,0 x 13mm, (Tabela. 1, Figura. 3).

Tabela. 1- Marca comercial, sistema (fabricante), e junção pilar/implante dos implantes utilizados.

Marca Comercial	Sistema – Fabricante	Junção Protética
Serson Implant [®]	Serson	Hexágono Externo
Colosso RC [®]	Emfils - Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos	Hexágono Interno
Implantes Kopp [®]	Sistema de Implantes Friccional	Cone Morse

4.1.1 Descrição dos implantes pelos fabricantes

O implante Serson[®] é confeccionado em titânio comercialmente puro, com tratamento de superfície com oxidação a laser, este implante é sextavado com 0,7mm de altura e 2,7mm de largura, além disso apresenta seções cortantes na região apical.

O implante Colosso RC[®] é confeccionado em titânio comercialmente puro, grau II. Osseointegráveis, com roscas cônicas, hexágono não rotacional interno de 1,5 mm de profundidade e uma porção cervical polida de 2 mm de altura. O comprimento do implante, intra-ósseo, apresenta sua superfície tratada mecanicamente com óxido de alumínio e banho ácido

O implante ficcional Kopp[®] é confeccionado em titânio grau IV. Estes implantes apresentam uma conexão protética que funciona através do princípio de contato mecânico entre duas superfícies justapostas com ângulo muito pequeno.

Existe uma união direta de metal com metal, onde não há rotação nem invasão bacteriana. O pilar protético é acionado dentro do implante ocorrendo uma alta pressão de retenção.

Estes implantes foram fornecidos pelos fabricantes com seus respectivos pilares protéticos em invólucros específicos.



Figura. 3- Marcas comerciais de implantes endósseos, utilizados neste estudo

4.2 Análise Fotoelástica

4.2.1 Polariscópio

A análise qualitativa e quantitativa da distribuição das tensões produzidas nas hemimandíbulas fotoelásticas foi feita através de imagens obtidas do polariscópio circular desenvolvido pela empresa Eikonol Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda. (São Paulo – SP, Brasil), pertencente ao laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP. Este polariscópio foi acoplado a uma máquina digital (Cânon® Rebel x 5 350D), permitindo registrar as franjas isocromáticas produzidas no momento das cargas verticais. Para aplicação destas cargas foi utilizada a máquina de ensaio universal Instron, modelo 4411 pertencente a mesma instituição (Figura 4,5).



Figura. 4- Vista lateral do conjunto (Polariscópio, Máquina de ensaio, Modelo) utilizado no teste fotoelástico

O polariscópio circular é composto pelos seguintes componentes:

- uma fonte luminosa,
- um difusor de luz,
- um filtro polarizador,
- um filtro analisador,
- um mecanismo de aplicação de forças,
- e um aquário contendo óleo mineral. (Figura 4,5):

Para melhorar a visualização das franjas de tensões nas hemimandíbulas em resina fotoelástica, foi utilizado um cubo de 30 x 30 x 30 cm confeccionado em vidro temperado, onde foi adicionado óleo mineral transparente (Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo, São Paulo, Brasil), (Figura. 4,5).



Figura. 5- Vista frontal do polariscópio acoplado à máquina de ensaio Universal Instron, modelo 4411

4.2.2 Hemimandíbulas em resina fotoelástica

Inicialmente foram adquiridas 3 réplicas de mandíbulas dentadas em poliuretano da marca Nacional (Franceschi & Costa e Silva Ltda. – Jaú, São Paulo – Brasil, Código 4013), que foram cortadas em 2 partes, entre os incisivos centrais inferiores, sendo geradas dessa forma 3 hemimandíbulas direita. Os segundos pré-molares de todas as hemimandíbulas direitas foram removidos por meio de uma broca de desgaste, criando desta forma um espaço que simularia a ausência dental para a reabilitação com implantes.

Posteriormente foi realizada uma perfuração de 13 mm de profundidade na região do segundo pré-molar direito, com um motor acoplado a um paralelômetro

utilizando uma broca helicoidal de 3,75 mm e 4 mm de diâmetro respectivamente. Nesta perfuração foram posicionados e fixados cada um dos implantes utilizados (Figura. 6).



Figura. 6- Hemimandíbula em poliuretano com o implante posicionado e fixado na região do segundo pré-molar.

Foi desenhada uma caixa em acrílico polido com base de 14 cm x 3 cm e 10 cm de comprimento. Esta caixa apresentava uma tampa do mesmo material a qual foi perfurada em dois pontos com a finalidade de permitir fluir o silicone no momento da duplicação.

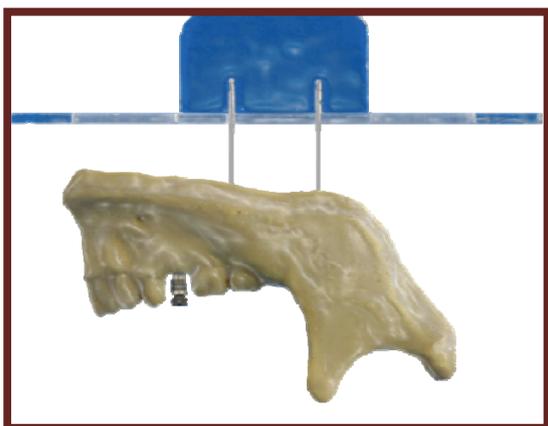


Figura. 7- Hemimandíbula de poliuretano, fixada a tampa acrílica a través de dois fios de aço rígidos (Aciflex - 0)



Figura. 8- Caixa de acrílico polido contendo a hemimandíbula que será duplicada.

A hemimandíbula em poliuretano foi fixada a tampa através de dois fios de aço rígidos (Aciflex - 0), permitindo que o mesmo se mantivesse suspenso durante a duplicação, (Figura. 7,8).

O silicone laboratorial para duplicação de modelos (Silibor Clássico ®, São Paulo-SP), foi preparado e vertido no interior da caixa de acrílico, preenchendo 2/3 da mesma. Seguidamente foi colocada sua tampa, na qual estava fixada a hemimandíbula contendo o implante com seu respectivo montador,(Figura.9,10).



Figura 9 – Material a base de silicone para moldagem

Após a polimerização do silicone (24 horas), foi preparado mais silicone, que foi vertido através das perfurações realizadas na tampa, cobrindo totalmente a hemimandíbula, (1/3) restante (Figura. 10.a, b).

Para evitar a aderência do silicone polimerizado em diferentes tempos, foi usado vaselina na interface das duas camadas de silicone. Este procedimento foi realizado com a intenção de permitir uma fácil remoção dos modelos duplicados, e minimizar as forças induzidas nos modelos fotoelásticos durante a remoção, evitando desta maneira tensões e deformações não desejadas.

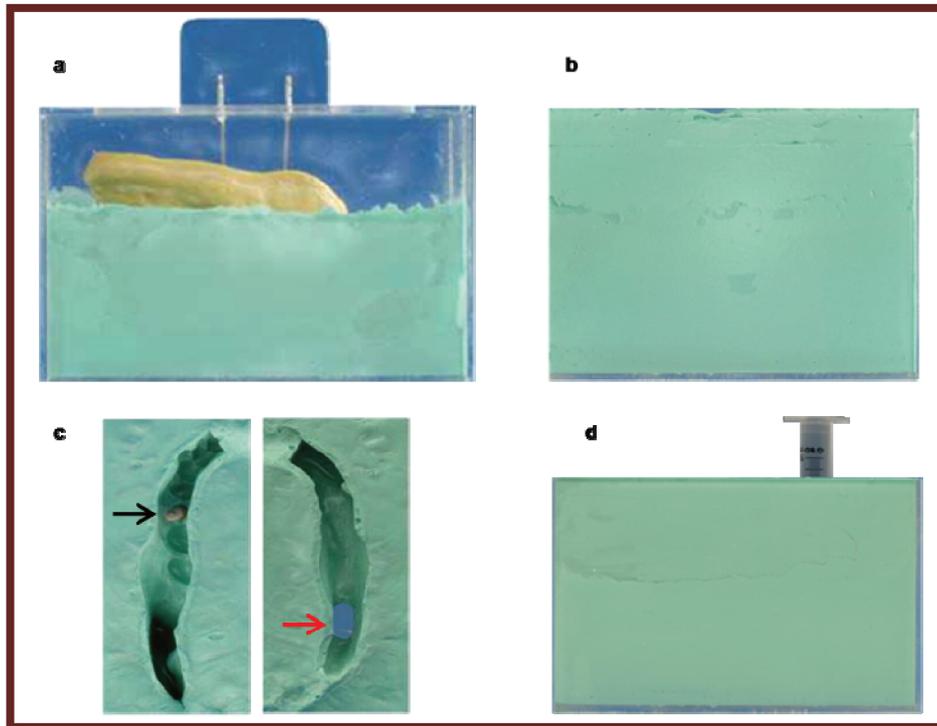


Figura. 10- Processo para a duplicação da hemimandíbula. a) Preenchimento de 2/3 da caixa e colocação da tampa contendo a hemimandíbula. b) Preenchimento total da caixa. c) Remoção do silicone após o período de polimerização. Observe se o implante posicionado na reprodução em negativo do silicone do lado direito (**seta em preto**), e a perfuração do silicone no lado esquerdo da reprodução, (**seta em vermelho**). d) Reposicionados os blocos para receber a resina fotoelástica através da seringa.

Uma vez polimerizada a segunda fase do silicone, a tampa foi removida com os fios de aço em seu interior, além da parede lateral da caixa de acrílico, permitindo deslizar o silicone através desta. As duas capas do silicone foram separadas, observando-se a réplica em negativo da hemimandíbula. O implante foi posicionado através do montador utilizado na reprodução em negativo do silicone. Foi realizada uma perfuração na região superior do silicone que permitia a adaptação de uma seringa de 10 cc, atuando este como veículo para verter a resina fotoelástica (Figura. 10 c, d).

Seguindo a proporção de 100 partes de Araldite GY 279 para 48 partes de Aradur HY 2963, (Araltec® Produtos Químicos Ltda. - São Paulo, Figura 11 a, b)

60 ml dos componentes da resina fotoelástica foram introduzidos em um Becker, sendo manipulados com um bastão de vidro, em movimentos circulares e lentos, de forma a obter uma mistura homogênea. A resina foi deixada em repouso ate observar translucidez.



Figura.11a - Araldite GY 279 e Aradur 2963, resinas utilizadas para a confecção dos modelos fotoelásticos.

Propriedades da Araldite GY 279 BR:

- Baixa tendência à cristalização
- Viscosidade à 25°C (500-700 mPa)
- Equivalente epóxi 192-213 Eq/Kg
- Cor (gardner) ≤ 3
- Peso específico 1,10 g/cm³

Propriedade do endurecedor HY 2963:

- Viscosidade a 25° C (40-70 mPa)
- Cor (gardner) –2
- Ponto de fusão 226°F

Após a mistura de 100:48 partes em peso, o produto contém as seguintes características:

- Viscosidade a 25°C
- Tempo de gel: 100ml / 46 min a 20°C 65% UR

Figura.11 b - Características da resina.

A resina foi vertida no interior do molde por meio de uma seringa de 10cc cobrindo totalmente o implante, posteriormente esta permaneceu em repouso por 72 horas em ambiente fresco e arejado para a total polimerização, segundo as recomendações do fabricante (Figura. 10 d).

Após o período de polimerização, foram separadas as duas capas do silicone observando a réplica em positivo das hemimandíbulas em resina fotoelástica. O montador do implante foi removido e substituído por o componente protético correspondente a cada implante (Figura.12).



Figura.12 - Confeção de hemimandibulas em resina fotoelástica,contendo em seu interior os implantes utilizados na metodologia.

4.3.3 Ensaio de fotoelasticidade

Em uma avaliação preliminar através do polariscópio, as três hemimandibulas em resinas fotoelásticas foram consideradas livres de tensões residuais, estando prontas para o início dos testes (Figura.13).

Registros fotográficos de cada um das hemimandibulas foram realizados a uma mesma distância focal em 3 momentos: antes, durante e após aplicação das cargas.

Um pino com ponta de 2 mm de diâmetro fixado a uma célula de carga da maquina de ensaio universal Instron, modelo 4411 incidiu verticalmente sobre cada um dos componentes protéticos dos diferentes desenhos de implantes

posicionados no interior das hemimandíbulas, transferindo desta forma as cargas progressivamente, até chegar a 150 N (Figura.14). Esta máquina foi programada para realizar o teste a uma velocidade constante de 1mm/min até atingir 150 N.

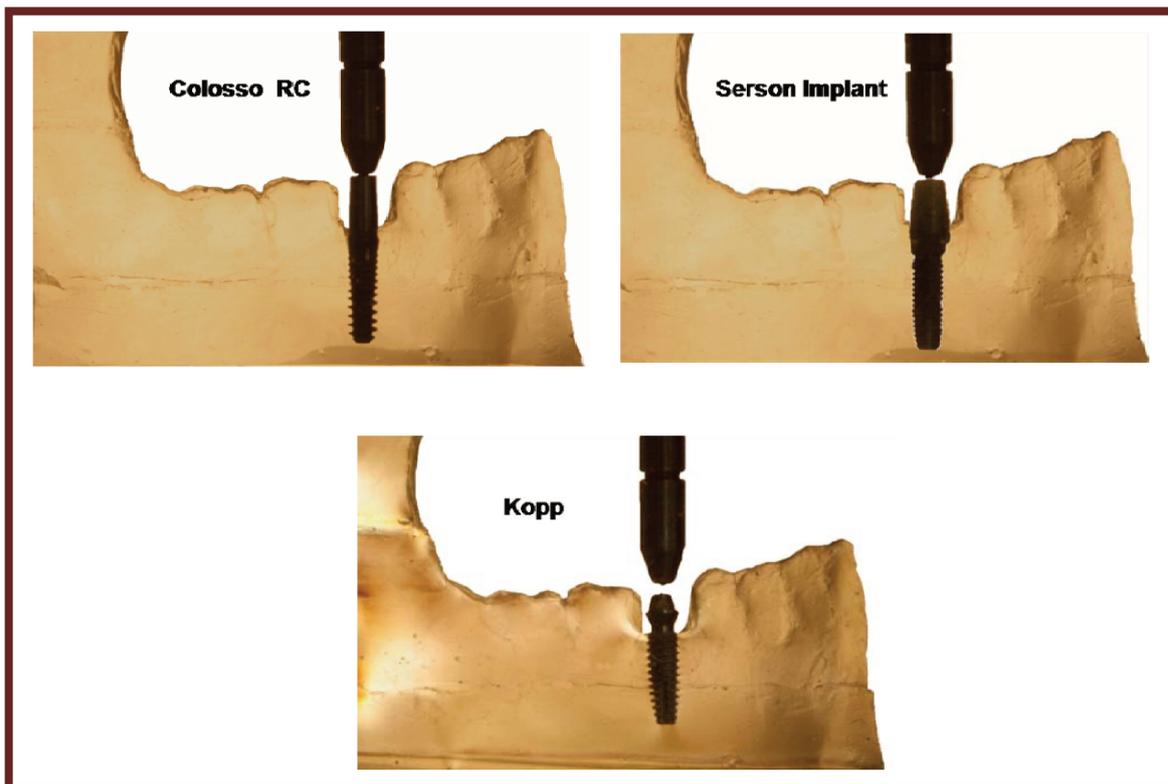


Figura.13- Avaliação fotoelástica preliminar das três hemimandíbulas. Não foram observadas tensões residuais, estando o modelo pronto para iniciar o teste.



Figura. 14- Pino com ponta de 2 mm de diâmetro incidia sobre os conectores protéticos dos diferentes implantes.

4.4.4 Análise qualitativa

A análise qualitativa teve como objetivo observar o local de início das ordens das franjas isocromáticas nos modelos fotoelásticos, e observar a distribuição dessas tensões ao longo do implante, no terço cervical, médio e apical. Esta análise foi realizada através da avaliação de dois observadores.

4.4.5 Análise quantitativa

Para a obtenção dos valores numéricos da ordem das franjas foi realizada uma grade impressa em uma lâmina de vidro, com quadriculados de 5 mm. Esta grade era determinada pelos cruzamentos entre as linhas e colunas, formando quadrados com base e altura idênticas, (Figura. 15)

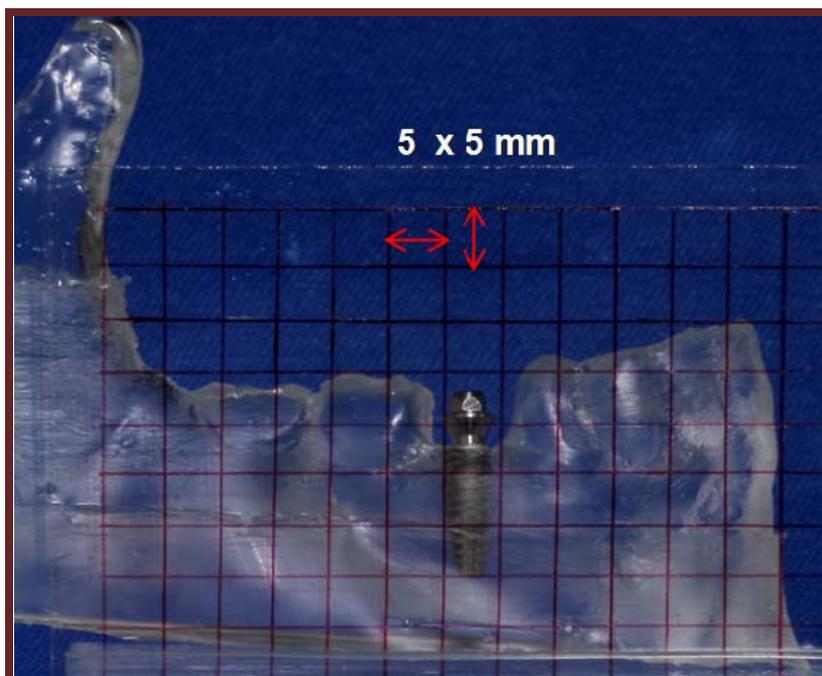


Figura.15- Grade impressa em uma lâmina de vidro. Cada área de quadrado corresponde a 5 x 5mm.

Uma vez registrada fotograficamente a imagem da distribuição das tensões com a grade sobreposta, as imagens foram inseridas em um slide do programa

PowerPoint, onde uma nova grade a 1 mm era desenhada sobre a imagem, tomando como referência a grade da lâmina de vidro (Figura.16, 17).

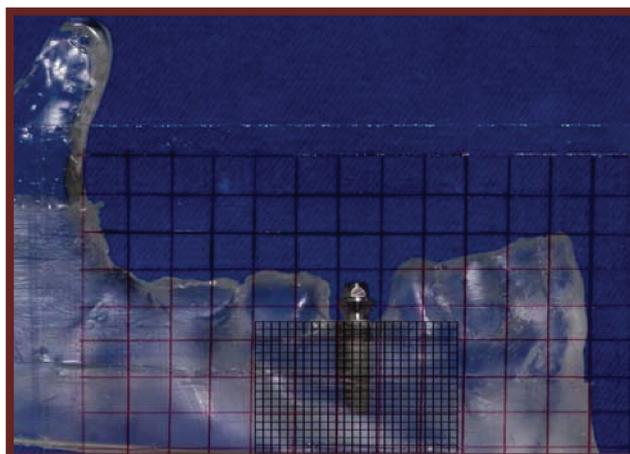


Figura. 16- Grade desenhada no Power Point inserida na imagem, respeitando a distancia da grade de vidro 5 mm.

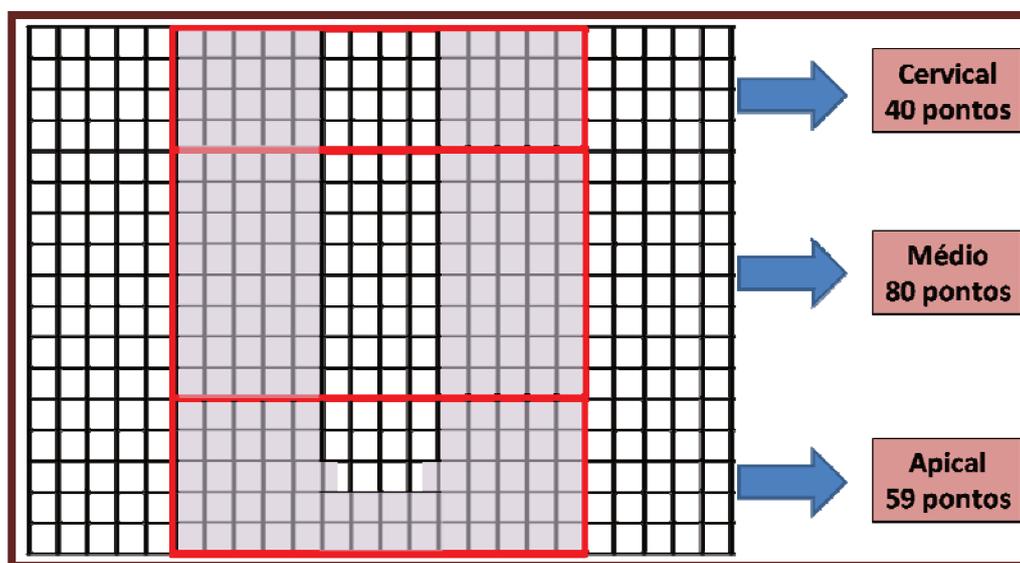


Figura. 17- Observe - se os pontos analisados em cada região do implante.

A tensão máxima cisalhante foi determinada em toda a extensão do modelo através da “lei ótica das tensões”, conhecendo a respectiva ordem de franja no ponto de interesse, a constante ótica do material utilizado e a espessura do modelo (Torres, 2005),(Figura. 18).

Onde:

N - ordem de franjas

fσ- constante ótica fotoelástica

h - espessura do modelo.

$$t = \frac{f\sigma \cdot N}{2 \cdot h} \quad (\text{Figura. 18})$$

O número de franjas (N) é obtido através da visualização das franjas isocromáticas por meio do polariscópio circular. Utilizando-se a luz branca os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensão do modelo, através da "Lei Ótica das Tensões" (Dally & Rilely, 1978), (Figura.18).

Oliveira Karla 2009, realizou um estudo sobre análise fotoelástica da tensão de contração ocorrida na polimerização de compostos resinosos. Para a confecção dos modelos fotoelásticos utilizou, Araldite GY 279 e Aradur HY 2963, (Araltec® Produtos Químicos Ltda. - São Paulo) na proporção 100/48 partes. Para obter valores quantitativos sobre as tensões e deformações este autor calculou a constante ótica fotoelástica da resina por meio do ensaio de flexão de quatro pontos. Sendo esta constante ótica de ($f\sigma=11271$ N/m). Esta constante foi utilizada no presente estúdio, já que a resina apresentava as mesmas propriedades e características (Figura. 18)

Para obter a espessura do modelo (h) no ponto de interesse, foi cortada a hemimandíbula fotoelástica com uma lamina de serra (Starrett® bi-metal uniquetm 300mm) adaptada a um arco da mesma marca, entre o primeiro pré-molar e o

implante localizado na região do segundo pré-molar. (Figura.19 a,b)



Figura. 19 a - Observe-se o corte da hemimandíbula fotoelástica, entre o primeiro pré-molar e o implante localizado no segundo pré-molar.

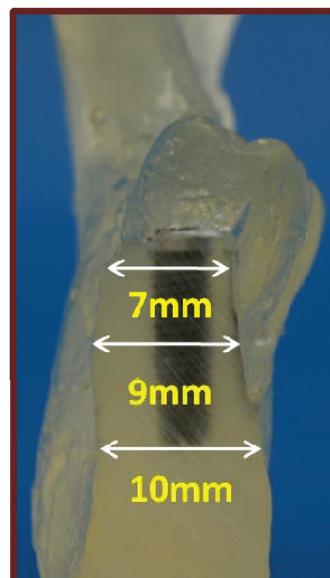


Figura. 19b - Espessura do modelo

Posteriormente foram realizadas as medidas das diferentes regiões (cervical - médio e apical), estas medidas foram somadas e divididas entre 3 obtendo uma média de 8,6. Este valor foi utilizado como espessura do modelo em todos os casos.

5 RESULTADOS

5.1 Análise qualitativa e quantitativa distribuição de tensões

5.1.1 Implante Serson – Hexágono Externo

Implante cilíndrico com hexágono externo, porção cervical de 01 mm de altura, topo das roscas em forma de (v), passos das roscas contínuos, espirais anguladas e ápice com seções cortantes (Figura. 20). Apresentou distribuição das tensões na região cervical, apical e média do implante após aplicação de carga vertical de 150 N. A primeira franja isocromática a formar-se foi na região cervical do implante, (Figura. 21).

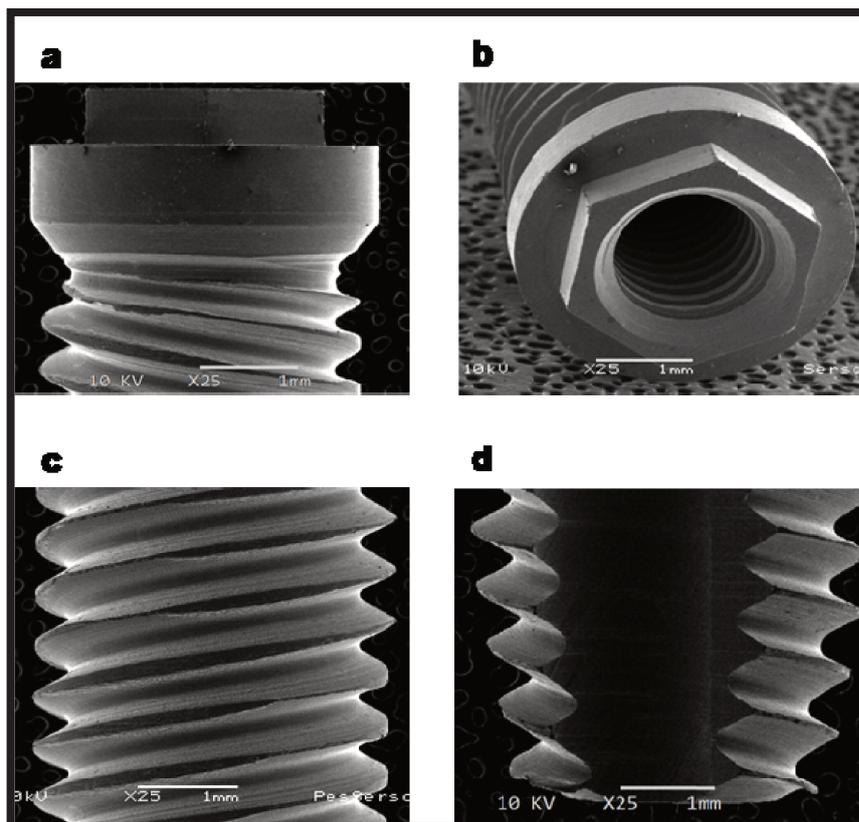


Figura. 20 - Desenho do implante. a,b.- Região cervical do implante, observe a porção cervical polida e o hexágono externo.C.- Região média, observe se a inclinação das roscas e o formato em v. D.- Região apical, observe a seção cortante.

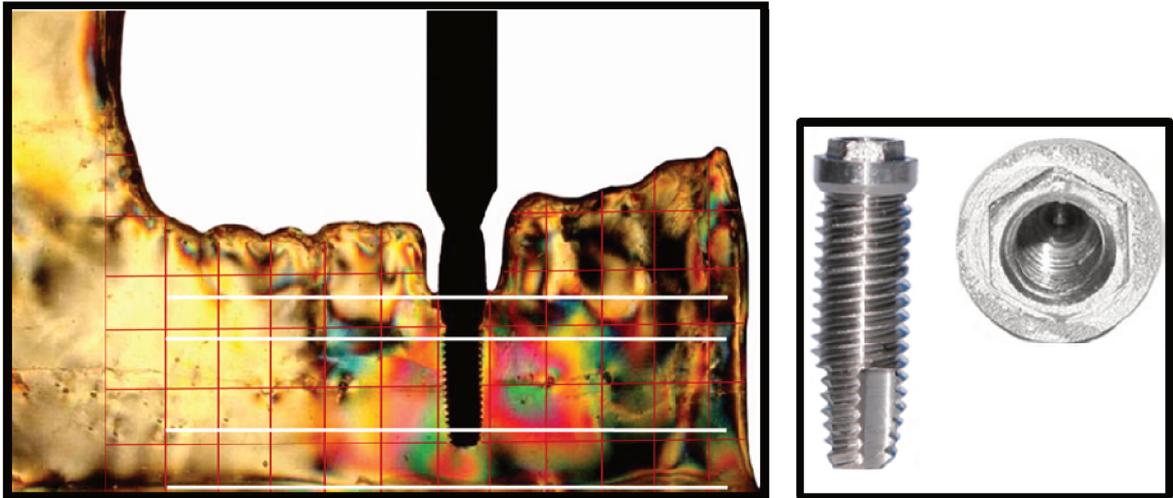


Figura. 21- Observe se a delimitação das regiões, cervical, médio e apical a través da linha branca. Nesta imagem foi analisada a ordem de franja (N) quando aplicado 150 N sobre o pilar protético.

A análise quantitativa foi realizada através da formula da “lei ótica das tensões”, conhecendo a respectiva ordem de franja no ponto de interesse, a constante ótica do material e a espessura do modelo.

Os resultados referentes a tensão máxima, nas diferentes regiões do implante Serson estão contidos na tabela 2 .Podemos observar que este implante apresentou maiores tensões na região cervical (t 5897), seguindo pela região media (t 4587) e apical (t 3276), (Figura. 21).

Tabela.2- Tensão máxima encontrada bilateralmente ao implante nas diferentes regiões

Região Franjas	Cervical	Médio	Apical
N	9	7	5
fσ	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	5897	4587	3276

Quando analisadas as tensões em pontos específicos do implante (cervical 40 pts, media 80pts e apical 59 pts), delimitada pela grade, podemos observar que a região cervical do implante apresentou maiores concentrações de tensões (t 3276) seguidas pela região cervical e apical (t 2621), (Figura. 22 ,Tabela. 3)

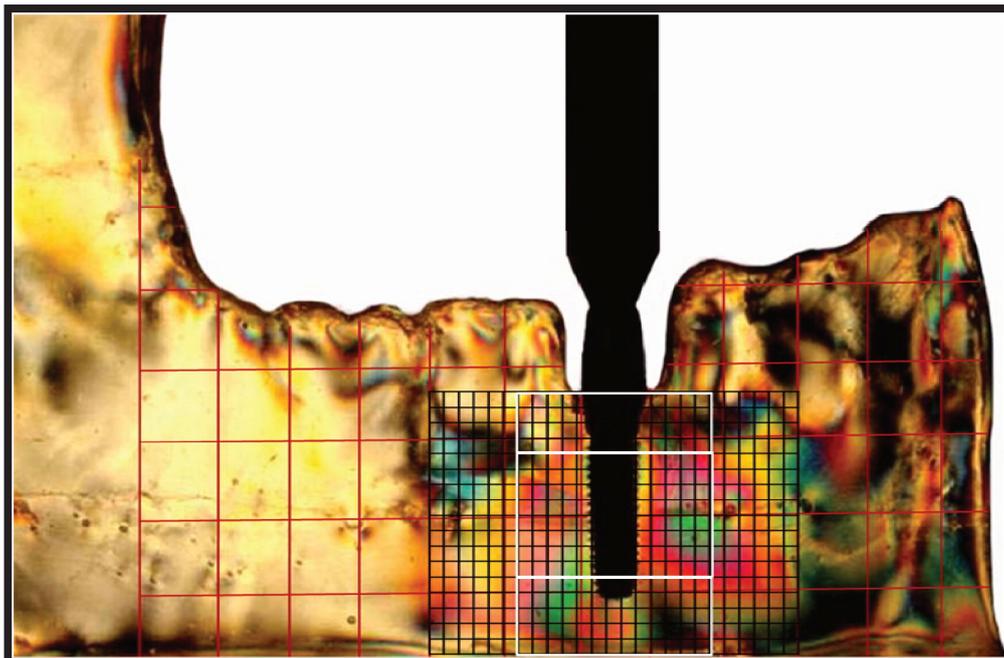


Figura.22- Observe se a delimitação das regiões através da linha branca. Cada quadrado representa 01 ponto: cervical 40 pontos, médio 80 pontos, apical 59 pontos.

Tabela.3- Tensão máxima observada em pontos específicos das três regiões do implante. (cervical 40pts, médio 80pts, apical 59pts)

Região Franjas	40 pts Cervical	80 pts Médio	59 pts Apical
N	5	4	4
fσ	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	3276	2621	2621

5.1.2 Implante Colosso

Implante cilíndrico rosca cônica, com hexágono interno, porção cervical polida de 2 mm de altura, topo das roscas em forma cônica, passos das roscas contínuos, espirais anguladas e ápice cônico (Figura.23). Apresentou distribuição das tensões na região apical, cervical e média do implante após aplicação de carga vertical de 150 N. A primeira franja isocromática a formar-se foi observada na região apical e cervical conjuntamente (Figura.24).

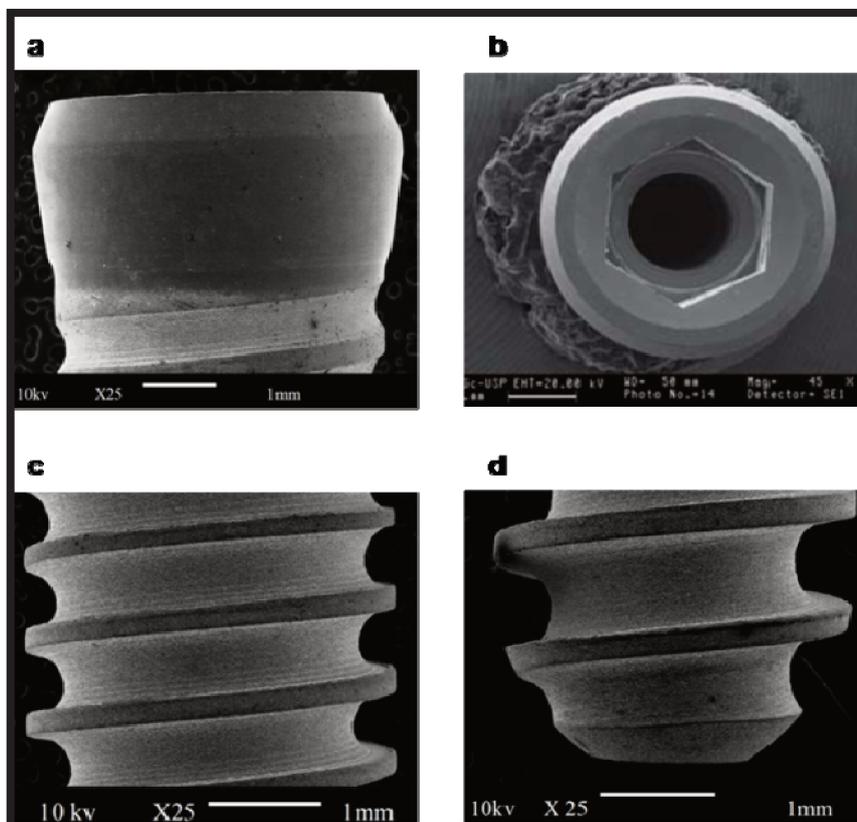


Figura.23 - Desenho do implante. a,b.- Região cervical do implante, observe a porção cervical polida e o hexágono interno. c.- Região media, observe se a inclinação das roscas e o formato cônico. d.- Região apical, observe a conicidade do mesmo.

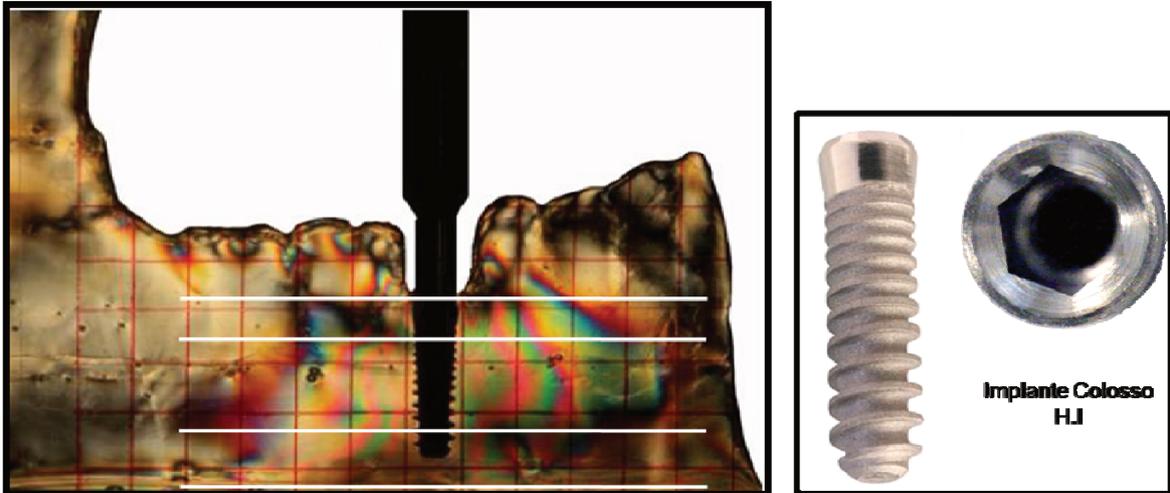


Figura. 24- Observa se a delimitação das regiões, cervical, médio e apical através da linha branca. Esta imagem permite analisar a distribuição e a ordem de franja (N) bilateralmente ao implante.

Os resultados referentes a tensão máxima nas diferentes regiões do implante estão contidos na tabela 4. Podemos observar que este implante apresentou tensões uniformes nas três regiões, cervical, médio e apical ($t = 3931$), (Figura. 24).

Tabela.4- Tensão máxima encontrada bilateralmente ao implante nas diferentes regiões

Região Franjas	Cervical	Médio	Apical
N	6	6	6
$f\sigma$	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	3931	3931	3931

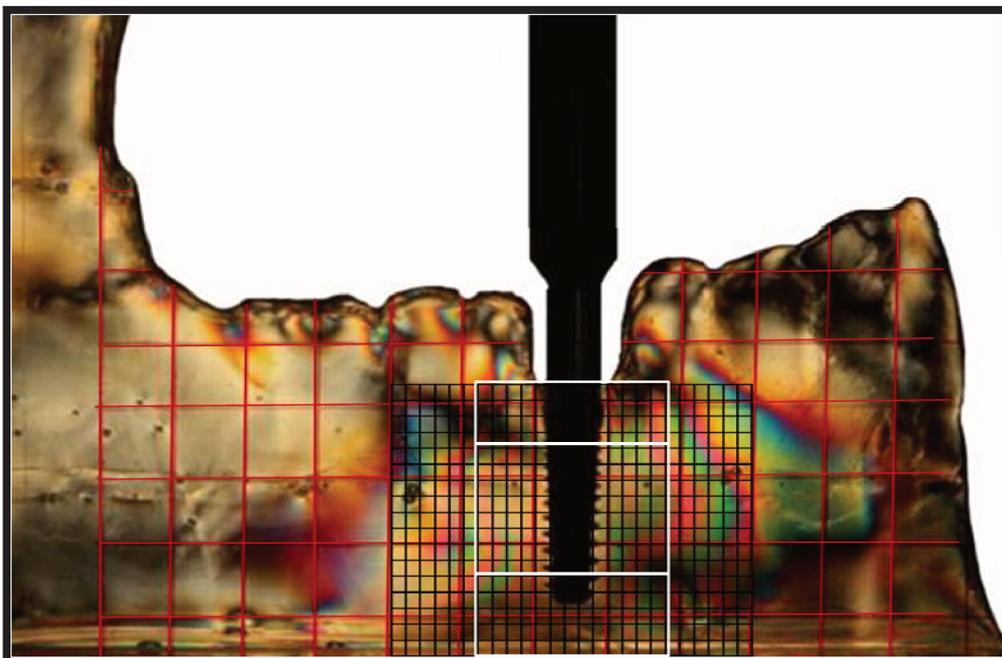


Figura.25- Observe se a delimitação das regiões através da linha branca. Cada quadrado representa 01 ponto: cervical 40 pontos, médio 80 pontos, apical 59 pontos.

Quando analisadas as tensões em pontos específicos do implante (cervical 40 pts, media 80pts e apical 59 pts), delimitada pela grade podemos observar que a região cervical do implante apresentou maiores concentrações de tensões (t 2621) seguidas pela região cervical e apical (t 1965), (Figura.25,Tabela.5)

Tabela.5- Tensão máxima observada em pontos específicos das três regiões do implante. (cervical 40pts, médio 80pts, apical 59pts)

Região Franjas	40 pts Cervical	80 pts Médio	59 pts Apical
N	4	3	3
fσ	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	2621	1965	1965

5.1.3 Implante Kopp

Implante cônico, conexão cone morse, com presença de espirais na região cervical, topo das roscas em forma quadrada, passos das roscas contínuos, espirais anguladas e ápice com seções cortantes, (Figura. 26). Apresentou distribuição das tensões na região cervical, apical, e média do implante após aplicação de carga vertical de 150 N. A primeira franja isocromática a formar-se foi observada na região cervical e apical conjuntamente. (Figura. 27).

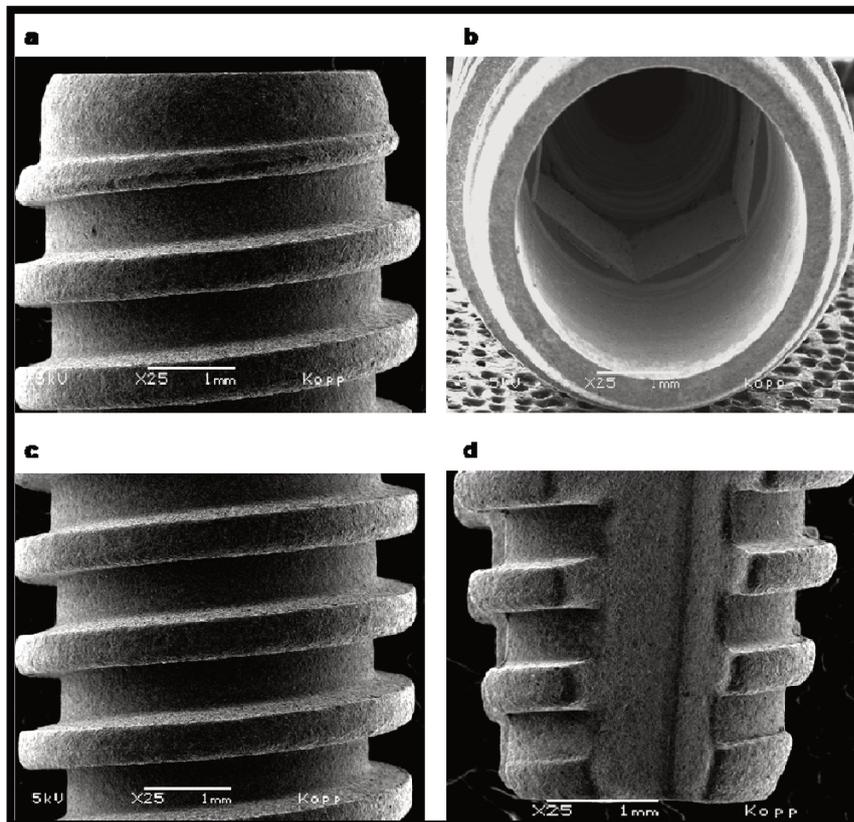


Figura.26 - Desenho do implante. a,b.- Região cervical do implante, observe a porção cervical rosqueada e o hexágono externo.C.- Região média, observe se a inclinação das roscas e o formato quadrado. D.- Região apical, observe a seção cortante.

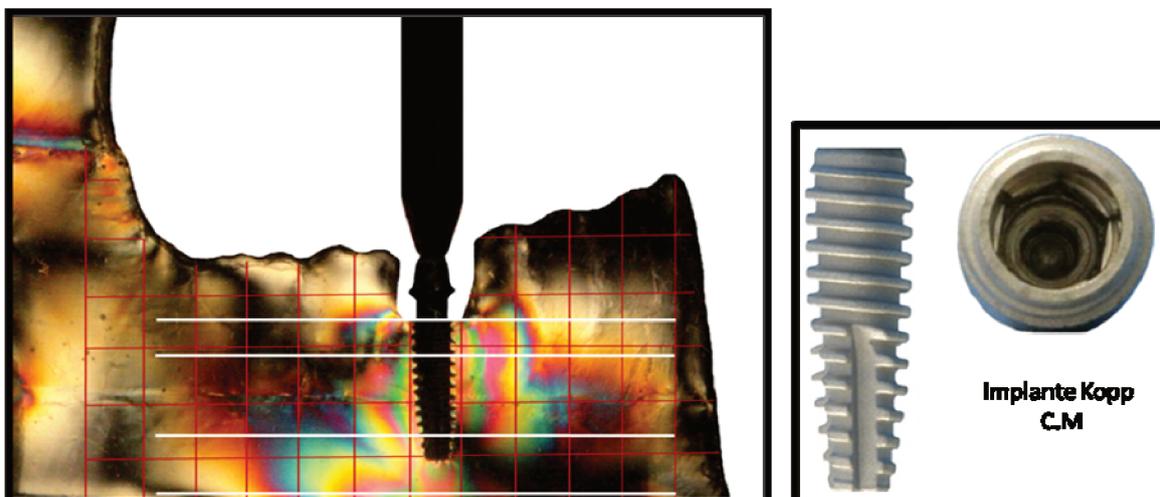


Figura. 27- Delimitação das regiões, cervical, médio e apical através da linha branca. Esta imagem permite analisar a distribuição e a tensão máxima, bilateralmente ao implante.

Os resultados referentes a tensão máxima nas diferentes regiões do implante estão contidos na (tabela 6). Podemos observar que este implante apresentou maior concentração de tensão na região apical ($t = 4587$) seguindo pela região cervical e média conjuntamente ($t = 3931$), (Figura.27).

Tabela.6- Tensão máxima encontrada bilateralmente ao implante nas diferentes regiões

Região Franjas	Cervical	Médio	Apical
N	6	6	7
$f\sigma$	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	3931	3931	4587

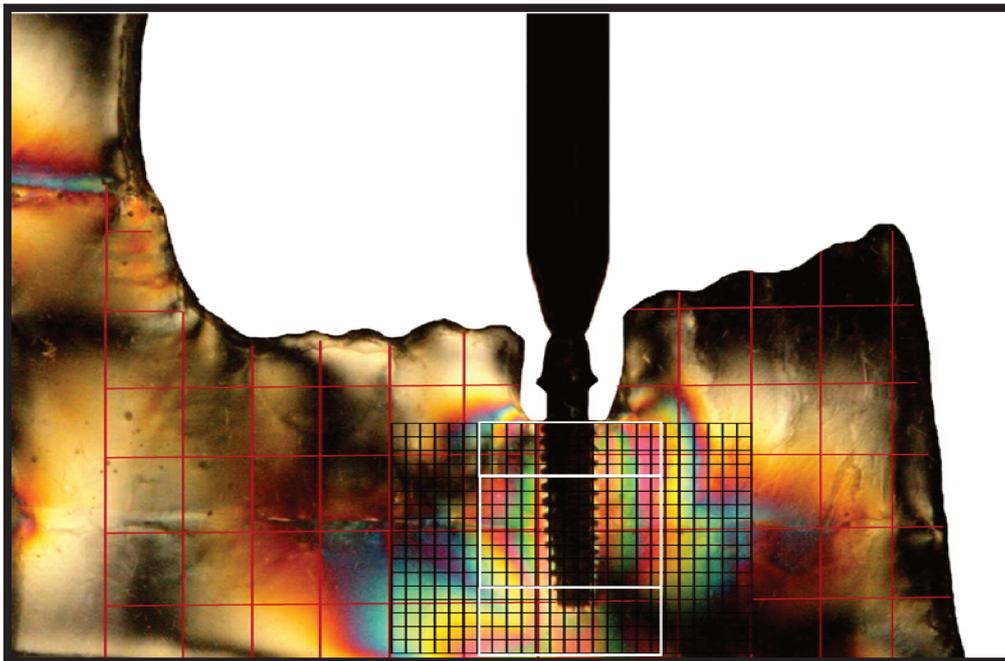


Figura.28- Delimitação das regiões, através da linha branca. Cada quadrado representa 1 ponto. Cervical 40 pontos, médio 80 pontos, apical 59 pontos.

Quando analisadas as tensões em pontos específicos do implante (cervical 40 pts, media 80pts e apical 59 pts), delimitada pela grade podemos observar que a região cervical e media do implante apresentaram maiores concentrações de tensões (t 2621) seguidas pela região apical (t 1965), (Tabela. 7 , Figura.28).

Tabela.7- Tensão máxima observada em pontos específicos das três regiões do implante. (cervical 40pts, médio 80pts, apical 59pts)

Região Franjas	40 pts Cervical	80 pts Médio	59 pts Apical
N	4	4	3
$f\sigma$	11271	11271	11271
h	8,6	8,6	8,6
t	2621	2621	1965

Para visualizar o comportamento das tensões nos diferentes desenhos de implantes foram feitas tabelas comparativas e destas foram criados os gráficos, representando os valores da tensão máxima cisalhante nas três regiões do implante e em pontos específicos dos implantes (cervical 40 pts, médio 80, apical 59 pts).

Comparação da tensão máxima: (Tabela. 8 , Gráfico. 1).

Tabela. 8- Comparação da tensão máxima, observada bilateralmente ao implante nas diferentes regiões

Região Implante	Cervical	Médio	Apical
Serson H.E	5897	4587	3276
Colosso H.I	3931	3931	3931
Kopp C.M	3931	3931	4587

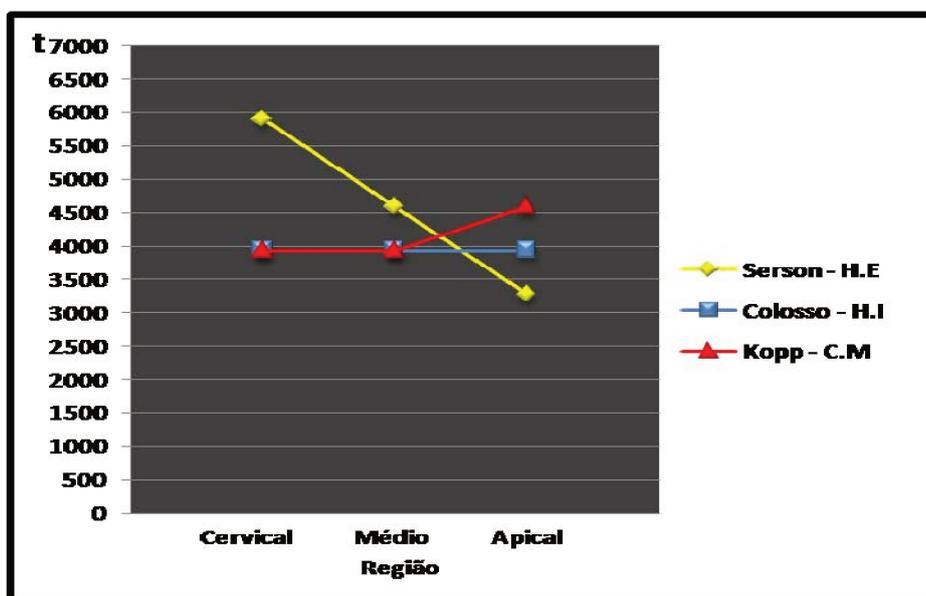


Figura.29.- Comparação dos valores da tensão máxima observada bilateralmente ao implante, nas diferentes regiões

Comparação da tensão máxima encontrada nas diferentes regiões com diferentes distâncias: (Tabela.9 , Figura.29)

- região cervical 40 pontos,
- região média 80 pontos,
- região apical 59 pontos analisados.

Tabela.9- Comparação da tensão máxima encontrada bilateralmente ao implante nas diferentes regiões.

Região Implante	40 pts Cervical	80 pts Médio	59 pts Apical
Serson H.E	3276	2621	2621
Colosso H.I	2621	1965	1965
Kopp C.M	2621	2621	1965

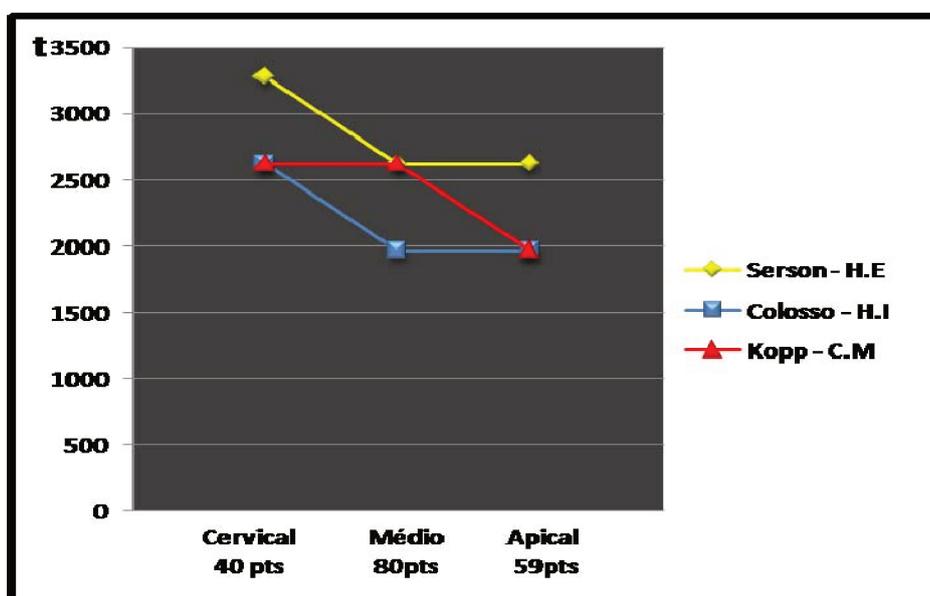


Figura.30- Comparação dos valores da tensão máxima observada bilateralmente ao implante, nas diferentes regiões com diferentes distâncias

Das tabelas 8 e 9 e das figuras 29 e 30 podemos deduzir que o implante Serson H.E foi o que concentrou maiores tensões, quando comparado aos implantes Colosso H.I e Kopp C.M.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo foi analisado qualitativa e quantitativamente a distribuição das tensões geradas em hemimandíbulas fotoelásticas após a aplicação de cargas verticais de 150N, em implantes osseointegráveis com diferentes desenhos.

O método selecionado para esta pesquisa é fortemente balizado por diversos autores como Broadsky *et al.* (1975), Cruz (2004), Laganá (1992), Kim *et al.* (1993), entre outros, que descrevem e qualificam a fotoelasticidade como um método de análise que possibilita a visualização conjunta das tensões nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, enquanto que, em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças, construídos a partir de dados numéricos. Outra característica que oferece este método é a possibilidade de se fazer análise de distribuição de tensões em corpos de morfologia complexas, como os ossos do complexo maxilo-facial.

Haraldson empregou em 1980, pela primeira vez a técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão com implantes osseointegráveis, encontrando diferenças na qualidade das ordens de franjas de acordo com a forma em que o implante se encontrava imerso no material e também quando no uso de implantes com e sem roscas, demonstrando a importância do desenho dos implantes para a transferência de tensões ao osso circundante. Este autor confeccionou blocos de resinas fotoelásticas os quais foram posteriormente perfurados para a instalação dos implantes, estas perfurações foram feitas com brocas calibradas a 260 rpm sobre intensa irrigação com água.

Meirelles no 2003, empregou uma metodologia similar a utilizada por Haraldson em 1980, este autor analisou através da fotoelasticidade a distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno.

Para a instalação dos implantes foram realizadas perfurações nos blocos de resina fotoelástica através de uma seqüência de brocas adaptada a uma furadeira de coluna (Metalurgica Schul, Joinville, S.C.,Brasil). Estas perfurações foram realizadas com intensa refrigeração a água e rotação constante, com o objetivo de minimizar a produção de tensões residuais de calor e do corte do procedimento.

Ambos autores observaram tensões residuais nos modelos confeccionados em resina fotoelástica, proveniente das perfurações. Estas tensões podem alterar o resultado das análises, por esse motivo as perfurações para a instalação dos implantes osseointegráveis foram evitadas no presente estudo.

Cehreli *et al.* 2004, Bernardes 2005, Da Costa 2007, Jaimes M, De Albergaria B, 2008, analisaram a distribuição das tensões em diferentes desenhos de implantes através do método experimental da fotoelasticidade. Estes autores utilizaram uma metodologia similar entre si para a confecção dos blocos em resina fotoelástica evitando as tensões residuais observadas nos modelos confeccionados por Haraldson e Meirelles.

Markarian (2005) realizou um estudo através da análise fotoelástica, comparando a distribuição de tensões na região adjacente ao implante, utilizando uma carga de 100N. Este autor confeccionou um modelo em resina fotoelástica com anatomia semelhante a região de pré-molares inferiores contendo um implante de hexágono interno de 3,75 x 11 mm. Por sua parte Jeong *et al.* 2003 simulou através da resina fotoelástica um segmento da região posterior de uma mandíbula edéntula, além disso foram usadas duas resinas com módulos de elasticidade diferentes, e similares com o osso cortical e medular.

Tomando como referencia esses estudos e com o intuito de visualizarmos uma situação clínica foram confeccionadas hemimandibulas em resinas fotoelásticas a partir da duplicação de uma hemimandibula de poliuretano. A esta

hemimandíbula foi removido o segundo pré-molar inferior criando uma ausência, para colocação do implante. Os implantes osseointegráveis foram posicionados na reprodução em negativo do silicone na região da ausência dental, e seguidamente foi vertida a resina, cobrindo toda a estrutura do implante, seguindo a metodologia proposta por estes autores, Cehreli *et al.* 2004, Bernardes 2005, Da Costa 2007 e Jaimes M, De Albergaria B, 2008.

Uma vez aplicada as cargas verticais de 150 N sobre os componentes protéticos nos diferentes implantes, o presente estudo mostrou que o desenho dos implantes são fator importante na distribuição e concentração das tensões, e que estas podem ser minimizada pelo desenho, concordando com diversos autores (Bernardes, 2005; Da Costa, 2007).

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

O implante Serson, de desenho cilíndrico e hexágono externo foi o que apresentou maiores concentrações de tensões ao redor do implante, quando comparado com os implantes Colosso e Kopp. Estes dois últimos apresentaram um desenho cônico e com conexões internas (H.I e C.M) respectivamente.

É importante destacar que as conexões internas (H.I e C.M) demonstraram ser menos prejudiciais que a conexão externa em relação à distribuição das tensões, o que indica uma vantagem significativa. Apesar das conexões protéticas apresentarem uma função específica estas podem contribuir a minimizar as tensões no osso adjacente, concordando com Bernardes (2005). Este mesmo

autor analisou através da análise fotoelástica a união pilar/implante de hexágono externo e interno, concluindo que o hexágono interno apresentou menores tensões ao longo do implante que o hexágono externo.

Os resultados apresentados neste estudo diferem com os apresentados por Cehreli *et al.* (2004), este autor comparou a magnitude do estresse e das tensões geradas em implantes que apresentavam diferentes configurações e comprimentos. Os implantes analisados foram Branemark® (Nobel Biocare) com desenho cilíndrico e cônico H.E, ITI® (Straumann) com desenho cilíndrico C.M e Astra Techs® (Astra Tech AB) com desenho cilíndrico e cônico H.I. A concentração de tensão nos implantes Branemark® (Nobel Biocare) com H.E foram menores, principalmente para os casos de cargas verticais a 150 N.

O implante Colosso, rosca cônica, porção cervical polida e hexágono interno apresentou a menor concentração de tensões ao redor do implante, podendo atribuir este fato ao desenho geométrico (presença de uma porção cervical polida e o hexágono interno) o qual permitiria absorver as tensões no interior do implante (Binon, 1996). Estes resultados são compatível aos apresentados por Da Costa *et al.* (2007), que relata que o implante com desenho cônico e hexágono interno longo concentraram as tensões na região apical com distribuição para o terço médio e cervical de maneira mais uniforme quando comparado aos implantes de configuração cilíndrica.

Estas concentrações de tensões observadas nos diferentes testes fotoelásticos podem nos orientar sobre a biomecânica dos implantes em função. Steigenga *et al.* (2003) relataram que modificações no desenho e superfície do implante têm sido sugeridas para aumentar o sucesso da osseointegração e proporcionar melhor distribuição de cargas em locais de qualidade óssea pobre. Dessa forma, devido à função dos implantes de transferir cargas oclusais aos tecidos biológicos, o objetivo dos desenhos funcionais é, portanto, direcionar as

cargas biomecânicas através de uma melhor distribuição dessas forças, otimizando a função das próteses suportadas pelos implantes.

Em 1986 Albrektsson *et al.*, estabeleceram os critérios que definiam o sucesso dos implantes com hexágono externo introduzidos por Branemark, são eles: imobilidade clínica do implante, ausência de radiolucência periimplantar, perda óssea vertical menor que 0,2 mm anualmente a partir do primeiro ano de função, ausência de sinais e sintomas tais como dor, infecção, neuropatia, parestesia ou violação do canal mandibular, e sobrevida de 85% dos implantes aos cinco anos de função e 80% aos dez anos. Este autor levou a aceitação de um padrão de perda óssea na crista do rebordo por se entender que a mesma seria inexorável.

Em discordância com Albrektsson *et al.*, (1986), Warren *et al.* (2002) observaram ausência de reabsorções na crista do rebordo em implantes inteiramente jateados com óxido de titânio. Atribuíram a ausência de saucerização ao desenho e à superfície do implante e mostraram que aquela reabsorção não era inexorável como se acreditava.

Por sua parte Misch (1995) atribuiu tal reabsorção a um processo multifatorial atuando individualmente ou em conjunto na região cervical. Sendo estes fatores a abertura do retalho com exposição óssea, utilização do *countersink*, forças mastigatórias atingindo o osso com intensidade superior à da capacidade fisiológica, micromovimentação do pilar protético, desenvolvimento microbiano entre pilar e implante além do estresse entre dois materiais com módulos de elasticidade diferentes.

Estes resultados experimentais, através da análise fotoelástica, evidenciam a importância do desenho dos implantes osseointegráveis na distribuição das tensões. Diferentes autores relatam sobre a reabsorção na região da crista

alveolar, e mencionam que esta reabsorção pode ser evitada (Warren *et al.* 2002, Steigenga *et al.*2003). Desta forma uma grande quantidade de empresas de implantes tem surgido no mercado, com a intenção de mostrar uma marca diferenciadora que possa ser utilizada em situações clinicas desfavorável como no caso de osso de baixa qualidade onde se deseja minimizar as tensões na região da crista alveolar, ou adequar-se as novas tendências da implantodontia. Além disso, também existe um interesse comercial e financeiro.

7 CONCLUSÃO

Os três desenhos de implantes apresentaram padrões diferentes de distribuição de tensões, observando-se menor concentração de tensões nos implantes cônicos com conexões internas (H.I e C.M). O implante cilíndrico com H.E apresentou maior concentração de tensões nas três regiões.

REFERÊNCIAS

1. Abdu AT. Estudo da distribuição das tensões na mandíbula humana usando fotoelasticidade tridimensional [dissertação]. Uberlândia: UFU; 1994. 74p.
2. Abrahamsson I, Zitzmann NU, Berglundh T, Wennerberg A, Lindhe J. Bone and soft tissue integration to titanium implants with different surface topography: an experimental study in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16(3): 323-32.
3. Abron A, Hopfensperger M, Thompson J, Cooper LF. Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model. *J Prosthet Dent.* 2001; 85(1): 40-6.
4. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990; 5(4): 347-59.
5. Albrektsson T, Zarb GA. Determinants of correct clinical reporting. *Int J Prosthodont.* 1998; 11(5): 517-21.
6. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants.* 1986; 1(1): 11-25.
7. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 319-25.
8. Alvarez ED, Strohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões. *Rev Fis Apl Instrum.* 1998; 13(4): 86-91.
9. Anderson DN, Joyce AP, Roberts S, Runner RA. A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when to the profile/GT rotary instrumentation system. *J Endod.* 2006; 32(3): 222-4.

10. Araújo CA. Introdução a fotoelasticidade de transmissão plana e mecânica aplicada. Uberlândia: UFU/FEM; 2006. 41p. Apostila.
11. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes methods and results. *J Biomed Mater Res.* 1984; 18(4): 337-55.
12. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implants restorations. *J Oral Implants.* 2001; 27(2): 63-72.
13. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutment. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(1): 36-43.
14. Bastos EG. Análise química, microestrutural e da interface implante – pilar intermediário de quatro sistemas de implantes dentários endo-ósseos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2001. 113p.
15. Bernardes SR, Araujo CA, Neves FD. Análise do campo de tensões em implantes dentários do tipo hexágono interno, hexágono externo e cone morse usando a técnica fotoelástica. In: Anais do 13. POSMEC – Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Uberlândia: UFU; 2003. P.1-10.
16. Bernardes S, De Araújo CA, Neto AJF, Gomes VL, Das Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News.* 2006; 3(4): 355-9.
17. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Oral Implant.* 1992; 18(3): 264-74.
18. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 1(15): 76-94.
19. Binon P. The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces. *Postgraduate Dent.* 1996; 3(1): 3-14.

20. Boyne PJ, Herford AS. Effect of configuration of surgical burs on osseointegration of dental implants: a pilot study. *Implant Dent.* 1994; 3(1): 47-50.
21. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental protheses. I – Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1969; 3: 81-100.
22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O *et al.* Osseointegrated dental implants in the treatment of edentulous jaws. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1977; 16(Suppl): 1-132.
23. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. 356p.
24. Branemark R, Ohrnell LO, Nilsson P, Thomsen P. Biomechanical characterization of osseointegration during healing: an experimental in vivo study in the rat. *Biomaterials.* 1997; 18(14): 969-78.
25. Broadsky JE, Caputo AA, Furtzman LL. Root Typing: a photoelastic-histopatologic correlation. *Am J Orthod.* 1975, 67(1): 1-10.
26. Bruski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(2): 85-97.
27. Buser D, Weber HP, Brägger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage iti implants: 3-year results of a longitudinal study with hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6: 405-12.
28. Campos Jr A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Rev Odontol Univ Sao Paulo.* 1986; 16(1): 20-5.

29. Carvalho PSP, Jaef SB, Rossi Junior R, Sanches MG. Ação das brocas do sistema T.F. (Tissue Functional), com e sem irrigação externa, no tecido ósseo. Estudo histológico em coelhos. RGO. 1992; 42: 171-3.
30. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res, 2004; 15(2): 249-57.
31. Ceschin JR. Implante na reabilitação bucal. São Paulo: Panamed; 1984.
32. Cheroudi B, Gould TR, Brunette DM. The role of connective tissue inhibiting epithelial down growth on titanium-coated percutaneous implants. J Biomed Mater Res. 1992; 26(4): 493-515.
33. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J.Oral Rehabil. 2002; 29(6): 565-74.
34. Cook SD, Dalton JE. Biocompatibility and biofuncionality of implanted materials. Alpha Omegan. 1992; 85(4): 41-7.
35. Cranin AN, Rabkin MF, Garfinkel L. A statistical evaluation of 952 endosteal implants in humans. J Am Dent Assoc. 1977; 94(2): 315-20.
36. Cruz ANL. Análise Fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de próteses parciais removíveis superior Classe II de Kennedy, subclasse I [tese]. São Paulo: USP/FO; 2004.
37. Da Costa CE, Pelegrine AA, Lopes FM, Guimarães CPD, Sendyk CL, Sendyk WR. Avaliação comparativa fotoelástica de diferentes desenhos de implantes submetidos a carga de compressão. Implant News. 2007; 4(4): 377-82.
38. Dantas KA, Neves FD, Araujo AC. Análise da distribuição de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno sobre carregamento oblíquo. PROJETO N°: D-022/2005. Horizonte Cient. 2007

39. Dosualdo JA, Agostinho RM. Histórico e evolução dos implantes. In: Tortamano Neto P, colaborador. Filosofia e técnica de implantes de um estágio cirúrgico. São Paulo: Santos; 2007. p 1-42.
40. Doyle JF, Phillips JW. Manual on experimental stress analysis. 5. ed. New York: McGraw-Hill; 1978.
41. Duyck J, Naert I, Van OH, Ronold HJ, Vander JS, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res. 2001; 12(3): 207-18.
42. Faria AR. Distribuição de tensões geradas pelo contacto de um cilindro com um plano usando métodos numéricos e fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: UFU; 1996. 101p.
43. Ferreira JAFG. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [dissertação]. São Paulo: USP/Escola Politécnica; 2003. 85p.
44. Finger IM, Castellon P, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. Pract Proced Aesthet Dent. 2003; 8(15): 625-34.
45. French AA, Bowles CQ, Parham PI, Eicck Jd, Killoy Wj. Comparison of peri implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. Int J Periodontics Restorative Dent. 1989; 9(3): 221-30.
46. Gomide HA. Fotoelasticidade aplicação na biomecânica. In: Anais da XII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Ribeirão Preto: SBEB; 1990.
47. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. Scand J Plast Reconstr Surg. 1980; 14: (3) 209-214.

48. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(3): 345-60.
49. Hulth A. Fracture healing: a concept of competing healing factors. *Acta Orthop Scand*. 1980; 51(1): 5-8.
50. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin. Oral Implants Res*. 1996; 7(2): 128-32.
51. Jaimes M, Albergaria - Barbosa José Ricardo. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. *Análise Estrutural e Fotoelástica [dissertação]*. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.
52. Kapur KK. Benefit and risk of blade implants: A critique. In: Schnitman P, Shulman L, editors. *Dental implants: benefit and risk*. Bethesda: Department of Health and Human Services; 1980. p.306-8. DHHS publication no. 81-1531.
53. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 832-7.
54. Kasemo B, Lausmaa J. Surface science aspects on inorganic materials. *CRC Crit Rev Biocompatibil*. 1986; 2: 335-80.
55. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(5): 559-64.
56. Kim HC, Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K. Photoelastic analysis of internal screw fixation after sagittal split ramus osteotomy. *J Craniomaxillofac Surg*. 1993; 21(6): 266-70.
57. Kinomoto Y, Torri M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stress in resin composite. *J Dent*. 1998; 26(2): 165-71.

58. Kivan Ak, Mete I. Fanuscu, Angelo A. Caputo. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont*. 2008 17(8): 616-20.
59. Könönen M, Hormia M, Kivilahti J, Hautaniemi J, Thesleff I. Effect of surface processing on the attachment orientation and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J Biomed Mater Res*. 1992; 26(10): 1325-41.
60. Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [tese]. São Paulo: USP/FO; 1992.
61. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993; 43(3): 245-53.
62. Lavelle CL. Mucosal seal around endosseous dental implants. *J Oral Implantol*. 1981; 9(3): 357-71.
63. Lemons JE. Dental implants biomaterials. *J Am Dent Assoc*. 1990; 121(6): 716-9.
64. Lewis G. X-ray photoelectron study of surface layers on orthopaedic alloys.I. Ti-6Al-4V (ASTM F136) alloy. *J Vac Sci Technol*. 1993; 325-55.
65. Lindhe J. Tratado de periodontia clinica e implantodontia oral. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. 720p.
66. Ling BC, Gillings BR. Cleansing and surface modifying agents on implants: fixation and related aspects of aesthetics. *Asian J Aesthet Dent*. 1995; 3: 17-21.
67. Linkow L. Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. *J Oral Implant Transplant Surg*. 1966; 12: 35-46.
68. Liu H, Klein CP, van Rossen IP, de Groot K. A Model for the evaluation of mandibular bone response to implant materials. *J Oral Rehabil*. 1995; 22(4): 283-7.

69. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34(6): 831-8.
70. Mandia Jr J, Kesselring ALF. Biomecânica em osseointegração. In: Macedo MCS, Baldacci Filho R, coordenadores. *Procedimentos odontológicos - ebook Jubileu de Ouro do 25. CIOSP.* São Paulo: CIOSP; 2007. Cap.6, p.178-9 [acesso 2009 Jan 10]. Disponível em: <http://www.apcd.org.br/ciosp/anais/ebook.htm>
71. Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos. *Análise fotoelástica e dinâmica [dissertação].* São Paulo: USP/FO; 2005.
72. McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(5): 586-93.
73. Meirelles LAD. *Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [dissertação].* Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
74. Misch CE. Crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Postgraduate Dent.* 1995; 2(3): 3-17.
75. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry. Densidade óssea: um determinante – chave para o sucesso clínico.* Saint Louis: Mosby; 2006. Chap.9, p.137.
76. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 4(8): 290-8.
77. Oliveira KMC. *Análise Fotoelástica da tensão de contração ocorrida na polimerização de compositos resinosos [dissertação].* Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

78. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(6): 633-40.
79. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects. J Prosthet Dent.* 1985; 54(3): 410-4.
80. Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical branemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001; 3(1): 9-19.
81. Petrie CS, Willians JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005; 16(4): 486-94.
82. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001; 9(3): 97-103.
83. Schroeder A, Sutter F. Stages in the development of the ITI Implant. In: Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G, editors. *Oral Implantology. Basics, ITI dental implant system.* 2. ed. New York: Thieme Medical Publishers; 1996. p.66-79.
84. Schroeder A, Sutter F, Krekerler G. *Implantologia dental.* São Paulo: Panamericana; 1994.
85. Scialom J. Implants aiguilles (pin implants). *J Oral Implant Transplant Surg.* 1965; 11: 18-23.
86. Serson D. *Implantes orais, teoria e prática.* São Paulo: Artes Médicas; 1985. p.4-5.

87. Smithloff M, Fritz ME. The use of blade implants in a selected population of partially edentulous adults. A five-year report. *J Periodontol.* 1976; 47(1): 19-24.
88. Spiekermann H. Atlas colorido de odontologia implantologia. Porto Alegre: Artmed; 2000.
89. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003; 12(4): 306-17.
90. Strock AE. Experimental work on a method of the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into alveolus. *Am J Orthod Oral Surg.* 1939; 25: 467-72.
91. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI dental implant system. Engineering and design. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993; 13: 409-13.
92. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials designs and surfaces topographies: Their effect on osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(5): 675-90.
93. Takeshita F, Akedo H, Kihara A, Morimoto K, Suetsugu T. A quantitative study on the interface between bone tissue and blade-vent implants using the image processing system. *J Oral Implantol.* 1989; 15(3): 154-9.
94. Thayer HH, Caputo A. A Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(6): 611-7.
95. Torezan JFR. Estudo comparativo entre dois tipos de superficies de implantes de titânio. Análise histológica e biomecânica em tibia de coelhos [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1998. 145p.

96. Tseng CC, Pang IC, Wen MJ, Huang KC, Chang JC. Clinical effectiveness of international team for oral implantology dental implant. Treatment in Taiwan: a seven-year longitudinal study. *Implant Dent.* 2009; 18(1): 67-73.
97. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angle implants after installation of fixed prostheses. *Pesqui Odontol Bras.* 2004; 18(1): 45-52.
98. Venable CS, Stuck GW, Beach A. The effects on bone of the presence of metals based upon eletrolyses. *Ann Surg.* 1937; 105(6): 917-37.
99. Vuolo JH. Polarização da luz e display PN. In: *Introductory course on liquid crystal dysplays.* Madrid; 1988. p.1-19.
100. Wagner WC. A brief introduction to advanced surface modification technologies. *J Oral Implantol.* 1992; 18(3): 231-5.
101. Warren P, Chaffee N, Felton DA, Cooper LF. A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement of TiO₂ gritblasted implantes in the posterior maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(3): 399-404.
102. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials. *J Biomed Mater Res.* 1995; 29(12): 1567-75.
103. Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med Eng Phys.* 2001; 23(8): 567-72.
104. Zadeh HH, Daftary F. Implant designs for the spectrum of esthetic and functional requirements. *J Calif Dent Assoc.* 2004; 32(12): 1003-10.
105. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1991; 11: 89-91.